



TÜRKİYE BİLİMSEL VE
TEKNİK ARAŞTIRMA KURUMU

THE SCIENTIFIC AND TECHNICAL
RESEARCH COUNCIL OF TURKEY

**ALT ÇENE İMPLANT DESTEKLİ HAREKETLİ
PROTEZLERDE İKİ FARKLI ÜST YAPI
TÜRKÜNÜN KEMİKTEKİ GERİLME DAĞILIMINA
ETKİSİNİN ÜÇ BOYUTLU SONLU ELEMANLAR
YÖNTEMİ İLE İNCELENMESİ**

23.07.1981 - 24.07.1981
PROJE NO: MİSAG - 81

Makina, Kimyasal Teknolojiler, Malzeme ve İmalat Sistemleri
Araştırma Grubu

Mechanical Engineering, Chemical Technologies, Material
Sciences and Manufacturing Systems Research Grant
Committee

**ALT ÇENE İMPLANT DESTEKLİ HAREKETLİ
PROTEZLERDE İKİ FARKLI ÜST YAPI
TÜRKÜNÜ KEMİKTEKİ GERİLME DAĞILIMINA
ETKİSİNİN ÜÇ BOYUTLU SONLU ELEMANLAR
YÖNTEMİ İLE İNCELENMESİ**

2000 - 211
PROJE NO: MİSAG - 81

Doç. Dr. LEVEND PARNAS

Prof. Dr. SEVDA SUCA

Dr. H. LAMİA ELİF MUTLU-SAĞESEN

Aralık 1999

ANKARA

**ALT ÇENE İMPLANT DESTEKLİ HAREKETLİ
PROTEZLERDE İKİ FARKLI ÜST YAPI
TÜRKÜNÜN KEMİKTEKİ GERİLME DAĞILIMINA
ETKİSİNİN ÜÇ BOYUTLU SONLU ELEMANLAR**

YÖNTEMİ İLE İNCELENMESİ

2000 - 21

PROJE NO: MİSAG - 81

Doç. Dr. LEVEND PARNAS

Prof. Dr. SEVDA SUCA

Dr. H. LAMİA ELİF MUTLU-SAĞESEN

Aralık 1999

ANKARA

ÖNSÖZ

Bu çalışma Makina Mühendisliği ve Diş Hekimliği konularını kapsayan bir alanda her iki bilim dalındaki insanların çalışması ile ortaya çıkarılmıştır. Günümüz teknoloji dünyasının bir sonucu olan disiplinlerarası çalışma, birden fazla bilim dalından insanın biraraya gelmesini gerektirmektedir. Bu birliktelik sonucu tekil bilim dallarının yapabileceklerinin ötesinde olumlu sonuçlar elde edilmektedir. Böylelikle, ilgili konularda çalışan araştırmacıların bilimsel dünyaları genişlemekte ve problemlere yeni çözümler üretebilme olanağına kavuşmaktadır.

İnsan sağlığı teknolojisine günümüzde büyük önem verilmekte ve bu konuda son yıllarda önemli ilerlemeler kaydedilmektedir. Bu gelişmelerden bir kısmı insan vücutundaki mekanizmaların modellenmesi ve simülasyonu üzerinde yoğunlaşmaktadır. Bu tür çalışmalar bir yandan insan vücutu ile ilgili bilinmezlere yanıt ararken bir yandan da ilaçların, tedavi yöntemlerinin denenmesi için yaşamsal risk içermeyen çözümler önermektedirler. Ayrıca, son yıllarda yoğun tepki gösteren canlı hayvan deneylerine de bir alternatif oluşturmaktadırlar.

Bu araştırma, insan alt çene kemiği üzerindeki implantlar ve üst yapı türleri ile ilgili bir modelleme ve simülasyon çalışmasını içermektedir. Çeşitli implant ve üst yapı uygulamalarının ve bunların sonuçlarının irdelediği bu çalışmada elde edilen veriler diş hekimliği alanında uygulama şansı bulabilecek ve geliştirilen modeller başka tür simülasyon çalışmalarında kullanılabilecektir.

Bu çalışmayı MİSAG-81 projesi kapsamında desteklediği için özellikle TÜBİTAK ve Makina, Kimyasal Teknolojileri, Malzeme ve İmalat Sistemleri Araştırma Grubuna teşekkür etmek isteriz. Ayrıca kurum olanaklarını kullanmamızı sağladıkları ve projeyi destekledikleri için Orta Doğu Teknik Üniversitesi ve Gazi Üniversitesi de teşekkür ederiz. Bilgisayar olanaklarını hizmetimize açması ve çalışmamızı başarı ile bitirmemize olanak sağlaması nedeni ile ASELSAN A.Ş.'ye teşekkürü bir borç bilmekteyiz.

Doç. Dr. Levend PARNAS

Proje Yürüttürücüsü

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa</u>
ÖNSÖZ	ii
İÇİNDEKİLER	iii
ŞEKİL LİSTESİ	v
TABLO LİSTESİ	ix
ÖZ	x
ABSTRACT	xi
1. GİRİŞ	1
1.1 Genel Bilgiler	2
1.1.1 İmplantın tanımı, tarihçesi ve sınıflandırması	2
1.1.2 İmplant uygulanma nedenleri	4
1.1.3 Tam dişsizlikte implant üst yapı tipleri	5
1.1.4 İmplant Destekli <i>Overdenture</i> 'lar	6
1.1.5 İmplantlarda biyomekanik faktörlerin önemi	10
1.1.6 Gerilme (<i>Stress</i>) ve Gerinim (<i>Strain</i>)	13
1.1.7 Sonlu elemanlar analiz yöntemi	20
2 GEREÇ VE YÖNTEM	27
2.1 Modelleme ve Kullanılan Gereçler	27
2.2 Simülasyon Çalışmaları ve Sonlu Elemanlar Yöntemi	36
2.2.1 Kemik ve İmplantın Malzeme Özellikleri	36
2.2.2 Kemik-İmplant Bağlantı Durumu	38
2.2.3 Mesnetler	38
2.2.4 Yükleme ve Isırma Kuvvetleri	39
2.2.5 Ağ Yapının Elde Edilmesi ve Çözüm	42
3 BULGULAR	45
3.1 Asal Gerinim Değerlerinin Dağılımı	45
3.1.1 İki İmplant Destekli Topuz Başlı Model	49
3.1.2 İki İmplant Destekli Barlı Model	50

3.1.3	Dört İmplant Destekli Barlı Model	51
3.1.4	Gerinim Dağılımının Değişik Üst Yapı Modelleri İçin Karşılaştırılması	52
3.2	Asal Gerilme Değerlerinin Dağılımı	66
3.2.1	İki İmplant Destekli Topuz Başlı Model	69
3.2.2	İki İmplant Destekli Barlı Model	70
3.2.3	Dört İmplant Destekli Barlı Model	71
3.2.4	Gerilme Dağılımının Değişik Üst Yapı Modelleri için Karşılaştırılması	77
3.3	Eşdeğer (Von Mises) Gerilme ve Gerinim Değerlerinin Dağılımı	85
4	TARTIŞMA	88
5	SONUÇ	108
6	KAYNAKLAR	110

ŞEKİL LİSTESİ

<u>Sekil</u>	<u>Sayfa</u>
1.1 Gerilmenin üç temel tipi	17
1.2 Bir gerilme elemanına etki eden normal ve makaslama gerilme değerleri	17
2.1 Model olarak kullanılan dişsiz insan kadavra mandibulası	28
2.2 Kullanılan bilgisayarlı tomografi cihazı	29
2.3 Önden 73.5 mm arkadaki kesite ait radyografi filminin bilgisayara tarayıcı yardımı ile geçirilen görüntüsü	30
2.4 Üç boyutlu uzayda kesitlerden oluşan AutoCAD görüntüleri	32
2.5 Mandibulanın tamamının elde edilmiş geometrik modeli	33
2.6a Mandibula üzerinde iki implant destekli durum için hazırlanan radyolojik stent	34
2.6b Mandibula üzerinde dört implant destekli durum için hazırlanan radyolojik stent	34
2.7 İmplantlı mandibula modelleri	37
2.8 Dört düğümlü tetrahedron eleman	38
2.9 Mesnet bölgelerinin görüntüleri	39
2.10 İmplant üzerine uygulanan çiğneme kuvvetlerinin yönleri ve büyülüklüklerinin labiolingual kemik kesitinde gösterilmesi	40
2.11 İki implantlı topuz başlı modelde üç kuvvetin uygulanması	41
2.12 İki implantlı barlı modelde üç kuvvetin uygulanması	41
2.13 Dört implantlı barlı modelde üç kuvvetin uygulanması	42
2.14 Bulguların yerleşimini implanta göre anlatan arkın görüntüsü	43
2.15 Kesitlerde bulguların elde edildiği düğümler	44
3.1 İmplantın servikalinde asal gerinim değerleri	53
3.2 İmplantın ortasında asal gerinim değerleri	54
3.3 İmplantın apeksi dışında asal gerinim değerleri	55
3.4 İmplantın apeksi içinde asal gerinim değerleri	56
3.5 İmplantın içerisinde asal gerinim değerleri	57
3.6 İki implantlı barlı modelde oblik yükte BL kesitte, kemikteki maksimum asal gerinim dağılımı	60

3.7	İki implantlı barlı modelde oblik yükte MD kesitte, kemikteki maksimum asal gerinim dağılımı	60
3.8	İki implantlı barlı modelin tümünde oblik yükteki maksimum asal gerinim dağılımı	60
3.9	İki implantlı barlı modelde yatay yükte BL kesitte, kemikteki maksimum asal gerinim dağılımı	61
3.10	İki implantlı barlı modelde yatay yükte MD kesitte, kemikteki maksimum asal gerinim dağılımı	61
3.11	İki implantlı barlı modelin tümünde yatay yükteki maksimum asal gerinim dağılımı	61
3.12	Dört implantlı barlı modelde düşey yükte BL kesitte, kemikteki maksimum asal gerinim dağılımı	62
3.13	Dört implantlı barlı modelde düşey yükte MD kesitte, kemikteki maksimum asal gerinim dağılımı	62
3.14	Dört implantlı barlı modelin tümünde düşey yükteki maksimum asal gerinim dağılımı	62
3.15	İki implantlı barlı modelde oblik yükte BL kesitte, kemikteki minimum asal gerinim dağılımı	63
3.16	İki implantlı barlı modelde oblik yükte MD kesitte, kemikteki minimum asal gerinim dağılımı	63
3.17	İki implantlı barlı modelin tümünde oblik yükteki minimum asal gerinim dağılımı	63
3.18	İki implantlı barlı modelde yatay yükte BL kesitte, kemikteki minimum asal gerinim dağılımı	64
3.19	İki implantlı barlı modelde yatay yükte MD kesitte, kemikteki minimum asal gerinim dağılım	64
3.20	İki implantlı barlı modelin tümünde yatay yükteki minimum asal gerinim dağılımı	64
3.21	İki implantlı topuz başlı modelde düşey yükte BL kesitte kemikte minimum asal gerinim dağılımı	65
3.22	İki implantlı topuz başlı modelde düşey yükte MD kesitte kemikte minimum asal gerinim dağılımı	65
3.23	İki implantlı topuz başlı modelin tümünde düşey yükteki	

minimum asal gerinim dağılımı	65
3.24 İmplantın servikalinde asal gerilme değerleri	72
3.25 İmplantın ortasında asal gerilme değerleri	73
3.26 İmplantın apeksi dışında asal gerilme değerleri	74
3.27 İmplantın apeksi içinde asal gerilme değerleri	75
3.28 İmplantın içerisinde asal gerilme değerleri	76
3.29 İki implantlı topuz başlı modelde oblik yükte BL kesitte, kemikteki maksimum asal gerilme dağılımı	79
3.30 İki implantlı topuz başlı modelde oblik yükte MD kesitte, kemikteki maksimum asal gerilme dağılımı	79
3.31 İki implantlı topuz başlı modelin tümünde oblik yükteki maksimum asal gerilme dağılımı	79
3.32 İki implantlı barlı modelde yatay yükte BL kesitte, kemikteki maksimum asal gerilme dağılımı	80
3.33 İki implantlı barlı modelde yatay yükte MD kesitte, kemikteki maksimum asal gerilme dağılımı	80
3.34 İki implantlı barlı modelin tümünde yatay yükteki maksimum asal gerilme dağılımı	80
3.35 İki implantlı barlı modelde düşey yükte BL kesitte, kemikteki maksimum asal gerilme dağılımı	81
3.36 İki implantlı barlı modelde düşey yükte MD kesitte, kemikteki maksimum asal gerilme dağılımı	81
3.37 İki implantlı barlı modelin tümünde düşey yükteki maksimum asal gerilme dağılımı	81
3.38 İki implantlı barlı modelde oblik yükte BL kesitte, kemikteki minimum asal gerilme dağılımı	82
3.39 İki implantlı barlı modelde oblik yükte MD kesitte kemikte minimum asal gerilme dağılımı	82
3.40 İki implantlı barlı modelin tümünde oblik yükteki minimum asal gerilme dağılımı	82
3.41 İki implantlı topuz başlı modelde yatay yükte BL kesitte, kemikteki minimum asal gerilme dağılımı	83
3.42 İki implantlı topuz başlı modelde yatay yükte MD kesitte, kemikteki	

minimum asal gerilme dağılımı	83
3.43 İki implantlı topuz başlı modelin tümünde yatay yükteki minimum asal gerilme dağılımı	83
3.44 İki implantlı topuz başlı modelde düşey yükte BL kesitte, kemikteki minimum asal gerilme dağılımı	84
3.45 İki implantlı topuz başlı modelde düşey yükte MD kesitte, kemikteki minimum asal gerilme dağılımı	84
3.46 İki implantlı topuz başlı modelin tümünde düşey yükteki minimum asal gerilme dağılımı	84

TABLO LİSTESİ

<u>Tablo</u>	<u>Sayfa</u>
1.1 Sonlu elemanlar programının işleyışı	24
2.1 Sonlu elemanlar modellerinde kullanılan malzemelerin özellikleri	37
3.1 İmplant desteklerin değişik seviyelerinden seçilen noktaların maksimum asal gerinim değerleri	47
3.2 İmplant desteklerin değişik seviyelerinden seçilen noktaların minimum asal gerinim değerleri	48
3.3 İmplant desteklerin değişik seviyelerinden seçilen noktaların maksimum asal gerilme değerleri	67
3.4 İmplant desteklerin değişik seviyelerinden seçilen noktaların minimum asal gerilme değerleri	68
3.5 İmplant desteklerin değişik seviyelerinden seçilen noktaların Von Mises gerinim değerleri	86
3.6 İmplant desteklerin değişik seviyelerinden seçilen noktaların Von Mises gerilme değerleri	87

ÖZ

Bu çalışmada, implant destekli *overdenture*'larda uygulanabilen farklı iki üst yapı türünün kemikteki gerilme dağılımına etkileri incelenmiştir. Üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi için tamamen dişsiz insan kadavra mandibulasının üç boyutlu geometrik modeli oluşturulmuştur. Bu modelden iki farklı üst yapıya ait üç model elde edilmiştir.

İki implantlı topuz başlı, iki implantlı barlı ve dört implantlı barlı üst yapıların neden olduğu gerilmeler incelenmiştir. Sonlu elemanlar yöntemi ile yapılan analizlerde bir paket programı kullanılmıştır. Üst yapısı altın alaşımından oluşturulmuş, içi boş silindir (hollow cylinder) titanyum implantlar çevresindeki kortikal ve spongioz kemikten referans düğüm noktaları saptanmıştır. Bu noktalarda düşey, yatay ve oblik yönlerde uygulanan kuvvetlerin yarattığı gerinim ve gerilme değerleri elde edilmiştir.

Kemikteki gerilme yoğunlaşmaları daha çok implantın servikal seviyesinde tespit edilmiştir. İki implantlı topuz başlı ve barlı modellerdeki basma gerinim ve gerilme değerlerinin her üç kuvvet uygulanmasında da dört implantlı barlı modellerdeki değerlerden daha yüksek olduğu saptanmıştır. Dört implantlı barlı modelde en yüksek gerinim ve gerilme yoğunlaşmalarının genellikle arkadaki implantta olduğu görülmüştür. Yatay ve oblik yönlerdeki kuvvetlerin oluşturduğu gerilme değerlerinin düşey yöndeki kuvvetlere göre daha fazla olduğu gözlenmiştir.

Anahtar Kelimeler: Biyomekanik, sonlu elemanlar analizi, implant destekli overdenture, barlı ve barsız üst yapılar.

ABSTRACT

In this study, effects of two different superstructures of implant-supported overdentures on stress distribution around peri-implant bone were investigated. For the three-dimensional finite element study, human cadavre mandible was simulated. From this model, two implant-supported models with a bar and with a ball superstructure and four implant-supported model with a bar superstructure were obtained.

A software package program was used for the finite element analyses. Superstructures of the models were assumed to be made of a gold alloy. Hollow cylinder titanium implants were used in the model. Vertical, horizontal, and oblique bite forces were applied. The stress and strain values obtained from the analyses were examined.

Stresses were observed to be concentrated at the cortical bone around the cervical region of the implant. It was determined that the strain and stress values obtained from two implant-supported models with a bar and with a ball superstructure were higher than the values obtained from the four implant-supported model with bars. It was found that the highest strain and stress values were concentrated usually around the distal implant in the four implant-supported model with bars. Stress values created by oblique and horizontal bite forces appeared to be higher than those created by vertical bite forces.

Key Words: Biomechanics, finite element analysis, stress analysis, implant-supported overdentures, bar and ball superstructures.

BÖLÜM 1

GİRİŞ

Protetik tedaviler, dişlerin kaybı ile ortaya çıkan problemlere çözüm olurken, birçok sorunu da beraberlerinde getirirler. Özellikle hareketli protezlerin kullanımı, pek çok hasta için tatmin edici olmaktan oldukça uzaktır. Bu durum, tutuculuğun sağlanamadığı ağızlarda çok daha büyük sorunlara yol açar. Bu problemlere yönelik arayışlar implant çalışmalarını gündeme getirmiştir. Branemark ile birlikte hızla gelişen kemik-içi osteointegre implantlar, bugün sıkılıkla uygulanmaktadır. Özellikle mandibulada rezorbe kretleri olan tam dişsiz hastalara sınırlı nitelik ve nicelikteki kemik yapıları nedeni ile implant üstü sabit yapılar uygulanamasa bile, tutuculuğu sağlayabilecek az sayıda implant ve implant üstü hareketli protez, sorunları çözebilecektir. Ancak hastaya sunulan bu avantajın sürdürülmesi, implantların devamlılığının sağlanması ile gerçekleşir. Bu da endikasyondan bitime kadar olan tüm evrelerin doğru olarak yapılmasıından sonra, başarılı olduğu kabul edilen bir implantın çevresindeki kemiğin ve implant-kemik ilişkisinin korunması ile olur.

Implantların kaybında, biyomekanik etkilerin önemi tartışılmazdır. Implantlara kemikte aşırı gerilmelere neden olan kuvvetler iletilirse, kemik rezorbsiyonu ile birlikte osteointegrasyonun yıkımı ve implantların kaybı kaçınılmazdır. Bu çalışmada, söz konusu bakış açısından hareket edilerek, kemikte gerilme birikimine neden olabilecek parametrelerden; farklı iki üst yapı şekläinin bir implant türü üzerinde oluşturacağı kuvvet ve gerilmeleri nasıl etkilediği incelendi.

Dişsiz bir mandibulaya uygulanan içi boş silindir (hollow cylinder) formdaki implant destekler üzerine uygulanabilecek iki farklı üst yapı tipinin (barlı-topuz başlı) mandibulada oluşturduğu kuvvet dağılımı üç boyutlu sonlu elemanlar yöntemi ile araştırıldı. Elde edilen sonuçlar gerilme, gerinim ve gerilme yiğilmalarının olduğu bölgelerin belirlenmesi amacı ile yorumlanarak, karşılaştırmalı olarak incelendi.

1.1 Genel Bilgiler

Araştırma konusunun çok disiplinli olması nedeniyle, araştırmada kullanılan kuramsal ve hesaplamalı yöntemler ve araçlar ile ilgili olarak genel bilgiler bu bölümde sunulacaktır.

1.1.1 İmplantın tanımı, tarihçesi ve sınıflandırması

Kaybedilen dişin yerini alan, sabit veya hareketli protezlere destek sağlamak amacıyla, kemik içine ya da üzerine yerleştirilen, biyolojik uyumu olan biyofonksiyonel apareylere “dental implant” adı verilmektedir⁶⁵.

MÖ 600’de Çin ve Mısır’dada elde edilen kayıtlarda taş ve fildişinden ilk implant örneklerine rastlanmıştır. 1565’de Petronius altını, 1666’da Fabricicus altın ve fildişini, 1775’de Pujol pirinci, 1827’de Rodgers gümüşü ve 1829’da Levert platini implant materyali olarak kullanmışlardır. Malzeme ve tekniğin gelişmesine koşut olarak 1860’larda Lister aseptikden, 1902’de Lambotle tantaldan, 1912’de Sherman paslanmaz çelikten ve 1936’da Venable kobalt alaşımından implant üretilmiştir. 1937’de polimetilmetakrilat, 1939’da Strock’un kullandığı vitalyum, 1951’de Leventhal’ın kullandığı titanyum, 1962’de Smith’in kullandığı aluminyum oksit seramik, 1965’de osteointegrasyon kavramı ile ilk kez Bränemark’ın kullandığı saf titanyum, 1960’larda grafit, camsı ve prolitik karbon, 1970’lerde trikalsiyum fosfat ve hidroksiapatit, implant materyali olarak kullanıma girmiş malzemeler arasında yer almıştır^{12,65}. Implant materyallerinin çeşitliliği, konuya olan ilgi yoğunluğunun bir göstergesi olarak değerlendirilmektedir.

Günümüzde kullanımı gittikçe artmakta olan implantlar değişik şekillerde sınıflandırılmaktadır. Bu sınıflandırmalar; yerleştirildiği dokuya, kullanılan materyal türüne, implantların doku ilişkilerine ve implantın şecline göre oluşturulmuştur.

A. Implant materyallerinin yerleştirildikleri dokuya göre sınıflandırılması şu şekilde:

1. Mukozal implantlar
2. Subperiosteal (periost-altı) implantlar

3. Transosseoz implantlar
4. Endodontik (diş-içi) implantlar
5. Endosseoz (kemik-içi) implantlar

Kemik içerisinde yerleştirilen endosseoz implantlar, günümüzde özellikle osteointegrasyondaki gelişmeler doğrultusunda, en yaygın olarak kullanılan dental implant türüdür^{4,56,65,78,94}.

B. Dental implantları kullanılan materyale göre 3 ana gruba ayrılabilir^{23,44,75,96,115,169}:

1. Metal ve alaşımları: Titanyum ve titanyum 6-aluminyum-4 vanadyum

Kobalt-krom-molibden (vitalyum)
Demir-krom-nikel
Paslanmaz çelik
Altın alaşımları
Tantalyum

2. Seramikler ve Karbon: Aluminyum oksit

Kalsiyum fosfat hidroksiapatit
Kalsiyum fosfat trikalsiyum fosfat
Kalsiyum aluminat'lar
Karbon ve Karbon-silikon
Polikristalli camsı karbonlar

3. Polimerler:

Polimetilmetakrilat
Polietrafloroetilen
Polietilen
Silikon lastik
Polisülfon
Poliüretan

C. Dental implantların materyalin özelliklerine göre sınıflandırılması:

Bu sınıflamada implant ve hemen çevresindeki kemik dokular arasında izlenen aktivite varlığı ya da yokluğu esas alınmaktadır⁹:

1. Biyotolerant materyallerde; implant kemik ilişkisinde kemik ve implant arasında fibröz bir bağ dokusu vardır.
2. Biyoinert materyallerde; kemik implantla doğrudan birleşir.
3. Biyoaktif materyallerde; kemik ve implant arasındaki bağlantı doğrudan kimyasal bağlanma ile gerçekleşir.

D. Dental implantların şekillerine göre sınıflandırılmaları:

1. Vida
2. Silindir ya da konik
3. Blade
4. İskelet (frame)
5. Ramus fram
6. Pin implant gibi dental implantlar tasarımlarına ya da şekillerine göre de sınıflandırılırlar⁹⁶.

1.1.2 İmplant uygulanma nedenleri

Osteointegre implantlar, herhangi bir protez hastası için farklı nedenlerle bir tedavi seçeneği olabilir.

İmplant tedavisinin endikasyonlarını Hobo⁶⁵ su şekilde vermektedir:

1. Tam protezi taşıyan dokularda destekleme niteliğinin yetersizliği,
2. Zayıf ağız kas koordinasyonu,
3. Düşük doku toleransı, örneğin; yapışık mukoza yerine daha çok alveolar mukoza varlığı,
4. Protezin stabilitesini tehlikeye sokabilecek parafonksiyonel alışkanlıklar,
5. Tam protezler için gerçekçi olmayan hasta bekłentileri,
6. Aşırı aktif bulantı refleksi,
7. Hareketli protez kullanımından psikolojik olarak rahatsızlık duyan hastalar,
8. Doğal dişlerin uygun olmayan sayı ve konumda olması,
9. Tek diş eksikliği; sağlam dişlerin kesilmesinden kaçınma amacıyla implant uygulanmasıdır.

Günümüz dişhekimliğinin amacı, stomatognatik sistem atrofisine, hastalıklarına ve yaralanmalarına bakmaksızın normal kontur, fonksiyon, estetik ve rahatlığı sağlamaktır. Dişhekimliğinde her geçen gün hızla gelişen bir bilim dalı olan implantolojide de bu gereksinimleri sağlayabilmek için ileri seviyede çalışmalar yapılmaktadır. İmplant materyalleri, bunların tasarımları ve tekniklerindeki gelişmeler implant tutuculu protezleri odak noktası haline getirmektedir. Protetik açıdan implant istemi ile karşımıza gelen hastaların büyük bir kısmı, hareketli protez hastalarıdır. Bunların içinde büyük bir oranı tutuculuk, stabilité ve fonksiyon sorunları olan tam dişsiz hastalar oluşturmaktadır. Özellikle rezorbe mandibulalarda osteointegre implantlar, hasta için büyük bir şans olarak görülebilir. Bu açıdan günümüz implantolojisindeki her gelişme, bu tür hastalar için büyük önem taşımaktadır. Tam dişsiz hastalarda alternatif tedavi olarak düşündüğümüz implant tutuculu protetik yaklaşılarda, öncelikle hastanın beklenilerini karşılayacak ve optimal sonuçların sağlanabileceği protez tipine karar vermek gereklidir^{45,71,107,112,121}.

1.1.3 Tam dişsizlikte implant üst yapı tipleri

Tam dişsiz hastalara uygulanan osteointegre implantlar üzerine iki tür protez oluşturulabilir^{14,41,42,52,163,170,175}:

- A. İmplant destekli sabit uygulamalar,
- B. İmplant ve doku destekli overdenture'lar.

Klasik tam protezler, doğal dişlerin yerini tam anlamıyla tutamazlar. Osteointegre implant destekli bir protez, özellikle mandibulaya uygulanan tamamı implant tutuculu sabit bir protez, hastanın okluzal kuvvet düzeyini artırabilir ve doğal dişlerde var olana benzeyen kas fonksyonunu oluşturmaya yardım edebilir^{60,61,179,180}.

İmplant destekli sabit uygulamalarda, maksilla ya da mandibuladaki destekler, transmukozal bileşenler aracılığı ile destekleyen implantlara bağlanırlar. Mandibulaya yerleştirilen implantların sayısı, uygun kemiğin miktarına bağlıdır. Kemiğin gerçek miktarı,

alt alveolar kanalın yolu üzerindeki anatomik farklılıklara bağlı olarak az olabilir^{14,54,55,61,65,163,176}.

Implant destekli sabit proteze uygun desteği sağlamak için, en az 4-6 implant gereklidir. Anatomik yapı ve sınırlandırmaların bu sayıda implantta olanağı vermediği olgularda, sabit bir üst yapı oluşturmak mümkün olmamıştır. Bu olgularda, implant destekli overdenture'lar kullanılırlar. Ayrıca; parafonksiyonel alışkanlıklar, karşıt çene ilişkileri, çene kemiklerinin nitelik ve niceliği gibi faktörler de üst yapı türünün seçiminde etkin rol oynar^{28,40,52,65,161,176,177}.

Bir overdenture'da, desteklik amacıyla iki ya da dört implant gereklidir. Overdenture tedavisi ile, fonksiyonel konuşma rahatsızlıklarını ve estetik yumuşak doku desteği ile ilgili problemler ortadan kaldırılabilir^{14,42,52,57,61,121,175}.

1.1.4 İmplant Destekli *Overdenture*'lar

A. İmplant Destekli Overdenture'ların Endikasyonları^{14,26,42,57,112,139,144,148}:

1. Rezorbe krette, klasik tam protezin yenilenmesinin sorunu azaltmadığı,
2. Tam protez kullanmayı reddeden,
3. Psikolojik ve sosyal nedenlerle tutuculuğu daha iyi protezler isteyen,
4. Genel sağlığı sadece kısa süreli cerrahi işlemlere izin veren,
5. Kemik yapısının implant sayısını kısıtladığı,
6. İmplant uygulanmasına rağmen, hareketli protez kullanmayı kabul eden,
7. Daha önceden geçiş (interim) protezi kullanmış olan,
8. Ekonomik nedenlerle sabit üst yapıyı karşılayamayan, hastalara uygulanır.

Kret yapısı ile ilgili yukarıda sunulan problemler, daha çok mandibulada görüldüğü için, bu tür protezlerin mandibulaya uygulanma oranları daha yüksek olmaktadır
^{25,35,48,89,90,106,163,175,180}.

B. Implant Destekli Overdenture'ların Avantajları ve Dezavantajları:

Implant destekli overdenture, implant destekli sabit proteze bir alternatifdir. İmplant destekli overdenture'ı seçmenin pek çok avantajı vardır. Bu avantajlar, klasik overdenture tedavisi seçimindeki avantajlarla aynıdır¹⁴⁴.

1. Overdenture, alternatif tedavilerin kontrendike olduğu veya implant destekli sabit üst yapılı protezde yapılması şart olan hijyen işlemlerini yapma yeteneğinden yoksun hastada seçilir^{37,38,41,55,65}.
2. Overdenture'ın daha az sayıda implant ile desteklenebilmesi, implant hijyen devamlılığını daha kolay sağlar⁶⁵. İmplant destekli overdenture için kullanılan tasarım, klasik tam protezden daha az yer kaplar. Bu hijyen avantajının, gerçekten implant isteyen, ancak sabit bir protezin hijyen devamlılığı için yeterli beceriye sahip olamayan hasta açısından mutlaka göz önüne alınması gereklidir^{37,38,41,55,65}.
3. İmplant destekli overdenture'da daha az sayıda implantın kullanımı ekonomik olunmasını sağlar^{37,41,65,148,158}.
4. İmplant destekli overdenture, daha sonra sabit üst yapıya geçilmesi düşünülen olgularda, bir geçiş (interim) protezi olarak hizmet eder⁶⁵.
5. Bilhassa, rezorbe kretlerde, özellikle dudak yüksekliğinin az olduğu durumda, daha estetiktir^{8,54,55,148}.
6. Rezorbsiyon üst kretlerde ise, yine implant destekli overdenture sabit uygulamaya göre daha iyi fonasyon sağlar^{8,142,180}.

İmplant destekli overdenture'in özetle estetik, hijyenik, ekonomik olması, distale uzanti sağlaması ve yapımının kolay olması sıkılıkla uygulanmasına neden olmaktadır^{29,71,158}.

İmplant destekli overdenture'in dezavantajları klasik overdenture'inkine benzerdir:

1. Bir overdenture'in en büyük dezavantajı, hareketli bir protez olmasıdır. Özellikle implant uygulanmasını isteyen hastalar, başka bir hareketli proteze karşı koyabilirler. Bu hastalar, seçenek hakkı verildiğinde sabit bir protez isterler^{29,37,38,42,65,139,158}.
2. Sert ve yumuşak doku kaybının fazla olduğu olguda, overdenture hacimli olabilir^{65,158}.

3. Maksillar tam protez karşısında implant destekli mandibular overdenture'lar, klasik tam protezlerden daha çok, ama mandibular implant destekli sabit uygulamalardan daha az maksillar kret rezorbsiyonuna neden olurlar^{71,176}.
- 65 yaş üzeri dişsiz hastaların %78'ine implant destekli overdenture'lar uygulanırken, ancak %4.5'ine sabit restorasyonların yapılabildiği görülmektedir⁶⁵.

C. Implant Destekli Overdenture'larda Tutucu Türleri:

Implant destekli overdenture'lar, yumuşak dokudan da destek alarak, çeşitli bağlayıcılar veya tutucularla destek implantlara bağlanırlar. Bu tutucuların avantaj ve dezavantajları klasik overdenture'larinkilere benzer.

Günümüzde bu tip protezlerde kullanılan tutucular, özetle şöyle sınıflandırılabilir^{8,29,65,139,163}:

1. Barlı tutucular,
2. Topuz başlı tutucular,
3. Miknatıslı tutucular,
4. Teleskopik tutucular.

1. *Bar tutuculu overdenture'lar-* Implant destek üzerindeki barlı tutucular, hastaların klasik tam protezlerde karşılaştıkları tutuculuk ve stabilite problemlerini büyük ölçüde çözmektedir^{65,87,94,158,160,163}.

Implant destekli bar tutuculu overdenture'larda, gelen yükler bar ve geniş protez kaidesi aracılığı ile çene kemигine ilettilir. Sağlanan doku desteği ile implant yapıya gelen yükler paylaşılır^{65,94,158}.

Bar tipi tutucularda, ark kurvatürünün şekline göre iki, üç ya da dört implant destek gerekir. Uygulanabilmeleri için, dikey boyutun yeterli olması ve barın mukozanın 2-3 mm yukarısında seyretmesi gereklidir. Barın overdenture'a bağlanmasında, klips denilen metal ya da plastikten küçük bağlantı parçaları kullanılır^{13,18,48,148}.

Üst yapı tasarımlı için, overdenture'ı destekleyecek implantların yerlesimi de önemlidir. Bazen çene kemiğinin anatomisi veya posteriora yerleştirilen implantlardan dolayı, alveolar kret üzerinde açılı bar kullanma zorunluluğu ortaya çıkabilir^{103,180}.

Avantajları¹²⁸:

- a. İmplant destekleri birbirine bağlayarak, gelen kuvvetleri karşılar.
- b. Barın tasarımı ve yapımı proteze stabilité ve tutuculuk sağlar.

Dezavantajları ise^{59,128,160,164,167}:

- a. Bar tipi tutucunun şekli, hijyenin yeterli olmadığı olgularda plak birikimine neden olur. Bilhassa, hijyene gerekli önemi gösteremeyecek hastalarda bu tip bir tutucunun kullanılması önerilmez.
- b. Yapımları teknik beceri ve klinik tecrübe gerektirir. Kaidenin yenilenmesi ve tamir işlemleri zordur.
- c. Simante edilen üst yapılarda zamanla mobilite olur.

Overdenture ve implant destekli bar arasındaki bağlantı bir çok şekilde olabilir. Bunlar akril veya metalden yapılmış U şeklindeki klips'ler, diş veya erkek ataşmanlar, mıknatıslar şeklindedir. Bu tip tutucuların en büyük dezavantajı aşınma, kısıtlı rotasyonel serbestlik ve yer tutmasıdır. Fazla yer kaplaması nedeniyle de estetik problemler ortaya çıkabilir. Ayrıca bar altındaki yumuşak dokuda da sorunlar olur^{40,48,142,167}.

2. Topuz başlı tutuculu overdenture'lar- Topuz başlı (Stud) tutucular, barlara göre daha az yer kaplar. Genellikle iki implant yeterlidir. Barlı tutuculara göre, dokudan daha çok destek alırlar. Tutuculuğu, barlara göre daha az, fakat yeterlidir. Yaşlı hastalarda ve aşırı rezorbe kretlerde barlı tutuculara tercih edilirler^{48,65,87,161}.

Avantajları¹²⁸:

- a. Nisbeten küçük olmalarına rağmen, yeterli tutuculuk, stabilité ve destek sağlarlar.
- b. Bir tutucunun değiştirilmesi gerektiğinde, tutuculuk ayarı ve astarlama işlemleri diğer tutuculara göre daha kolay uygulanabilir.

Dezavantajları^{128,167,175}:

- a. İnteroklüzal aralığın çok kısıtlı olduğu olgularda, barlara göre daha az yer kaplamalarına rağmen yerleştirilmeleri güç olabilir.
- b. Gingival marginleri kapladığı için bu tip tutucuların çevresindeki dişeti bölgesinde protezin hareket etmesi ile zedelenip zarar görebilir.
- c. Gingival marginlerde, hijyen yetersizliği sonucunda kısa zamanda plak birikimine rastlanabilir.

3. *Mıknatıslı tutuculu overdenture'lar-* Dental protezlerde mıknatıslı tutucular 1930'lardan beri kullanılmaktadır. Mıknatıslı tutucuların ağız içindeki sert ve yumuşak dokulara belli zaman aralıklarında verdiği zararların incelenmesi sonucu materyal olarak bugün sıkılıkla kobalt/samaryum mıknatıs alaşımı tercih edilmektedir^{8,128,167}.

Protezlerin tutuculuğu için ikiden fazla, tercihen dört adet mıknatısın kullanılması önerilmektedir^{163,180}.

Bazı olgularda bar üzerine yerleştirilen mıknatıslı tutucularla bu iki sistem birarada kullanılmaktadır⁸.

4. *Teleskopik tutuculu overdenture'lar-* Bazı araştırmacılar, uzun süreli kesin başarılar için her defasında oldukça masraflı olan bireysel tutucuların kullanımına gerek olmadığını, foramen mentale'ler arasına yerleştirilen iki implant üzerine uygulanan rezilient özellik taşıyan teleskop protezlerle ve mukozadan destekle uygun üst yapılar sağlandığını bildirmektedirler. Rigid tipte kullanılan teleskop yapılar için destek implant sayısı artırılmalıdır^{13,65,128}.

1.1.5 İmplantlarda biyomekanik faktörlerin önemi

Bir implantın osteointegrasyonunu tamamlaması, yani olgun kemiğin yerini alması dönemi yaklaşık bir yılda gerçekleşir^{73,114}. Bu süre olguya bağlı olmakla birlikte, genellikle üst yapı oluşturulması için 4-6 ay beklenilmektedir¹⁶¹⁻¹⁶³. Üst yapı şekillendirildikten sonra

implantlar çevresindeki kemikte, bazı faktörlerin ortaya çıkması nedeniyle başarısızlıkla sonuçlanabilecek değişiklikler görülebilir¹⁷⁶. Osteointegre implantların bir yıl süresince kullanılmalarından sonra 0.2 mm'den daha az olan kemik kaybı olağan kabul edilmektedir^{18,89,95,120,150,167,176}.

Osteointegrasyon tamamlandıktan sonra implantların başarısızlıklarında, hastadaki oral hijyenin ve implant üst yapılarındaki biyomekanik faktörlerin etkileri önemli rol oynamaktadır^{75,86,87,89,95,97,98,116,117,128,129}.

İmplantların devamlılığında, biyomekanik faktörlerin etkisi son derece önemlidir. Bu faktörlerin ideal şekilde oluşturulabilmeleri, yapılacak olan implant üst yapılarla bağlıdır. İmplant üst yapıları ile yükleme kuvvetlerinin fizyolojik olması sağlanmalıdır^{86,167,176,179}. Var olan kemik yapının bu şekilde korunması implantların ömrünü belirler. Başarıda bu denli önemli etken olan bu faktörlerin daha iyi anlaşılabilmesi için, burada implanta ve doğal dişe gelen kuvvetlerin kıyaslanarak, açıklanması uygun görüldü^{18,129,130,145,161,170,172}.

İmplant ve doğal diş arasında gerek çevresel yapı, gerekse iletilen kuvvete karşı davranış yönünden büyük farklılıklar vardır^{65,129,130}.

Doğal dişlenmede dişe gelen kuvvet periodontal membrana iletilir, sonra lamina dura'da çekme kuvetine dönüşür. Doğal dişin periodontal dokularından yoksun olan implantlarda ise implanta uygulanan kuvvet, çevreleyen kemiğe doğrudan iletılır ve çevre kemikte gerilmeye neden olur^{65,130,132}.

Doğal bir dişte mekanik olarak periodontal ligaman bir şok emici, bir dağıtıcı, bir dönüştürücü gibi görev yapar. Ligamanlar şok emici olarak, dişe düşey ve yatay yükler uygulandığında enerjiyi emer. Hemen hemen bütün implant olgularında, bu fonksiyonun kaybolması pek çok implant hastasının implantlarını neden “kendilerinin bir parçası” olarak göremediklerini çok iyi açıklar. Ligamanlar, bütün okluzal kuvvetleri destekleyici kortikal kemiğe kadar ileterek bir dağıtıcı görevi yapar ve dişe uygulanan kuvvetlere bağlı olmaksızın destek sistemin tümü yükü paylaşır. Yine çoğu implant olgularında bu fonksiyon kaybolmuştur. Sonuçta; kortikal kemiğin bazı kısımları fazla yüze maruz

kalırken, bazı kısımları daha az yüke maruz kalmış olur. Ligamanlar, bütün sıkışma ve kesme kuvvetlerini gerilme kuvvetlerine çevirerek bir dönüştürücü görevi de yaparlar. Başka bir deyişle, hasta ısrardığında, sırasıyla dişin kökü ve çevresindeki kortikal kemik üzerinde gerilmeye neden olur. Bunun sonucunda dişe gelen bu sıkıştırma kuvvetiyle dişte soketi içinde kayma ya da makaslanma etkisi gözlenir. Yine bütün implant olgularında bu fonksiyon da kaybolmuştur^{65,130,132}.

Osteointegre implantlar, implant ve kemik arasında fibröz bağ dokularından farklı, sıkı bağlantı özelliğine sahiptir. Bu implantlar şoku emen bir ara tabakadan yoksun oldukları için, kemik doğrudan doğruya kuvvete maruz kalır ve ortaya çıkan şok kemik içinde emilir. Bu emilme oranı doğal diştekinden az, tam protezdekinden de bu nedenle daha fazladır. Şok ya da ani kuvvetin (impact force) etki süresi kısalıdır. Ancak mekanik açıdan etkisi normal oklüzal kuvvetlerden büyük olur. Bu nedenle, osteointegre implantları olan bir hasta kuvvetlice ısrardığında, bu kuvvet değerleri normal oklüzal kuvvetlerden çok daha fazla olacaktır^{65,132}.

İdeal şok emilimini sağlamak için, gerilme yüklerinin tüm implantlara eşit şekilde dağıtılması gereklidir. Bunun için de, maksillar ve mandibular dişler arasında eş zamanlı temaslar sağlanmalıdır. Eğer osteointegre implantlarda ağızı kapama hareketi sırasında erken temaslar oluşursa, bu durum, implantlarda ani kuvvet oluşturarak, aşırı kemik gerilmesi ya da kırırmalara yol açar^{65,115,132}.

İmplantın doğal dişde bulunan periodontal dokunun propriozeptif duyu ve refleks mekanizmasındaki rolünden yoksun oluşu, ani kuvvetlerin implantta bu denli önemli etkilerinin olmasının nedenlerinden biridir. Doğal dişte ani kuvvet karşısında propriozeptif duyu ile gelişen ağrı hissi ve refleks mekanizma, implantta bu duyunun eksikliği yüzünden gözlenemez. Bu nedenle, implantta ağrı eşiği değerleri doğal dişten daha yüksektir. Bu da implantın daha dikkatli bir şekilde korunmasını gerektirir^{65,115,132}.

Dental implant çevresindeki kemik erimesinin nedeni, erken ya da aşırı yükleme olabilir. Dikey ya da açılı kemik kaybı genellikle oklüzal travma ile ortaya çıkan kemik kaybının

özellikidir. Travmatik oklüzyondan gelen basınç yoğunlaştığı zaman, kemik erimesi osteoklastik aktivite ile meydana gelir. Doğal dişlenmede, aşırı gerilme birikimi azaldığında ya da ortadan kalktığında, kemiğin yeniden şekillenmesi tipik olarak meydana gelir. Doğal dişte yeniden kemik oluşabilirken, osteointegre implant sisteminde, kemik eridikten sonra yeniden oluşamaz. Implant, en iyi uzun ekseni doğrultusunda gelen kuvvetlere dayanabildiği için, implanta gelen lateral kuvvetlerin azaltılması gereklidir^{30,125,129,130,132,133,140,145}.

Ağzın arka kısmındaki lateral kuvvetler, ağzın ön kısmındaki lateral kuvvetlerden daha büyük ve daha yıkıcı karakterdedir^{30,125,133,143}.

Yükleme kuvvetlerinin, dengeli bir restorasyon yardımıyla ve uyumluluğun devamlılığı ile fizyolojik olmasının sağlanması gereklidir; kemik kütlesi de korunmalıdır^{18,30,62,64,125}.

1.1.6 Gerilme (*Stress*) ve Gerinim (*Strain*)

Bir kuvvet uygulandığı zaman, o kütlenin konumunda değişiklik ya da hareket söz konusu olur. Eğer kuvvetin uygulandığı cisim hareketsiz kalırsa, kuvvet cismin şekil değiştirmesine neden olur. Kuvvetin birimleri pound ya da kilogram'dır. Bilimsel yaynlarda ise kuvvetin tercih edilen birimi Newton (N)'dur³⁶.

Dişhekimliğinde mekanik ile ilgili çalışmaların büyük bir kısmını, dişlere ve restorasyonlara uygulanan kuvvetlerin ölçülmesi oluşturur. Dental literatürde, dişlere gelen ısimma kuvvetleri ile ilgili çalışmalarda elde edilen en büyük kuvvetler 200-2440 N arasında değişmektedir³⁶.

İsimma kuvveti ile yapılan çalışmaların pek çoğu gerinim ölçerler (strain gage) ile yapılmaktadır. Yetişkinlerde gerçekleştirilen deneylerde, molarlar bölgesinden insisivlere doğru gidildikçe ısimma kuvvetlerinin azalduğu gösterilmektedir.

Craig'in³⁶ belirttiğine göre; yapılan çalışmalar sonucunda 1. ve 2. molarlarda 390-800 N arasında (ortalama 565 N) değişen ısrıma kuvvetlerinin premolar, kanin ve insisivlerde sırasıyla 288 N, 208 N ve 155 N olduğu belirlenmiştir. Başka bir çalışmada ise; bu değerler molarlar, premolarlar ve insisivler üzerinde sırasıyla 665 N, 453 N ve 222 N olarak ölçülmüştür.

Doğal dişler için verilen bu ısrıma kuvvetleri, bireyin yaşı ve ağızındaki restorasyonlardan önemli derecede etkilenmektedir. Yaş ortalaması 34 olan tam protez hastalarında ısrıma kuvvetlerini saptamak amacıyla yapılan bir çalışmada bu değerler; insisiv dişlerde ortalama 39.9 N iken, molarlar ve premolarlarda ortalama 97.5 N ve 106.5 N olarak ölçülmüştür. Farklı bir çalışmada ise; yine hareketli bölümlü protez ya da tam protez taşıyan bireylerde, birinci molarlar bölgesindeki bu değerlerin daimi birinci moların ısrıma kuvvetinin % 15'i kadar olduğu bildirilmektedir. Küçük gerinim ölçerler ile yapılan çalışmalarda, bir tam protezin birinci premoları, ikinci premoları ve birinci moları arasında kuvvet dağılımı yaklaşık % 16, % 29 ve % 55 olmuştur. Benzer araştırmalarda da, bölümlü protezin ya da tam protezin tek dişine uygulanan maksimum kuvvetin 115 N olduğu, bunun yanında doğal dişlenmede ise bunun 732 N olduğu tespit edilmiştir³⁶.

Tam protezlerdeki ısrıma kuvvetlerinin ölçümlü ile ilgili bir diğer çalışmada da kanin bölgesinde 8 kg, molarlar bölgesinde 12 kg'lık değerler bulunmuştur¹⁵².

Haraldson ve arkadaşları⁵⁹ ise; implant destekli overdenture ile tedavi ettikleri hastaların 1 yıl sonraki kontrollerinde maksimum ısrıma kuvvetinin ortalama 74.6 N'dan maksimum 131.5 N'a değişebildiğini bildirmiştir.

Gerilme (Stress):

Gerilmeyi iki temel kuvvet oluşturur. Birinci tip kuvvetler, cismin yüzeyleri üzerine etkidikleri için yüzey kuvvetleri olarak adlandırılırlar. Yüzey kuvvetleri genellikle bir cisim diğer ile temas ettiğinde ortaya çıkar. İkinci tip kuvvetler ise, cismin her bir elemanına etkidikleri için cisim kuvvetleri olarak adlandırılırlar. Cisim kuvvetleri daha çok merkezkaç, yerçekimi veya diğer kuvvet alanlarıyla oluşur. En sık karşılaşılan cisim

kuvvetleri hemen hemen tüm olgularda bir dereceye kadar rastlanan yerçekimi kuvvetleridir. Bununla birlikte, pek çok pratik uygulamada, yüzey kuvvetleri ile kıyaslandığında sorun oluşturmayacak kadar küçük değerdedirler³⁹.

Bir cisimde bir kuvvet etki ettiğinde, dışarıdan gelen kuvvete karşı bir direnç gelişir. Dışarıdan gelen kuvvete içерiden bir tepki olan gerilme, dışarıdan gelen kuvvetle eşit şiddette ama zıt yöndedir. Hem uygulanan kuvvet, hem de içерiden gelen direnç (gerilme) cismin tüm alanı üzerine dağılır ve böylece bir yapının içindeki gerilme, birim alana gelen kuvvet olarak isimlendirilir. Bu şekilde, hem gerilme hem de basınç aşağıda verilen

$$\text{Basınç} = \frac{\text{Kuvvet}}{\text{Alan}} \quad \text{Gerilme} = \frac{\text{Kuvvet}}{\text{Alan}}$$

eşitliklerle tanımlandıkları için gerilme, basınçca benzer^{36,127}.

Teknik olarak, gerilme birim alana gelen kuvvet için cismin içinden gelen direncidir. Kuvvet uygulamalarına içten gelen direnci ölçmek pratik olmadığı için, en kullanışlı işlem, uygulanan gerilmeyi bulmak, bir başka deyişle kesit alana uygulanan dış kuvveti ölçmektir³⁶.

Sekil değiştirme (Deformation):

Bir cisimde bir kuvvet uygulandığında, cismin şekli değişir. Gerilmenin her tipi, cisimde bir şekil değişikliği oluşturma kapasitesine sahiptir. Çekme kuvvetinin sonrasında oluşan şekil değişikliği, cismin uzaması iken, sıkıştırma ya da basma kuvvetinin sonrasında da cismin sıkışması ya da kısalması gerçekleşir^{27,36,47}.

Yer değiştirme (Displacement):

Yer değiştirme; cisimde etki eden kuvvetlerle cismin boşlukta konum değişikliğine uğramasıdır. Cismin malzeme özelliğine göre yer değiştirme sonucunda cisimde şekil değişikliği olabilir ya da olmayabilir^{27,47}.

Kuvvetle oluşan yerel yer değiştirmeler dörde ayrılır:

1. Doğruların Ötelenmesi,
2. Doğruların dönmesi,
3. Uzunluğun değişmesi; uzama ya da kısalma ve
4. Şekil bozulması (*distortion*); doğrular arasındaki açıların değişmesi.

İlk ikisi katı, şekil değiştirmeyen cisimlerin hareketinde meydana gelirken; son ikisi de katı ve şekil değiştirebilen cisimlerde ortaya çıkar^{27,47}.

Gerinim (Strain):

Gerinim, gerilme uygulandığında, cismin her biriminde meydana gelen birim uzunluktaki değişim şeklinde tanımlanır. Bir yapıda bir yük gerilme oluşturduğunda, bu yük aynı zamanda gerinim de oluşturur. Gerilme ve dolayısıyla gerinim atomlarla ilişkilidir. Dış kuvvet ya da yük atomların kendi orijinal konumlarından hareket etmesine ya da yer değiştirmesine neden olur. Bir anlamda, atomların arasında yer değiştirmeye karşı koyan kuvvetler gerilme iken, atomların yer değiştirme derecesi de gerinimdir. Gerinimin ölçü birimi birim uzunluktaki uzunluk değişimine karşılık gelen bir değerdir. Aşağıdaki eşitlikten elde edilen birimsiz bir sayı şeklinde ifade edilir^{36,127}:

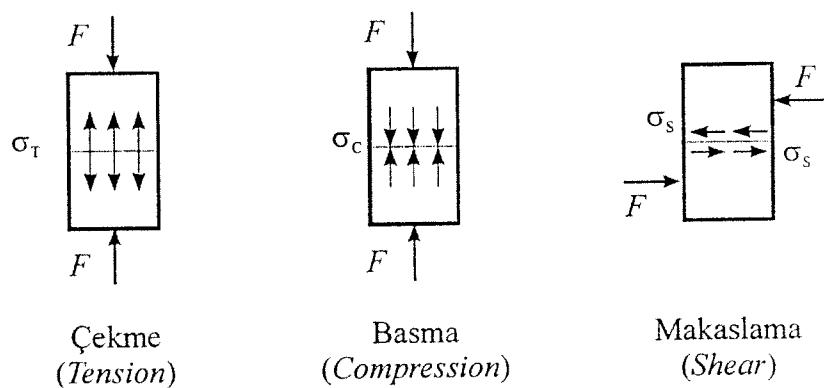
$$\text{Gerinim} = \frac{\text{Uzunluk Değişimini}}{\text{Orijinal Uzunluk}}$$

Gerilme ve gerinim birbirinden farklı niceliklerdir. Gerilme, büyülüğu, yönü ve etki ettiği belirli bir yüzeyi olan birim alandaki kuvvet olarak tanımlanırken; gerinim ise malzemenin birim uzunluğundaki uzunluk değişimini veren bir büyüklüktür¹²⁷. Bu iki tür büyülüklük birbirlerine bünye denklemleri aracılığıyla bağlıdır.

Gerilme ve Gerinim Tipleri

Bir cisme herhangi bir açı ya da yönden bir kuvvet gelebilir ve çoğu zaman bunlar bir araya gelerek yapının içerisinde bir karmaşık gerilme durumu oluştururlar. Tüm gerilmeler çekme (*tension*), basma (*compression*) ve makaslama (*shear*) şeklinde üç temel tipe ayrılabilir (Şekil 1.1):

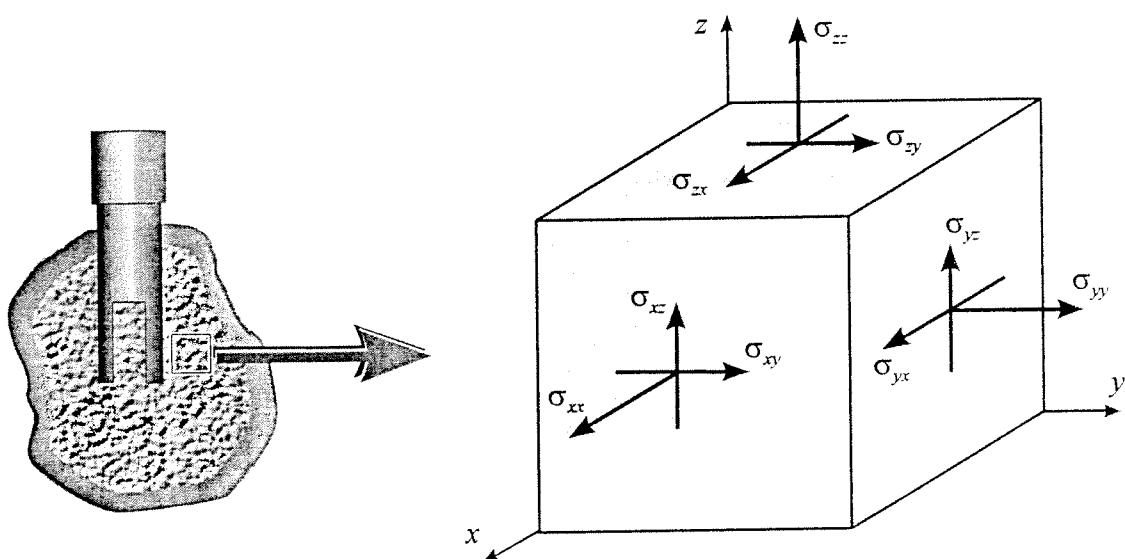
1. Çekme gerilmesi; bir yapıyı uzatmaya çalışan yüze karşı oluşan gerilmedir. Çekme gerilmesi, daima çekme gerinimi ile birliktedir.
2. Basma gerilmesi; bir yapıyı sıkıştırmaya çalışan yüze karşı oluşan gerilmedir. Basma gerilmesi, daima basma gerinimi ile birliktedir.
3. Makaslama gerilmesi; bir yapının bir kısmı diğer kısmına paralel olarak kaydırılarak döndürüldüğü, büküldüğü ya da deform edildiğinde ortaya çıkan gerilmedir. Makaslama gerilmesi de daima makaslama gerinimi ile birlikte oluşur^{36,127}.



Şekil 1.1: Gerilmenin üç temel tipi

Çekme uygulandığında, cismi oluşturan moleküllerin çekilmeye karşı direnmek zorunda kaldığı görülebilmektedir. Basma uygulandığında, bir arada daha yakın durmaya karşı direnmek zorunda kalır. Makaslama gerilmesinin uygulanması sonucunda, cismin bir kısmı diğerinin üzerinden kayarak geçmeye karşı direnmek durumunda kalır^{36,127}.

Çekme ve basma gerilmelerine normal gerilmeler denir. Normal gerilmelerde σ_{aa} simbolü (aynı iki indisle) ve makaslama gerilmeleri de σ_{ab} simbolü (farklı iki indisle) ile gösterilir. Bir üç-boyutlu gerilme elemanın x , y ve z -düzlemlerinin her birine bir normal, iki tane de makaslama gerilmesi etki eder. Makaslama gerilmeleri simetrik oldukları için, $\sigma_{yz}=\sigma_{zy}$, $\sigma_{yx}=\sigma_{xy}$ ve $\sigma_{xz}=\sigma_{zx}$ şeklinde gösterilirler. Bu nedenle, herhangi bir, üç-boyutlu elemanın gerilme durumu, toplam üç normal ve üç makaslama gerilme bileşeni ile tanımlanır^{47,115,157,159} (Şekil 1.2).



Şekil 1.2: Bir gerilme elemanına etki eden normal ve makaslama gerilme değerleri

Asal Gerilme (Principal Stress):

Üç-boyutlu bir elemanda, en büyük gerilme değerleri, bütün makaslama gerilmesi bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşur. Bir eleman bu konumda olduğunda, normal gerilmelere Asal Gerilme denir. Asal gerilme; maksimum asal gerilme, aradaki asal gerilme ve minimum asal gerilme olarak üçe ayrılır. Genellikle σ_1 en büyük pozitif değeri, σ_3 en küçük değeri ve σ_2 ise bir ara değeri gösterir. Bu değerleri sıraya koyacak olursak; $\sigma_1 > \sigma_2 > \sigma_3$ şeklinde bir sıralama olur^{32,155,157}.

σ_1 : Maksimum asal gerilmeyi simgeler, en büyük artı değerdir ve en yüksek çekme gerilmesini belirtir.

σ_3 : Minimum asal gerilmeyi simgeler, en küçük değerdir ve en yüksek basma gerilmesini belirtir^{32,155,157}.

Analiz sonuçlarındaki artı değerler “çekme”, eksi değerler ise “basma” gerilmelerini belirtmektedir. Bir gerilme elemanında belirgin ölçüde hangi gerilme tipi daha büyük mutlak değere sahip ise, o gerilme elemanı daha büyük olan gerilme tipinin etkisi altındadır. Örneğin; bir düğüm noktasında çekme gerilmesi değeri 100 MPa, basma gerilmesi değeri -20 MPa ise, o düğüm noktasında çekme gerilmesi tipi daha etkindir. Eğer çekme gerilmesi değeri 20 MPa, basma -100 MPa olursa, basma gerilmesi daha etkin olur.

Von Mises Gerilme Değeri:

Von Mises gerilme, çekilebilir (ductile) malzemeler için, şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanır ve üç asal gerilme değeri kullanılarak hesaplanır³².

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

Von Mises gerilme değeri, daha çok implantın kendisinde oluşan gerilmenin değerlendirilmesinde faydalı olabilir. Ayrıca Von Mises gerilme değerleri, gerilme dağılımları ve yoğunlaşmaları hakkında genel bir bilgi edinmek amacıyla kullanılabilir.

Elastik Şekil Değiştirme:

Gerilme altında cismin önce şekil değiştirmesi, daha sonra gerilme ortadan kalktığında kendi orjinal şekli ve düzene dönmüşdür. Bu durumda gerinim de tamamen elastiktir. Eğer şekil ve düzende geri dönüş olmaz ise gerinim kalıcı olur¹²⁷.

Gerilme - Gerinim Eğrisi:

Malzemelerin doğa ve davranışlarını saptamada kullanılır. Alınan gerilme ve gerinim değerlerine göre bir eğri elde edilir. Yine basma gerilmesi ile basma gerinimi ve makaslama gerilmesi ile makaslama gerinimi arasında da benzer bir ilişkiden söz edilebilir^{36,127}.

Oransal Sınır (*Proportional Limit*):

Gerilmenin gerinime oranı kuralından sapmaksızın bir malzemenin dayanabileceği en büyük gerilme olarak tanımlanır^{36,127}. Oransal sınır, önemli bir fiziksel özelliktir. Bu sınırı aşan gerilmelerde yapı orjinal şekline dönemeyecek ve kalıcı bir deformasyon oluşacaktır. Oransal sınır, sayısal olarak elastik sınır ile çok yakındır. Bu iki değer için bazen akma noktası ya da akma dayanımı terimi kullanılır. Ancak, malzemelerin akma dayanımları teorik olarak oransal sınırın biraz üzerinde yer alır^{36,127}.

Elastik Sınır:

Kalıcı şekil değişikliği olmaksızın bir malzemenin dayanabileceği maksimum gerilme olarak tanımlanır^{36,127}.

Poisson Oranı:

Çekme ya da basmadaki yükleme sırasında, yükleme yönünde ve buna dik yönlerde gerinim eş zamanlı olarak oluşur. Elastik sınır içerisinde yüklemeye dik yöndeki gerinimin yükleme yönündeki gerinime oranı Poisson oranı olarak adlandırılır³⁶.

Elastisite Modülü:

Dişhekimliğindeki dental restorasyon ya da apareyler için yüksek oransal sınır sadece önemli bir fiziksel özellik olmayıp, aynı zamanda gerilme uygulandığında restorasyonun şeklini değiştirmemesi için yeterli katılık ve sertlikte de olmasını sağlar³⁶. Gerilme altında malzemenin katılığı ile ilgili özellik elastisite modülü adını alır ve şu şekilde hesaplanır^{36,127}:

$$\text{Elastisite Modülü} = \frac{\text{Gerilme}}{\text{Gerinim}}$$

Elastisite modülü bir malzemenin katılık ve sertliğinin ölçümü iken, oransal sınır de kalıcı olarak şekilde değişiklik olmaksızın malzemenin gerilmeye ugrayabilme özelliğidir. İdealde her ikisinin de değerlerinin yüksek olması gereklidir ve birim alana gelen kuvvet şeklinde (kg/cm^2 , psi) ifade edilirler^{36,127}.

Esneyebilirlik (Resiliens):

Gerilme-gerinim eğrisinin elastik kısmı altındaki alanla ölçülür ve malzemenin oransal sınıra kadar şeklini değiştirmek için gereken enerji miktarını gösterir³⁶.

1.1.7 Sonlu elemanlar analiz yöntemi

Gerek implant, gerekse doğal diş destekli protezlerde çığneme fonksiyonu sırasında oluşan kuvvetler, bu destekler aracılığı ile dokulara iletirler. Kemiğe iletilen bu kuvvetler, bu bölgelerde gerilmelerin oluşmasına neden olurlar. Bu kuvvetlerin dağılımı kuvvet analiz yöntemleri ile incelenmektedir. Gerilme analizi olarak da bilinen bu yöntemler, farklı yükleme şartları altında ve çeşitli şekillerdeki malzemelerde gerilme dağılımının saptanmasını sağlarlar. Deneysel gerilme analizi, yük altında, parçanın şekil değişikliğinin ölçülmesi ve bu ölçüm sonuçlarından etkili olan yerel gerilmenin hesaplanması olarak açıklanabilir. Şekil değişikliğinin ölçümü, tüm problemin sadece bir yanıdır ve yerel gerilmeleri saptamak için deneysel bilgi ile birlikte uygulanması gereken analitik çalışma da eşit derecede önemlidir⁶⁶. Dişhekimliğinde kullanılmakta olan kuvvet dağılımı saptama yöntemleri⁸⁴:

1. Gerinim ölçer ile analiz yöntemi*,
2. Fotoelastik analiz yöntemi*,
3. Holografik interferometre ile analiz yöntemi,
4. Kırılgan vernikle kaplama yöntemi ve
5. Sonlu elemanlar analiz yöntemi*dir.

(*) Çeşitli implant üst yapı tiplerinde kullanılan gerilme dağılımı analiz yöntemleri.

1. Gerinim ölçer (*strain gage*) ile analiz yöntemi:

Bu yöntem, mekanik deformasyona maruz kalan bir iletkenin elektrik direncinin değişmesi prensibine dayanır^{39,66}. Farklı implant materyallerinin, implant sistem tasarımlarının, dış-implant ve implant-implant desteklerinin, destek implant sayısının, implantların esneyebilirliğinin ve implant destekli sabit uygulamalarda distale uzantı ile fonksiyonel kuvvetlerin incelenmesinde gerinim ölçerler kullanılmaktadır^{11,33,50,53,64,81,119,140}.

Yine implant destekli *overdenture*'larda fonksiyonel ıslırma kuvvetleri, üst yapıdaki tutucu tasarımları ve diş ile implantın destek alınmasındaki farklılıklar da gerinim ölçerler ile değerlendirilmektedir^{58,107-111}.

2. Fotoelastik analiz yöntemi:

Fotoelastik yöntem; optik bir yöntem olup, araştırılmak istenen yapının, fotoelastik niteliği olan materyalden modeli yapılarak, polariskop denilen alet yardımıyla belirli yüklemeler altında kuvvet çizgileri incelenip, fotoğraflandırılması esasına dayanır. Bu yöntemle malzemeye eş değer kullanılan malzemedeki gerinimler ölçülür^{6,39,159}.

Sabit protetik restorasyonların modifikasyonları, distale uzantılı protezlerin son desteklerindeki gerilmeler, implant destekli sabit bölümlü protezlerde yük iletimleri, doğal dişlerle birlikte destek alınan implant tasarımlarındaki gerilmeler ve implant destekli *overdenture*'larda tutucu tasarımlarının değerlendirilmesinde fotoelastik yöntem kullanılmaktadır^{5,6,43,69,76,168,173}.

3. Holografik interferometre ile analiz yöntemi:

Hologram, cisimlerin üç boyutlu görüntüsünü elde etmek için kullanılan, bir koherent ışık kaynağından çıkan iki ışının karşılıklı etkisiyle oluşan mikroskopik girişim saçaklarının kaydedilmesi işlemidir⁸⁴.

4. Kırılghan vernikle kaplama yöntemi:

Kırılghan vernikle kaplama (brittle laquer) tekniği ile kuvvet analizi, incelenenek olan model üzerine sürülen özel vernığın fırınlanmasıından sonra kuvvet yüklenerek bölgede oluşan çatıtlakların yorumlanması esasına dayanır^{39,160}.

5. Sonlu elemanlar analiz yöntemi (SEY):

Sonlu elemanlar analiz yönteminin temeli, sürekli ortamların daha küçük parçalara ayrılarak analitik şekilde modellenmesi ve böylece oluşan parçalar veya elemanlar ile ifade edilmesi esasına dayanır³⁶.

Dış kaynaklı etkilere maruz kalan fiziksel sistemlerin davranışını tahmin eden diferansiyal denklemleri yaklaşık sayısal çözümler elde etmede kullanan bilgisayar destekli matematiksel bir tekniktir²⁴. Bu yöntem ilk olarak 1956 yılında bulunmuş ve uçakların incelenmesinde kullanılmıştır ve inşaat mekaniği, petrol ve inşaat mühendisliği ile ilgili problemleri çözmede kullanılmaktadır¹³³.

Mekanik problemleriyle mühendislik, fen ve uygulamalı matematiğin pek çok alanında karşılaşılır. Günümüzdeki uygulamaları ise, esas olarak katı cisimler mekanığı (örn: elastisite ve plastisite), ısı transferi (örn: iletim, yayınım ve radyasyon), akışkanlar mekanığı (sürtünmeli veya sürtünmesiz), akustik ve elektromanyetik ile ilgili alanlarda olduğu gibi bunların herhangi ikisinin birlikte olduğu durumlarda (örn: akışkan-katı etkileşimi ve elektro-termal-elastisite) yapılmaktadır²⁴.

Dişhekimliğinde sonlu elemanlar analizi ile yapılan ilk çalışma Noonan'ın gümüş amalgamla yaptığı dolguların merkezine kuvvet uygulayarak gerilme dağılımını incelemesi olmuştur. 1954 yılında Haskins, Haack ve Ireland, 1955 yılında Mahler ve Peyton, 1962 yılında Lehman ve Hampson matematiksel diş modellerini gerçekleştirerek dişhekimliğinde bu yöntemi kullanmışlardır. İmplantların bu yöntemle araştırılmasını ise; ilk kez 1973'de Tesk ve Widera gerçekleştirmiştir¹³³.

Sonlu elemanlar modellemesinin temel kavramı, herhangi bir şekildeki cismi daha basit geometriye sahip elemanlara bölmektir. Bu elemanlar, köşeleri düğümler oluşturacak şekilde bir araya getirilir. Bilgisayar analizi yapılırken, düğüm noktalarındaki yer değiştirme ve bütün kuvvetlerle ilgili eş zamanlı denklemlerle oluşan bir sistemin çözümüne gidilmiş olur. Bu yolla, her bir elemandaki ve dolayısıyla cismin tamamındaki

gerilme, gerinim ve şekil değiştirmeler elde edilmiş olur. Bu yöntem; ortopedik, kardiyak ve dental mekanik gibi biyomekanik alanlardaki sıkılıkla kullanılmaktadır¹³³.

Bu yöntemle incelenen bir elastisite probleminde, yapının bir-, iki- veya üç- boyutlu analizi yapılabilir. Değişik şekillerdeki yapılar modellenir ve birbirlerine düğüm noktalarında birleşen daha basit geometrik şekillere veya elemanlara bölünür. Kuvvet dağılımı, her eleman için ayrı ayrı bulunacağından, daha duyarlı bir analiz yapabilmek için eleman sayısı çoğaltılmalıdır^{36,133}.

Modeldeki gerilmeleri ve yer değiştirmeyi matematiksel olarak elde edebilmek için bazı bilgiler gereklidir. Bunlar³⁶:

1. Düğüm noktalarının ve elemanlarının toplam sayısı,
2. Her bir düğüm noktasını ve elemanı belirlemek için numaralandırma sistemi,
3. Her bir elemanla ilgili olarak materyalin elastisite modülü ve Poisson oranı,
4. Her bir düğüm noktasının koordinatları,
5. Sınır şartlarının (boundary conditions) tipi ve
6. Dış düğümlere uygulanan kuvvetlerin değerlendirilmesidir.

Sonlu elemanlar analiz yönteminin avantajları²⁴:

1. Düzgün geometri göstermeyen katılar ve farklı malzeme özelliklerine sahip karmaşık yapılara kolaylıkla uygulanabilir olması,
2. Gerçek yapıya çok daha yakın bir model hazırlanabilir olması,
3. İstenilen sayıda malzeme kullanılarak, yapay bir model materyali veya malzeme kullanılmadan, oluşturacağımız yapının matematiksel özellikleriyle mümkün olan en iyi şekilde elde edilebilir olması,
4. Gerilmeler, gerinimler ve yer değiştirmelerin oldukça duyarlı bir şekilde elde edilebilir olmasıdır.

Sonlu elemanlar analiz yönteminin dezavantajlarını ise şöyle sıralayabiliriz²⁴:

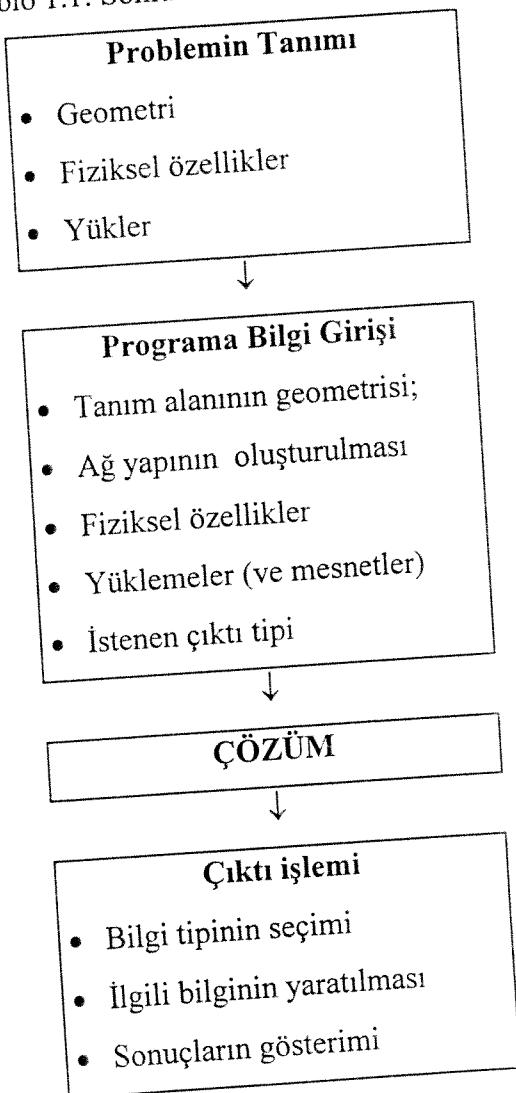
1. Benzeşim modeli elde edilen yapıların izotrop, homojenlik ve doğrusal elastisite gibi malzeme özellikleri ile ilgili varsayımlar, genellikle yapının tam bir temsili örneği

değildir ve modellenen yapılar gerçekte olduğundan daha çok dinamik yükler altındadır. Yapıların analizi bu yöntemle dinamik açıdan da ele alınabilir, ancak işlemler hem daha uzun sürer hem de daha karmaşık bir hal alabilir.

- Yöntemin geçerliliği ve yapılan araştırmayı doğruluğu için, malzeme özellikleri, geometrisi modellenen gerçek sistemin yüklenmesi gibi bazı kilit özelliklerin doğru olarak verilmesinin tamamen araştırmacının sorumluluğuna dayanmasından dolayı çok detaylı bilgi aktarımını gerektirir.

Sonlu elemanlar programının işleyişi Tablo 1.1'de özetlenmektedir.

Tablo 1.1: Sonlu elemanlar programının işleyişi



Araştırmacıların çoğu SEY’ni, bu metodu kullanarak tanır. Sonlu elemanlar programını kullanabilmek için, temeldeki matematik bilgisi ile doğrudan ilgili olmak gerekmese de, bazı matematik tekniklerinin ve temel kavramlarının bilinmesi gerekmektedir²⁴.

Bugün kullandığımız SEY programları temelde benzemekle birlikte, fonksiyon açısından birbirlerine üstünlükleri olabilir. Dişhekimliği sonlu elemanlar analizlerinde sık kullanılan programlar: ANSYS, ABAQUS, SAP80, SAP86, SAP90, I-DEAS, NASTRAN, PAFEC75, FEAMPS, MARC ve PATRAN’dır.

Bu programlardan Structural Dynamics Research Coorperation adlı firmanın geliştirdiği I-DEAS (Analiz Sistemi) dünyada değişik pek çok sektörde kullanım alanı bulmuş bir program olup, dişhekimliğinden, havacılık ve uzay sanayiine, otomotiv sektöründen, okyanuslarda kurulan petrol platformu tasarımlarına kadar yaygın şekilde kullanılmaktadır.

İki boyutlu olması nedeniyle yaniltıcı sonuçlara yol açabilen iki boyutlu SEY uygulama kolaylığı nedeniyle dişhekimliğinde de pek çok çalışmada kullanılmaktadır. İki boyutlu SEY ile zayıf destekli üç üyeli sabit uygulamalarda ve distale uzantılı sabit uygulamalarda kemikteki gerilmeler incelenmiştir^{7,177}. Normal ve restore edilmiş dişlerin kronlarındaki ve veneer kronlarda simantasyonda kullanılan simanlardaki mikro-çatlaklar bu yöntemle araştırılmıştır^{74,178}. Doğal diş ve doğal diş-implant destekli uygulamalarla ilgili reziliens, destekleme ve gerilmeyi abzorbe eden elemanın etkisi de iki boyutlu SEY ile incelenmiştir^{3,51,113,132,161}.

Implantların şekli, çapı, yükleme yönü, üstündeki kronun restorasyon malzemesi ve özellikle hidroksiapatit-kaplı implantların ısıl ve mekanik gerilme dağılımları karmaşık yapıları nedeniyle iki boyutlu SEY ile incelenmektedir^{68,77,93,118}.

Maksillar tam protez altındaki kemik destek ve implant destekli overdenture'daki kemik destekte fonksiyonel kuvvetlerin yarattığı gerilmeler de iki boyutlu SEY ile incelenmiştir^{99,100}.

Materyalin hacimsel olarak modellenebilmesi nedeniyle, sonuçları olabildiğince gerçege yakın kılan üç boyutlu SEY ile dış kronunda ve kökünde tedavi amaçlı kullanılan restorasyon maddeleri, kök-içi implantlar, çeşitli dental implant materyalleri ve ortopedide kemik kırıklarında kullanılan sabitleme plakaları gibi vücutun değişik bölgelerinde farklı amaçlarla ortaya çıkan gerilmeler incelenemektedir^{63,97,98,133,149,151,157}.

Üç boyutlu SEY ile önceleri anatomik olmayan üç-boyutlu kemik yapıları üzerine geometrik yapıdaki implantlar modellenip, farz edilen kalınlıktaki kortikal ve spongios kemikten bloklarda implant-implant ya da doğal diş-implant destekli uygulamaların gerilme dağılımları incelenmiştir^{16,17,21,34,49,67,85,91,116,124,133-138,146,174}.

Yakın zamanda ise, çeşitli yöntemlerle anatomik modeli elde edilmiş olan dişli ya da dişsiz mandibula üzerine yerleştirilmiş diş-implant ya da implant-implant destekli farklı üst yapıların farklı özellikleri ile kemik yapısında meydana getirdikleri gerilmeler ve gerinimler incelenmektedir^{2,10,15,32,82,83,155,156,165}.

Yine matematiksel (teorik) üç boyutlu SEY kullanılarak deneysel gerinim ölçerler ile elde edilen sonuçlar karşılaştırılmıştır^{10,82}. İmplant destekli overdenture'ların üst yapılarının üç boyutlu SEY ile incelendiği pek çok araştırma da son yıllarda dikkati çekmektedir^{16,17,31,101-106}. SEY ile yapılan bu tür araştırma bulgularının doğruluğunda modellenen kemiğin anatomisi, kemiğin materyal özellikleri, implant sisteminin boyutları, implant sisteminin materyal özellikleri, kemik-implant ara yüzünün (ilişkisinin) durumu, destekleme (modelin bağlanması) ve yükleme büyük önem taşır^{34,83,85,99,143,150,155,156}.

BÖLÜM 2

GEREÇ VE YÖNTEM

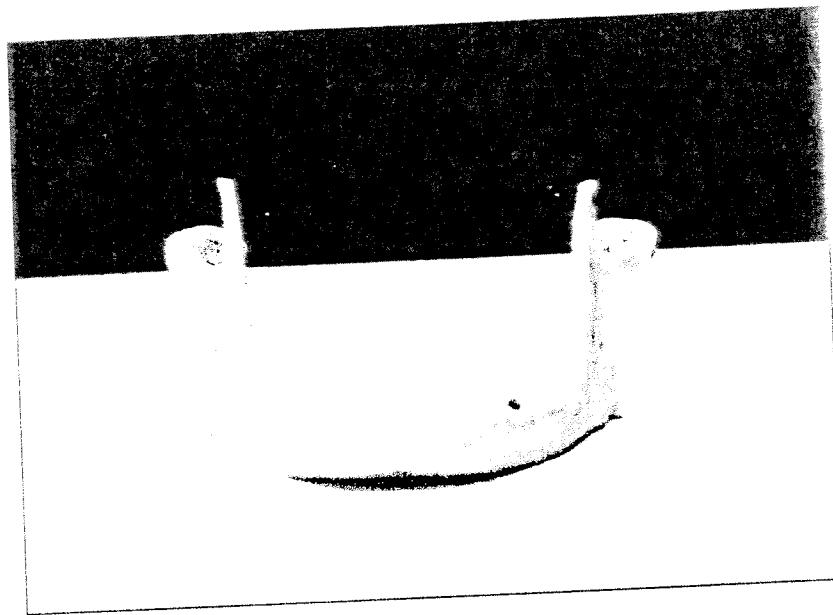
Bu çalışmada bir insan alt çene kemiğinin çeşitli ısrarla yükleri altındaki bilgisayar modellemesi ve simülasyonu yapılmıştır. Modelleme amacıyla modern tip ve mühendislik biliminin gerektirdiği araçları, simülasyon için de sonlu elemanlar analiz yöntemleri kullanılmıştır. Bu bölümde, araştırmada kullanılan söz konusu gereçler, yöntemler ile modelleme ve simülasyon çalışmalarının ayrıntıları verilecektir.

2.1 Modelleme ve Kullanılan Gereçler

Bu araştırma, Gazi Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyodiagnostik Anabilim Dalı Bilgisayarlı Tomografi (BT) Ünitesi, Orta Doğu Teknik Üniversitesi Makine Mühendisliği Bölümü ve BILTİR Merkezi ile ASELSAN A.Ş. Mikrodalga ve Sistem Teknolojileri Grubu Mekanik Tasarım Müdürlüğü’nde gerçekleştirildi.

Model olarak dişsiz bir insan kadavra mandibulası seçildi. Bu seçimde; diş çekim yerlerinin tamamen iyileşmiş olup, alveolar kret rezorbsyonunun orta değerlerde seyrederek sağ ve sol yarı-çenelerde olabildiğince simetrik olması gibi faktörler göz önüne alındı (Şekil 2.1). Değişken kortikal kemik kalınlığı olan mandibulanın karmaşık şekil yapısı göstermesi nedeni ile bu yapıyı modellemek için bilgisayarlı tomografi yöntemi kullanıldı.

Seçilen bu kadavra mandibulasının üç boyutlu modelinin elde edilmesi için öncelikle iki boyutlu mandibular kemik kesitleri, G.Ü. Tıp Fakültesi Radyodiyagnostik Anabilim Dalı Bilgisayarlı Tomografi (HiSpeed CT/i Imaging System, General Electric, Milwaukee, WI, USA) Ünitesi’nde (Şekil 2.1) koronal görüntüleri alveolar process'lere dik olacak şekilde kesitler halinde belirtilen teknik parametrelere göre alındı.



Şekil 2.1: Model olarak kullanılan dişsiz insan kadavra mandibulası

Tomografide mandibulanın en ön uç kısımdaki yüzeyden başlayarak 1'er mm ara ile toplam 108 tane kesit görüntüsü radyograf filmi üzerinde elde edildi. Kesitlerin alınması sırasında, doğru ve tam modellemenin elde edilebilmesi amacıyla basılacak film üzerindeki cetvellerin yeri değiştirilmeyerek, bu noktaların referans noktaları olarak görev üzerindeki cetvellerin yeri değiştirilmeyerek, bu noktaların referans noktaları olarak görev yapmaları sağlandı. Referans noktalarının konturu ile birlikte kemik kesitin konturları ve yapmaları sağlandı. Referans noktalarının konturu ile birlikte kemik kesitin konturları ve yapmaları sağlandı. Referans noktalarının konturu ile birlikte kemik kesitin konturları ve yapmaları sağlandı. Referans noktalarının konturu ile birlikte kemik kesitin konturları ve yapmaları sağlandı. Referans noktalarının konturu ile birlikte kemik kesitin konturları ve yapmaları sağlandı. Referans noktalarının konturu ile birlikte kemik kesitin konturları ve yapmaları sağlandı. Referans noktalarının konturu ile birlikte kemik kesitin konturları ve yapmaları sağlandı. Referans noktalarının konturu ile birlikte kemik kesitin konturları ve yapmaları sağlandı. Referans noktalarının konturu ile birlikte kemik kesitin konturları ve yapmaları sağlandı. Referans noktalarının konturu ile birlikte kemik kesitin konturları ve yapmaları sağlandı.

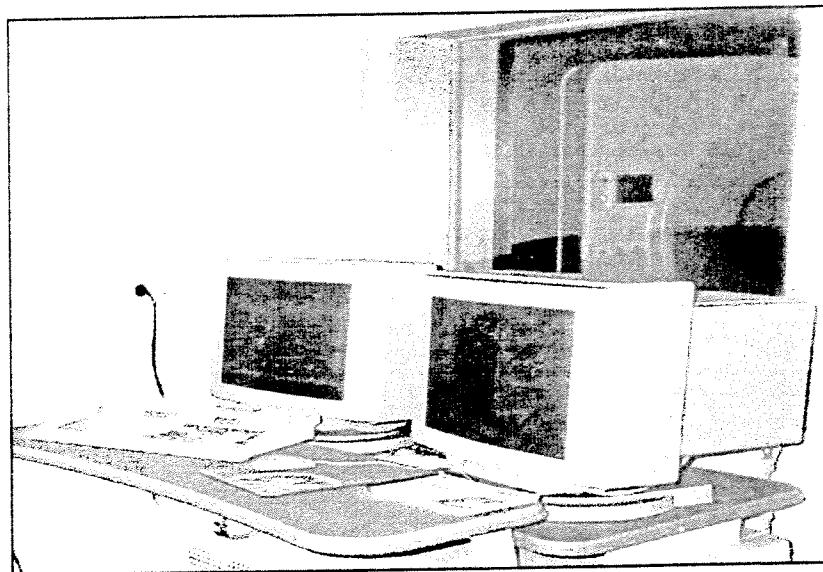
Tomografi işleminde kullanılan parametreler aşağıda verilmiştir:

Kesit kalınlığı : 1.5 mm

Matris : 512 x 512

Kesit aralığı : 1 mm

Görüntü oluşturma çapı (FOV) : 20 cm

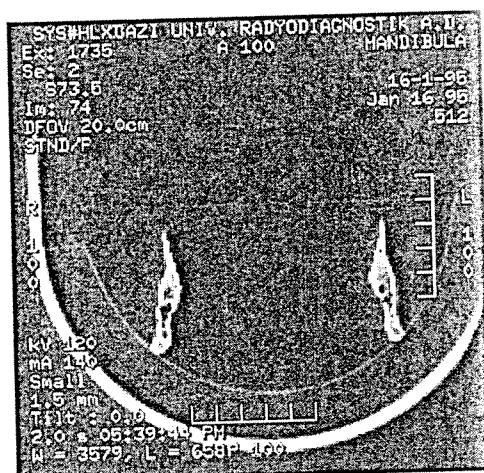


Şekil 2.2: Kullanılan bilgisayarlı tomografi cihazı.

Modelleme ve analizde kullanılan bilgisayarların özellikleri:

Bilgisayar	: HP C240 Unix iş istasyonu
Hafıza	: 1.5 GB
Yazılım	: SDRC I-DEAS Master Series 6A, Milford, Ohio, USA.
Bilgisayar	: PC (Windows 98 İşletim sistemi)
Hafıza	: 128 MB
Yazılım	: Corel Draw 7.0 ve AutoCAD 13

Tarayıcı tarafından PC ortamına aktarılan kesit görüntülerinden oluşan 108 dosya GIF (*Graphical Interchange Format*) olarak adlandırılan bir bilgisayar dosya yapısında (*format*) kaydedildi. Bilgisayar ortamında GIF yapısında oluşturulan ve iki boyutlu kesit görüntülerini içeren dosyalardaki görüntüler *bitmap* olarak adlandırılan bir yapıda idi. Bu tür bir dosyada görüntü, her biri toplam 256 gri ton arasından bir renge sahip olan noktalardan (*pixel*) oluşturuldu. Çeşitli gri tonda renklere sahip bu noktalar bir araya getirildiğinde bir görüntü elde edildi. Daha sonra üç boyutlu alt çene geometrisinin oluşturulması amacıyla kullanılacak olan yazılım ise nokta bilgisi değil, çizgi bilgisi olarak da adlandırılabilen vektör bilgisi gerektirmekteydi. Bu nedenle, vektör bazlı dosyalar



Şekil 2.3: Önden 73.5 mm arkadaki kesite ait radyografi filminin bilgisayara tarayıcı yardımı ile geçirilen görüntüsü.

üzerinde çalışma olanağı veren geometrik modelleme yazılımı için *bitmap* bazlı bir dosyanın vektör bazlı bir dosyaya çevrilmesi gerekiyordu.

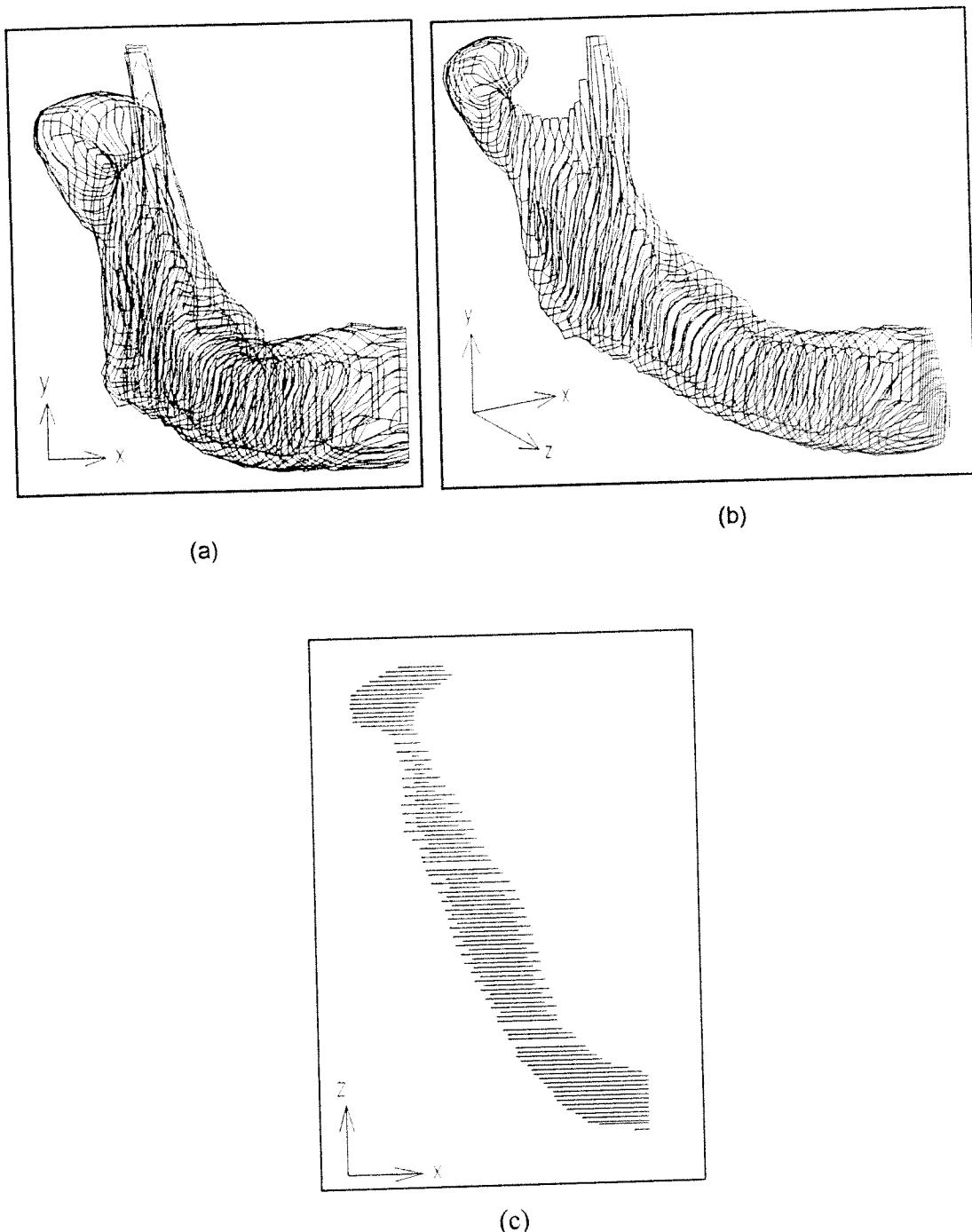
Bu işlevi yerine getirmek üzere, Corel Draw 7.0 çizim yazılım paketi kullanıldı. Bu amaçla, daha önce tarayıcı tarafından elde edilen ve GIF dosyası olarak kaydedilen her bir kesit görüntüsü Corel Draw yazılımında arka yüze (*background*) yerleştirildi ve bu arka yüz üzerinde farklı kemik bölgelerinin sınırları boyunca çizgiler çizildi. Böylece, kemik bölgelerinin çevresi kapalı bir çokgen tarafından tanımlanmış oldu. Bu çalışmada söz konusu alanlar kortikal ve spongios kemik bölgeleri için oluşturulan iç içe iki alandır. Yani her bir kesit içinde spongios kemik dokusunu tanımlayan bir alan ve bunu çevreleyen, dışta bir kortikal kemik dokusu alanı vardır. Doku bölgelerinin sınırları birbirine bağlı ve sınırlı sayıda doğru parçalarından oluşturuldu. Kullanılan doğru parçalarının sayısı daha sonra elde edilecek geometrik modelin dosya büyüklüğü ile doğrudan bağlantılı olduğundan sınırlı tutulup, aynı zamanda da çokgen alanın gerçek kesit geometrisine olabildiğince yakın olması için doğru sayısının mümkün olan en fazla miktarda tutulması amaçlandı. Ayrıca kesit geometrisindeki karmaşıklık bir kesitten diğerine değiştiği için, kapalı bir kesit alanını tanımlamak için kullanılan ve çokgenleri oluşturan doğru parçası sayıları da her kesit için farklı olarak alındı. Böylece Corel Draw yazılımı ile bitmap dosyası halindeki kesit görüntüleri, iç içe iki çokgenden oluşan vektörel yapıdaki çizim

dosyalarına dönüştürüldü. Bu arada mandibulanın ortasından geçen düzleme göre simetrik olduğu varsayılp, sadece sağ taraftaki kesitler göz önüne alındı.

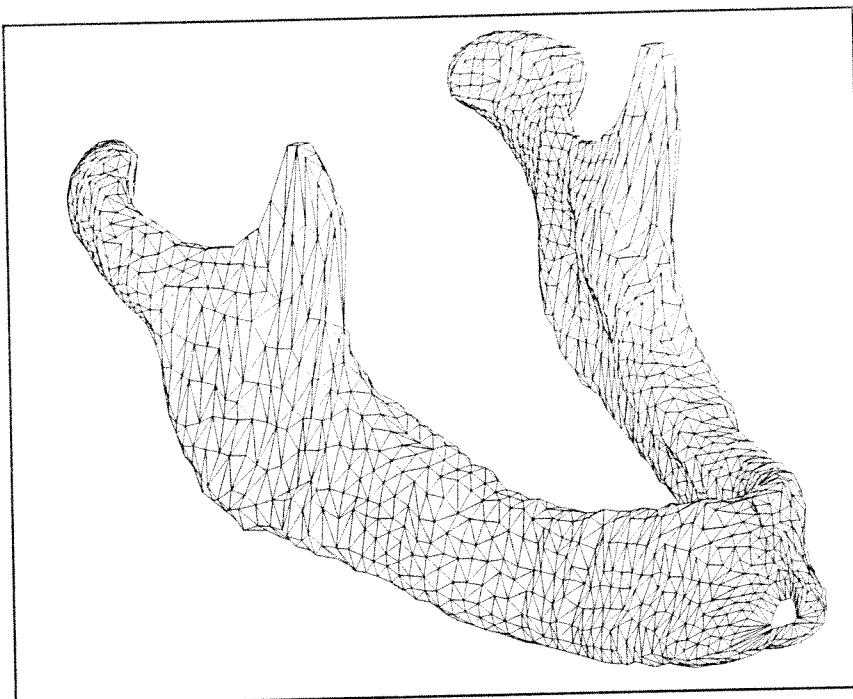
Modelleme ile ilgili çalışmanın bir sonraki aşaması, elde edilen kesit çizimlerinin uzayda arkaya arkaya dizilip çene kemiğinin kesitler halinde üç boyutlu görüntüsünün oluşturulmasıdır. Bir önceki aşamada çokgen alanların yaratılması için kullanılan Corel Draw yazılım paketi üç boyutlu tasarım yapılmasına olanak vermemektedir. Kesitlerin üç boyutlu geometrik uzayda, derinlik boyutunda olmaları gereken pozisyona yerleştirilmeleri için, AutoCAD yazılım paketi kullanıldı. Bu amaçla, Corel Draw ile elde edilen dosyalar AutoCAD yazılımının anlayabileceği DXF dosyası olarak kaydedildi. Mandibulanın en öndeği kesitinin derinliği tanımlayan z-ekseninde sıfır değerine sahip olduğu kabul edildi. Corel Draw'dan gelen her bir kesit çizimi radyolojik filmde yazılı olan derinlik değerine göre AutoCAD dosyasında olması gereken derinlikteki (z-ekseni boyunca) yerine yerleştirildi ve böylece 108 kesit çizimi bir AutoCAD dosyasında birleştirilerek üç boyutlu tek bir çizim dosyası elde edildi. Bu aşamada elde edilen geometri sadece uzayda arkaya dizilmiş alanlardan oluştu. Elde edilen çizim Şekil 2.4'de sunulmaktadır.

Bir sonraki aşamayı uzayda ardışık olarak birer milimetre ara ile dizilen kesit alanlarının birleştirilmesi ile kemik yapılarını oluşturan hacimlerin elde edilmesi oluşturmaktadır. Bu amaçla AutoCAD yazılımı kullanıldı. Hacim oluşturmak için ise, sonlu elemanlar analizinin yapılacağı I-DEAS yazılım paketi kullanıldı. AutoCAD ile elde edilen ve 108 kesidi içeren dosya Mechanical Desktop yazılımı yardımı ile IGES dosyası halinde kaydedildi. Daha sonra bu dosya I-DEAS yazılımı içinde açıldı ve ardışık alanlar birleştirilerek, mandibulayı oluşturan ve kortikal ile spongöz olmak üzere iki hacimden oluşan mandibulaya ait üç boyutlu geometrik model elde edildi (Şekil 2.5).

Üzerinde implantların konacağı yeri gösteren ve implantın çapı kadar (3.5 mm) açılmış deliklere, radyoopak işaretleyici olarak geçici dolgu maddesi (Cavfil, PSP Dental Co. Ltd., Dylan Road, Belvedere, Kent., U.K.) yerleştirilen şeffaf otopolimerizan akrilden (Biodent, Dentsply Ltd. Weybridge, Surrey, U.K.) radyolojik stentler iki ve dört implant destekli durumlar için ayrı ayrı hazırlandı (Şekil 2.6a ve 2.6b).



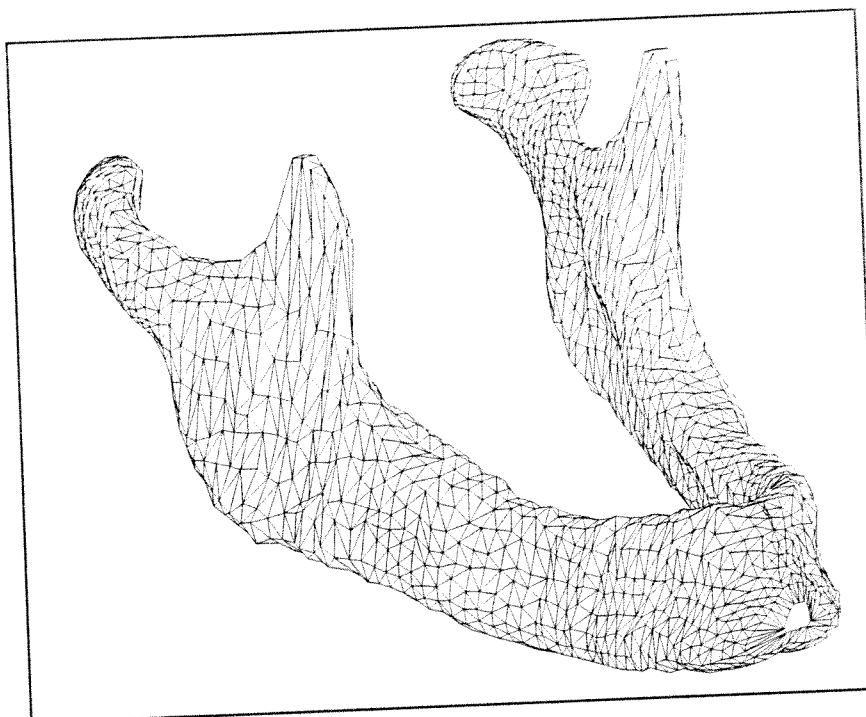
Şekil 2.4: Üç boyutlu uzayda kesitlerden oluşan AutoCAD Görüntüleri
 a) Önden, b) Üst sağdan, c) Üstten görünüşler



Şekil 2.5: Mandibulanın tamamının elde edilmiş geometrik modeli

Daha sonra dişsiz mandibula üzerinde implantın yerleştirileceği yeri anatomik olarak saptayabilmek amacıyla stentlerin yerinden oynamaması sağlanarak, iki ve dört implant destekli iki durum için G.Ü. Tıp Fakültesi Radyodiagnostik Anabilim Dalı BT (HiSpeed CT/i Imaging System, General Electric, Milwaukee, WI, USA) Ünitesi'nde Denta-Scan (General Electric Medical Systems, Milwaukee, WI, USA) isimli özel yazılım programı ile BT incelemeleri yapıldı. Bunlardan aksiyal düzlemede yüksek çözünürlükte bilgisayar tomografi kesitlerinde oluşturulan görüntüler elde edildi. Oblikkoronal (*cross-sectional*) ve panoramik reformat görüntüler otomatik olarak yazılım programı ile oluşturuldu.

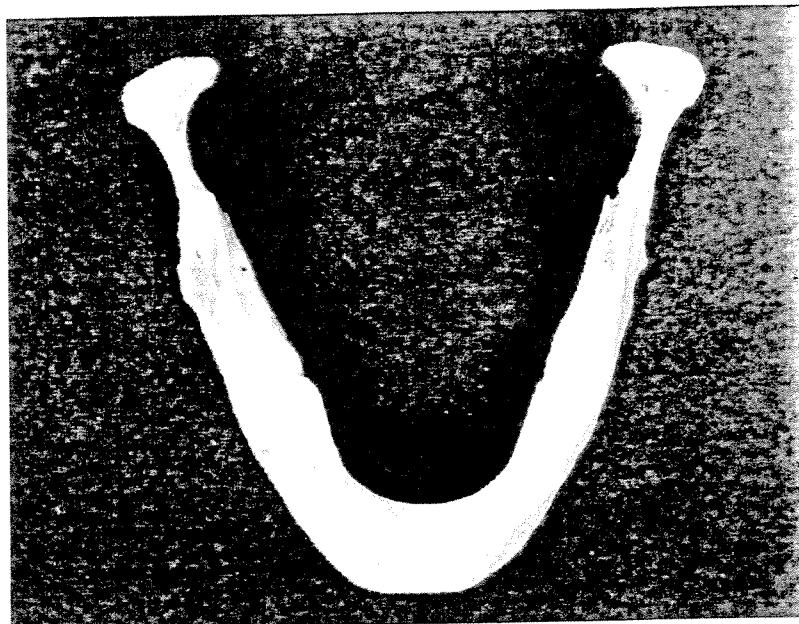
Mandibular BT incelemesi aksiyal düzlemede olabildiğince mandibula bazisine paralel olarak yapıldı. Mandibulanın yatay düzlemi veya eksenine dik ve okluzal düzlemine paralel olan 38 adet iki boyutlu transaksiyal tarama görüntüsü (1 mm kalınlıkta, 0.5 mm üst üste binme ile) elde edildi. Transaksiyal taramalar bir bilgisayar teybi üzerinde saklandı ve 49 adet oblikkoronal (*cross-sectional*), 5 adet panografik reformat görüntülerı sağlandı.



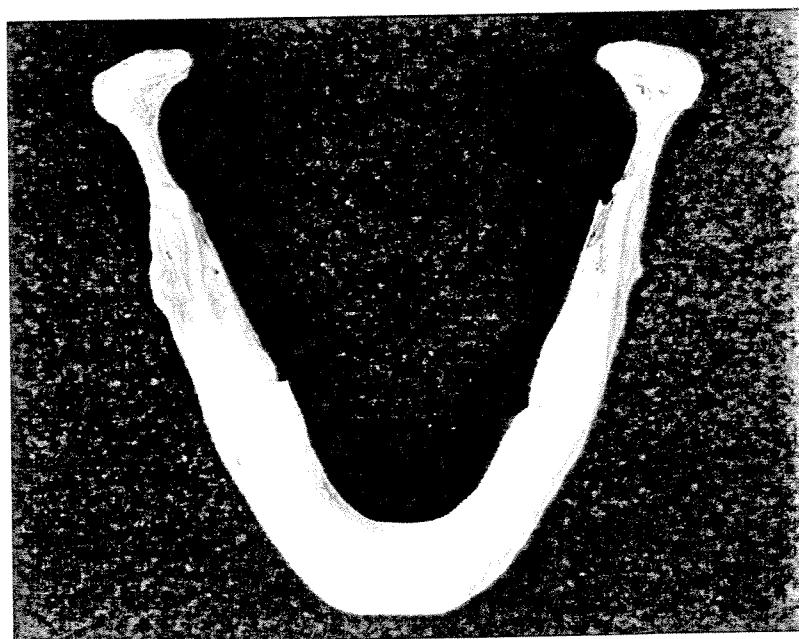
Şekil 2.5: Mandibulanın tamamının elde edilmiş geometrik modeli

Daha sonra dişsiz mandibula üzerinde implantın yerleştirileceği yeri anatomik olarak saptayabilmek amacıyla stentlerin yerinden oynamaması sağlanarak, iki ve dört implant destekli iki durum için G.Ü. Tıp Fakültesi Radyodiagnostik Anabilim Dalı BT (HiSpeed CT/i Imaging System, General Electric, Milwaukee, WI, USA) Ünitesi'nde Denta-Scan (General Electric Medical Systems, Milwaukee, WI, USA) isimli özel yazılım programı ile BT incelemeleri yapıldı. Bunlardan aksiyal düzlemede yüksek çözünürlükte bilgisayar tomografi kesitlerinde oluşturulan görüntüler elde edildi. Oblikkoronal (*cross-sectional*) ve panoramik reformat görüntüleri otomatik olarak yazılım programı ile oluşturuldu.

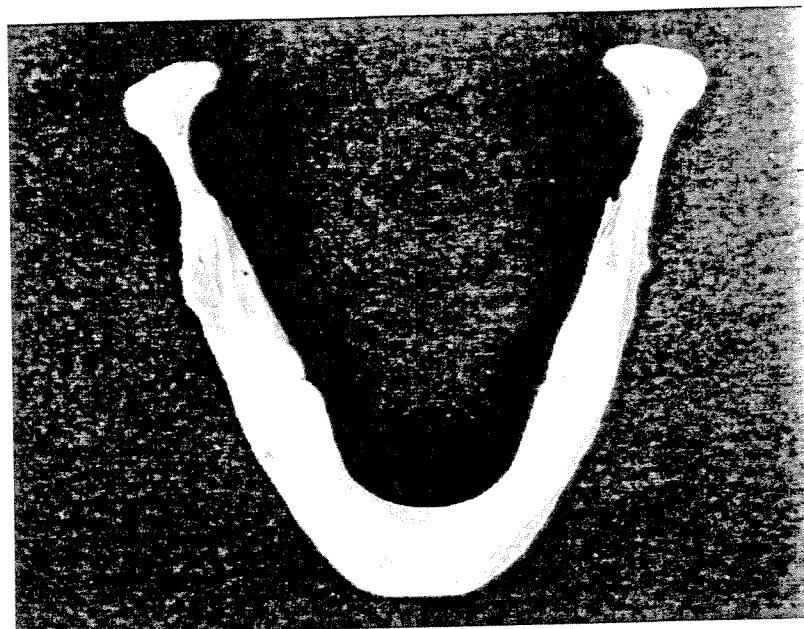
Mandibular BT incelemesi aksiyal düzlemede olabildiğince mandibula bazisine paralel olarak yapıldı. Mandibulanın yatay düzlemi veya ekseni dik ve okluzal düzlemine paralel olan 38 adet iki boyutlu transaksiyal tarama görüntüsü (1 mm kalınlıkta, 0.5 mm üst üste binme ile) elde edildi. Transaksiyal taramalar bir bilgisayar teybi üzerinde saklandı ve 49 adet oblikkoronal (*cross-sectional*), 5 adet panografik reformat görüntüleri sağlandı.



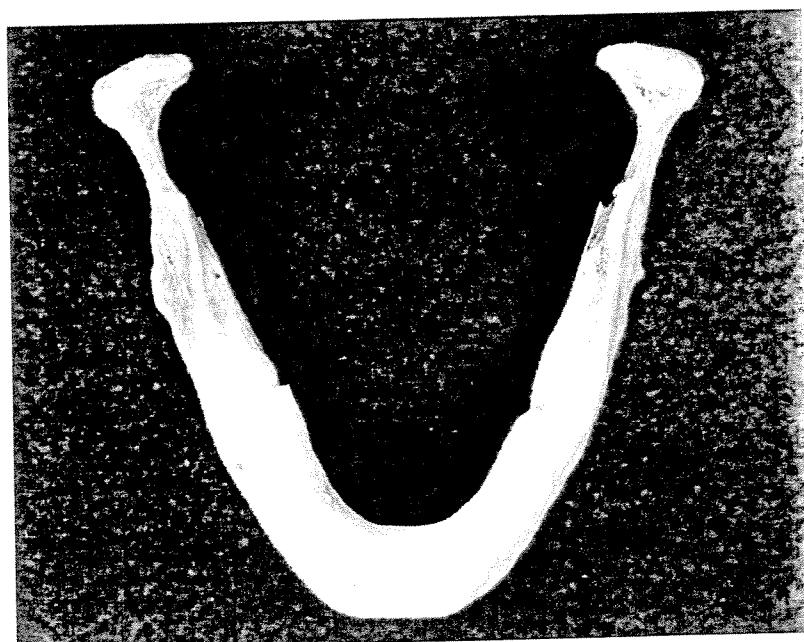
Resim 2.6a: Mandibula üzerinde iki implant destekli durum için hazırlanan radyolojik stent



Resim 2.6b: Mandibula üzerinde dört implant destekli durum için hazırlanan radyolojik stent



Resim 2.6a: Mandibula üzerinde iki implant destekli durum için hazırlanan radyolojik stent



Resim 2.6b: Mandibula üzerinde dört implant destekli durum için hazırlanan radyolojik stent

Aksiyal görüntüler *alveolar process*'lere paralel olacak şekilde ve aşağıda belirtilen teknik parametrelere göre elde edildi:

Kesit kalınlığı : 1 mm

Matris : 512 x 512

Kesit aralığı : 1 mm

Görüntü oluşturma çapı (FOV) : 18.9 cm

Transaksiyal BT tarama görüntülerini kullanmak için, bilgisayar yazılımı ile, çenenin anteroposterior uzunluğu boyunca çalışan eğri bir panografik düzlem oluşturuldu. Bu düzlem, transaksiyal tarama görüntüsü üzerinde eğri bir çizgi şeklinde incelendi. Oblikkoronal (*cross-sectional*) reformat görüntüler, çenenin dikey yüksekliğinin tamamı boyunca gelen bu çizgiye dik olarak oluşturuldu. Bu cross-sectional görüntülerin her biri numaralandırıldı ve her on tanede bir rakam yazılarak karışıklık önlandı.

Oblikkoronal (*cross-sectional*) reformat görüntüler için, BT Dental Tarama (Denta-Scan) yazılım programı transaksiyal tarama görüntülerinin tamamı içerisinde edilen bilgiden hesaplanıp, çenenin uzun eksenine dik olarak yeniden oluşturuldu. Bu oblikkoronal reformat görüntüler, birbirlerinden 3 mm mesafede olup, seri halinde yerleştirildi ve transaksiyal tarama görüntüsü üzerinde bulunan sayılarla karşılık gelecek şekilde işlenmiş film üzerine numaralandı.

Panoramik reformat görüntüler için de, her bir transaksiyal tarama görüntüsü üzerinde ark kurvatürünü takip eden bir hat çizilerek, bir panoramik düzlem oluşturuldu. Bu panoramik düzlem, panoramik radyografa benzeyen bilgilerle görüntülendi. Böylece panoramik reformat görüntülerin beş tanesi yazılım programı ile ve 2 mm aralıkla oluşturuldu.

Kortikal kemiğin yoğun ve spongioz kemiğin seyrek trabekül yapısı mandibulanın özelliğidir. Oblikkoronal (*cross-sectional*) reformat görüntülerdeki topografî kemiğin bu özelliğini de doğrulamaktadır.

Implant sisteminin boyutları:

3.5 mm çaplı içi-boş silindir (*hollow cylinder*) implantlar seçildi. *Overdenture*'a destek olarak iki veya dört implantın yerleştirilebildiği durumlar için iki farklı üst yapı planlaması oluşturuldu.

- a) İki implantın topuz başlı tutucu ile,
- b) İki implantın birbirine barlı tutucu ile ve dört implantın barlı tutucu ile overdenture'a destek olduğu durumlar incelendi.

İmplantlar, iki implantlı durumda orta hattan 15 mm, dört implantlı durumda orta hattan 10 ve 20 mm mesafede, önceden kaninlerin ve premolarların bulunduğu bölgede konumlandırıldı. İmplant boyu 16 mm olarak alındı. İmplantların üzerine 4.5 mm çapında, 6 mm uzunlukta implant üstü destekler (abutment'lar) modellendi. Destekler arasında barın bulunduğu durumlarda bar ile dişeti kenarı arasında 2 mm'lik bir mesafe kalacak şekilde 2 mm çaplı bar seçilip modellendi (Şekil 2.7a, b ve c).

2.2 Simülasyon Çalışmaları ve Sonlu Elemanlar Yöntemi

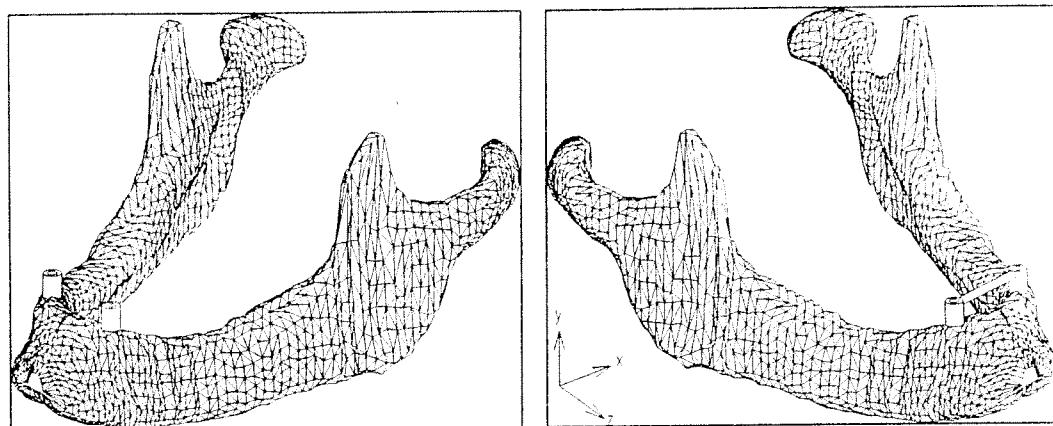
Araştırmada iki adet içi-boş silindir (hollow cylinder) implant üzerine uygulanan topuz başlı ve barlı tutucular ve aynı tipte dört implant üzerine planlanan barlı tutucuların kemikte gerilme dağılımına etkilerinin incelenmesi amaçlandı. Bu amaçla, gerilme dağılımı saptama yöntemlerinden sonlu elemanlar yöntemi (SEY) kullanıldı. Simülasyon amacı ile kullanılan sonlu elemanlar yönteminde ilk olarak elde edilen kemik implant modelindeki malzemelerin özelliklerinin tanımlanması yapılmıştır.

2.2.1 Kemik ve İmplantın Malzeme Özellikleri

Modellenip, tanımlanan kortikal ve spongiosa kemikler, izotrop, homojen ve doğrusal olarak elastik kabul edildi. Gerekli olan malzeme özellikleri, elastisite modülü (E) ve Poisson oranı (ν) Tablo 2.1'de verilmektedir.

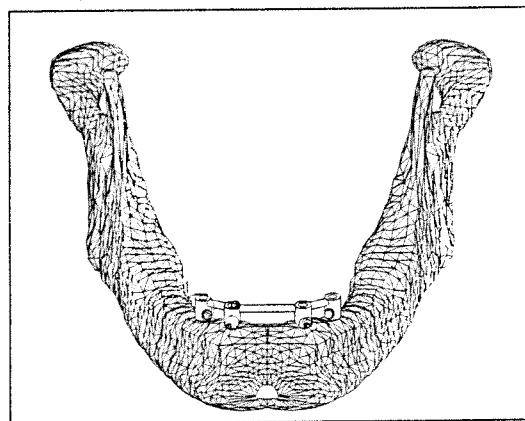
Elde edilen geometrik mandibula modeli üzerine çalışmada kullanılan implant ve üst yapı modelleri eklendi. Bu amaçla literatürden elde edilen implant ve üst yapı geometrileri model üzerinde oluşturuldu.

Bu çalışmada, malzeme olarak implant sistemlerinde genellikle kullanılan titanyum ve implant üstü destekte de altın tercih edildi.



a) İki implantlı topuz başlı model

b) İki implantlı barlı model



c) Dört implantlı barlı model

Şekil 2.7: İmplantlı mandibula modelleri

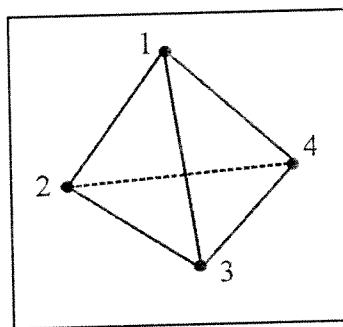
Tablo 2.1: Sonlu elemanlar modellerinde kullanılan malzemelerin özellikleri

Malzeme	E (N/mm^2)	ν
Kortikal kemik	13.700	0.30
Spongioz kemik	1.370	0.30
Titanyum (implant)	103.400	0.35
Altın (implant üst yapı)	100.000	0.30

2.2.2 Kemik-İmplant Bağlantı Durumu

Kemik ve implantlar arasında tüm ara yüz boyunca sıkı bir bağlantı olduğu kabul edildi. Daha sonra elde edilen geometrik model, analiz amacıyla elemanlarına ayrıldı. Modeldeki her bir farklı malzeme için ayrı malzeme özelliklerinin kullanılması sonlu elemanlar analizinin bir özelliğidir. Bu amaçla literatürden elde edilen ve Tablo 2.1'de verilen malzeme değerleri kullanıldı.

Elde edilen hacimlerin elemanlarına ayrılması aşamasında I-DEAS yazılımının standart üç boyutlu elemanlarından SOLID74 kullanıldı (Şekil 2.8). Bu eleman 4 düğüme sahip üçgen piramit şeklinde bir elemandır. Her birisi 3 serbestlik derecesine sahip düğüm noktası olan bu eleman bütün hacimler için kullanıldı. Elemanlara ayırma işlemi sırasında, analizin odaklanacağı implant ve çevresindeki kemik dokular için çok daha sıkı bir ağ doku, bunun dışındaki diğer bölgeler için ise daha az sıkılıkta ve daha kaba olarak nitelenebilecek bir yapı elde edildi.



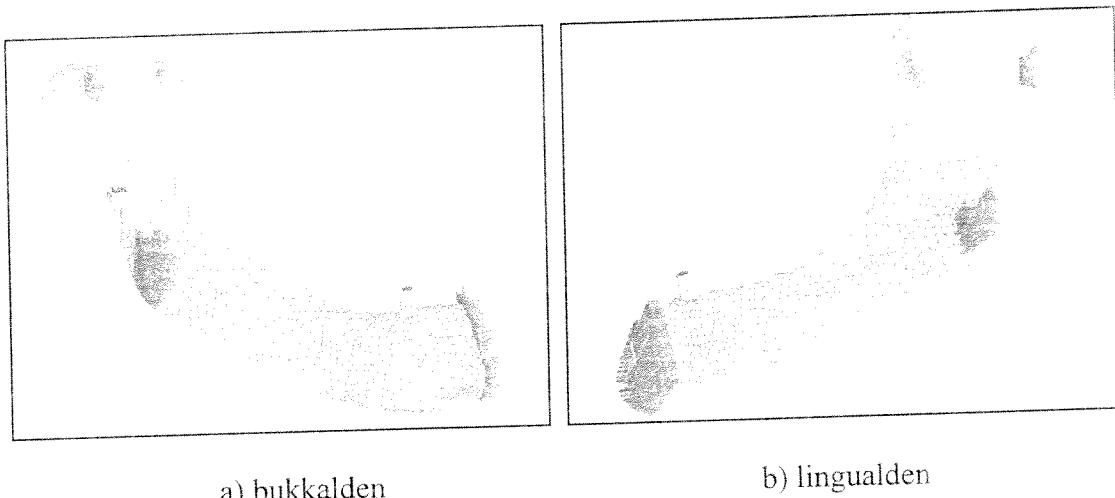
Şekil 2.8: Dört düğümlü tetrahedron eleman

Bir defa elemanlarına ayırma işlemi ve dolayısıyla ağ yapının elde edilmesi ile birlikte, bir sonraki aşamayı modeli sabitlemeye ve üzerindeki yüklemeleri belirlemeye yönelik olarak sınır koşullarının girilmesi oluşturdu. Bu aşamada, önce alt çenenin belli yönlerde hareketini engelleyen kas ve ligamanların bağlantıları gerçekleştirildi.

2.2.3 Mesnetler

Bir nesne ısrırılırken ya da kapanış sırasında, implant sistemli mandibulanın hareketi çığneme kasları ve ligamanların mandibulaya yaptığı yerlerden engellenir. Geometrik

modelde sağ ve sol mandibular kondillerden, koronoid process'lerin arka iç yüzeylerinden, angulus mandibula hem iç hem de dışta kas ve ligamanların mandibulaya bağlandığı bölgelerden hareketin engellendiği göz önüne alınarak, sonlu eleman modelinde tüm serbestlikler yok edilecek şekilde her doğrultudaki dönme ve ötelemeler engellenerek destekleme gerçekleştirildi (Şekil 2.9a ve b). Daha sonra çeşitli alternatif yüklemeleri oluşturmak üzere implantlar üzerine gelen yüklemeler girildi.



Şekil 2.9: Mesnet bölgelerinin görüntüleri

2.2.3 Yükleme ve Isırma Kuvvetleri

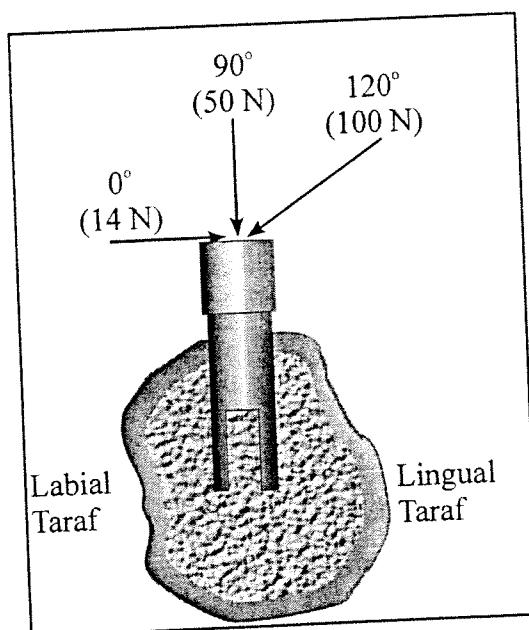
Yukarıda belirtilen sabitleyiciler (*restraints*) ile bağlantılı olarak, kas ve ligaman bağlantılarının yerleşimi ile çene hareketlerinin yönü dikkate alındığında, mandibulanın kuvvet dengesi için gerekli olan sabitleyicilerdeki tepki kuvvetleri etki kuvvetlerinin olası her bir kombinasyonu için hesaplanabilir. Bu şekilde, iki taraflı isırmadaki gibi, mandibulanın sağ ve sol yarılarının eşit olarak yüklendiği varsayımlı yapıldı.

Bu çalışma için implant sisteminde 3 tepki kuvveti (isırma kuvvetleri) uygulandı. Bunlar; implantın uzun eksenin doğrultusunda olan düşey isırma kuvveti (F_d), implantın uzun eksenine dik olan yatay isırma kuvveti (F_y) ve yatay düzlemlle labialden 120° lik açı yapan oblik isırma kuvveti (F_o) idi. Bu isırma kuvvetlerinin büyüklükleri arasındaki oran Koolstra ve arkadaşlarının⁸⁰ çalışmasından saptandı:

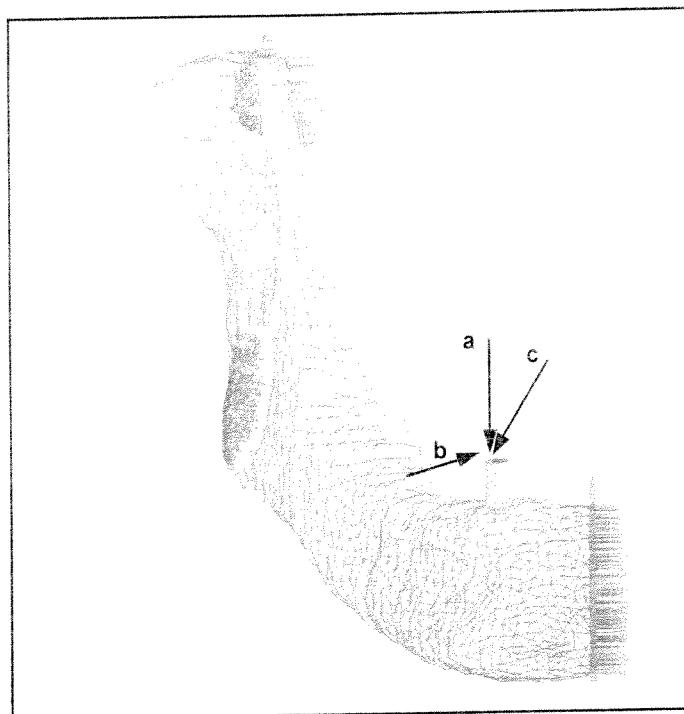
$$F_y : F_d : F_o = 1 : 3.5 : 7$$

Haraldson ve arkadaşları⁵⁹ mandibulada implantlarla desteklenen overdenture kullanan tamamen dişsiz hastaların ısrıma kuvvetini ölçmüştür. Bu çalışmada modellerde, tedaviden 1 yıl sonra kanin-premolar bölgelerinde çığneme ve ısrıma sırasında kaydedilmiş olan maksimum ısrıma kuvvetinin kullanımı tercih edildi. Yani, okluzal düzleme dik olan maksimum ısrıma kuvvetinin kullanımı tercih edildi. 14 N'luk yatay ısrıma kuvveti ise yükleme kuvveti olarak 50 N'luk F_d alındı. F_y ve F_o ısrıma kuvvetlerinin büyüklükleri ise ısrıma kuvveti büyüklüklerinin oranından hesaplandı. Böylece okluzal düzleme 0° açı yapan 14 N'luk yatay ısrıma kuvveti ve okluzal düzleme 120° açı yapan 100 N'luk bir oblik ısrıma kuvveti elde edildi (Şekil 2.10, 2.11, 2.12 ve 2.13).

Mandibula kuvvet dengesi, bu üç ısrıma kuvvetinin her biri için, kas kuvvetlerinin sonsuz sayidakı kombinasyonları ile sağlanır. Kas kuvvetlerinin üç yöndeki değerleri nisbeten en geniş aktiviteli, en aktif kasın nisbi aktivitesinin mümkün olan en yüksek değeri kullanılarak hesaplanır. Nisbi aktivite ise gerçek kas kuvvetinin maksimum olası kas kuvvetine oranı şeklinde tanımlanır. Bir kas elemanın olası maksimum kas kuvvetinin, kasın aktif olmadığı durumda fizyolojik enine kesiti ile orantılı olduğu kabul edilir⁸⁰.

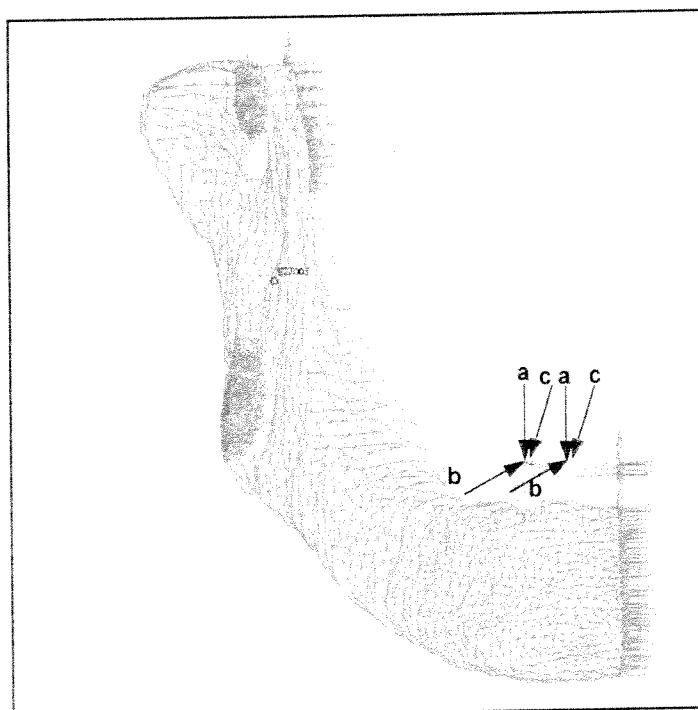


Şekil 2.10: İmplant üzerine uygulanan çığneme kuvvetlerinin yönleri ve büyüklüklerinin labiolingual kemik kesitinde gösterilmesi



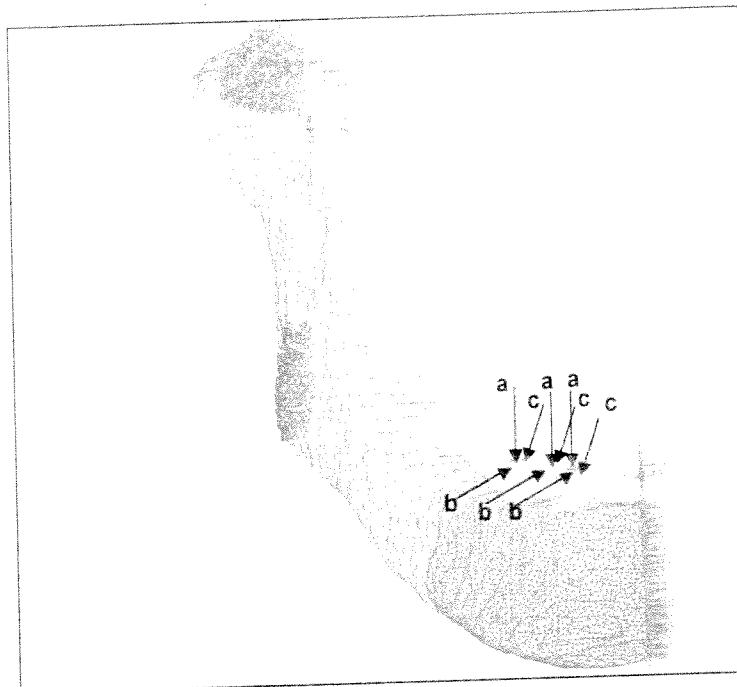
Şekil 2.11: İki implantlı topuz başlı modelde üç kuvvetin uygulanması

- a) Düşey kuvvet b) Yatay kuvvet c) Oblik kuvvet



Şekil 2.12: İki implantlı barlı modelde üç kuvvetin uygulanması

- a) Düşey kuvvet b) Yatay kuvvet c) Oblik kuvvet



Şekil 2.13: Dört implantlı barlı modelde üç kuvvetin uygulanması

a) Düşey kuvvet b) Yatay kuvvet c) Oblik kuvvet

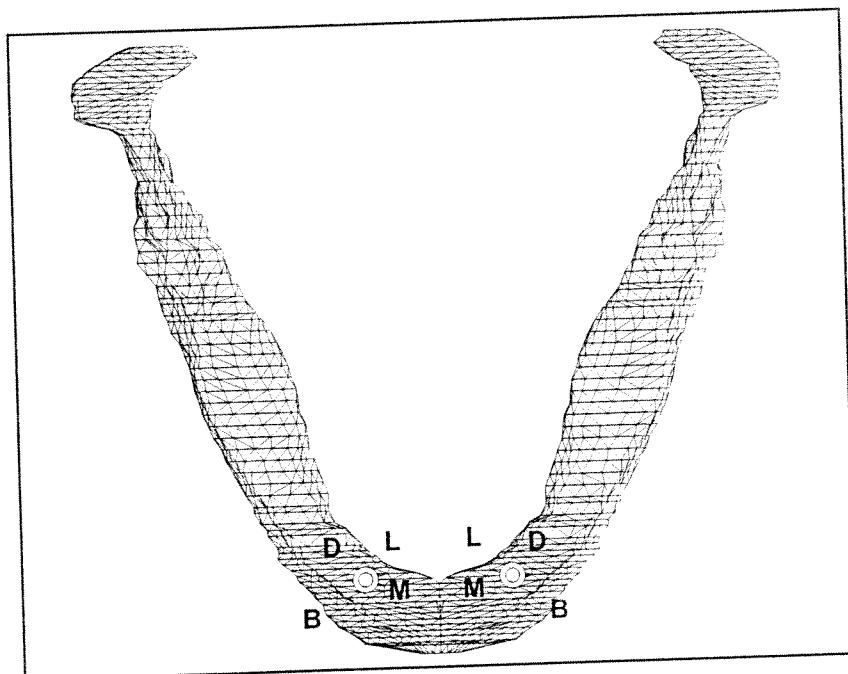
Koolstra ve arkadaşlarına⁸⁰ göre, maksimum kas kuvvetleri masseter kas için 296 N, temporal kasın ön kısmı için 170 N, temporal kasın arka kısmı için 167 N, medial pterygoid kas için 163 N ve lateral pterygoid kas için 81 N'dur. Yatay doğrultuda masseter ve lateral pterygoid'ler aktif iken; düşey doğrultuda masseter kas, temporal kasın ön ve arka kısımları ve medial pterygoid kasın aktif olduğu ve okluzal düzleme 120°lik doğrultuda ise temporal kasın ön ve arka kısımlarının aktif olduğu ortaya çıkmaktadır. Her bir ısrıma kuvveti için değişen bu kas kuvvetleri model üzerinde statik yükleme şeklinde kullanıldı. Mandibulanın sağ ve sol yarılarına aynen iki taraflı ısrımda olduğu gibi eşit yükler uygulandığı varsayıldı.

2.3.5 Ağ Yapının Elde Edilmesi ve Çözüm

Mid-sagittal düzleme göre, mandibulanın simetrik olması nedeniyle, mandibulanın sadece sağ yarısı elemanlara bölündü (Şekil 2.11, 2.12 ve 2.13). Simetri düzlemindeki düğümlerde, simetri sınır şartları verildi. Çalışmanın amacı, esas olarak implantlara komşu kemikteki gerilmeleri hesaplamak olduğu için bu bölgede ileri derecede hassasiyet gerekmekteydi. Bu nedenle implantların çevresinde "ayrınlı ağ yapı" (fine mesh)

oluşturuldu. Bilgisayar kapasitesi düşünülerek geometrinin kalanına daha kaba bir ağ yapı uygulandı. İki implantlı topuz başlı modelde implant çevresindeki kemikte 50682 eleman (4-düğümlü tetrahedron) ve 11449 düğümle ve kalan kemikte 15737 eleman (4-düğümlü tetrahedron) ve 4860 düğümle ağ yapı oluşumu gerçekleştirildi. İki implantlı barlı modelde implant çevresindeki kemikte 16398 eleman (4-düğümlü tetrahedron) ve 4495 düğümle ve kalan kemikte 14480 eleman (4-düğümlü tetrahedron) ve 4557 düğümle ağ yapı oluşumu sağlandı. Son olarak, dört implantlı barlı modelde implant çevresindeki kemikte 75291 eleman (4-düğümlü tetrahedron) ve 15130 düğümle ve kalan kemikte 17479 eleman (4-düğümlü tetrahedron) ve 4307 düğümle ağ yapı oluşumu tamamlandı.

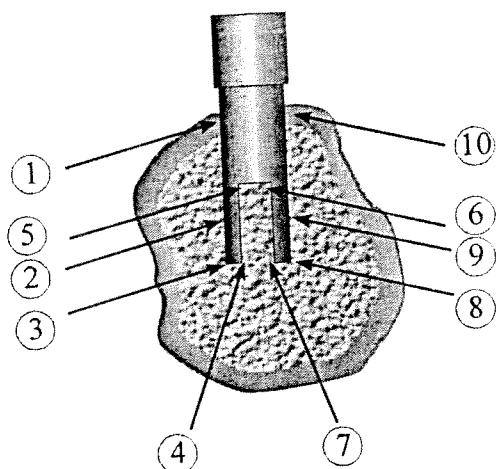
Yüklemeden sonra kemik yapıda izlenen değişiklikler, genellikle oluşan gerilmelere bağlıdır. Asal gerilme (principal stress), çekme gerilmesi ve basma gerilmesi arasında bir ayrim yapılmasını sağlar. Bu nedenle, asal gerilmeler sunuldu. Gerilmenin yeri, silindirik implantın merkezi esas alınarak, anatomik yön terimleri ile belirtildi. Tüm bulgular, mesialden başlayarak, implantın çevresinden seçilen 8 düğüm noktası ile son olarak mesiolingualdeki değerin de dikkate alınması ile elde edildi (Şekil 2.14).



Şekil 2.14: Bulguların yerleşimini implantta göre anlatan arkın görüntüsü
(M:mesial, B:bukkal, D:distal, L:lingual)

Bu işlemin de tamamlanması ile birlikte, model, analizin yapılmaya aşamasına getirildi. I-DEAS yazılımı gereği geometri, elemanlar ve yüklemeler ile yer değiştirme sınır koşullarının tanımlanmasından sonra, SOLVE modülünün yardımı ile problemin matematiksel analizi yapılip her bir düğüm noktasının gerinimleri cinsinden sonuçlar üretildi.

I-DEAS yazılımının analiz sonrası elde edilen değerleri işlemek üzere, son işlemci (post-processing) olarak adlandırılan modül, elde edilen sonuçların yorumlanmasıında bu değerlerin değişik durumlar için grafiksel olarak çizilmesinde kullanılabilmektedir. Örneğin; elemanlardaki gerilme (stress) ve gerinim (strain) incelenebilmekte ve bu değerlerin geometri üzerinde gösterilen gerilme ve gerinim topografyası elde edilebilmektedir. Bu yolla elde edilen veriler tablolar halinde bulgular bölümünde sunuldu. Gerilme ve gerinimlerin ölçüldüğü yerler mezyodistal ve labiolingual yönlerdeki kesitlerden Şekil 2.15'deki düğüm noktalarından belirlendi.



Şekil 2.15: Kesitlerde bulguların elde edildiği düğümler

- | | |
|---------------------------------|---------------------------------|
| ① İmplantın servikalinde | ⑥ İmplantın içerisinde en üstte |
| ② İmplantın ortasında | ⑦ İmplantın apeksi içinde |
| ③ İmplantın apeksi dışında | ⑧ İmplantın apeksi dışında |
| ④ İmplantın apeksi içinde | ⑨ İmplantın ortasında |
| ⑤ İmplantın içerisinde en üstte | ⑩ İmplantın servikalinde |

BÖLÜM 3

BULGULAR

Araştırmada, iki implant destekli topuz başlı ve barlı ile dört implant destekli barlı mandibula modellerine düşey (90°), yatay (0°) ve oblik (120°) yükler uygulandı. Düşey, yatay ve oblik yükler uygulandıktan sonra, her bir model için, implant-kemik ilişkisinde beş ayrı seviyede, seçilen toplam 40 düğüm noktasına ait maksimum ve minimum asal gerinim, maksimum ve minimum asal gerilme ile Von Mises gerinim ve gerilme değerleri elde edildi. Bu veriler Tablo 3.1-3.6'da sunulmaktadır. Tablolarda sunulan değerlerin daha iyi izlenebilmeleri açısından grafikleri oluşturuldu ve her tablo ile ilgili grafik kümlesi Şekil 3.1-3.10'da ardarda verilmiştir. Üç yüklemeden sonra elde edilen en yüksek maksimum ve minimum asal gerinim ile en yüksek maksimum ve minimum asal gerilme dağılımına ait implantlı bölgenin BL (bukkolingual) ve MD (mesiodistal) kesitleriyle modelin tümündeki görüntüler Şekil 15 - 50'de sunulmaktadır.

Grafik ve Tablolardaki yer sembollerinin anlatımı:

M: mesial	D: distal
MB: mesiobukkal	DL: distolingual
B: bukkal	L: lingual
DB: distobukkal	ML: mesiolingual

3.1 Asal Gerinim Değerlerinin Dağılımı

İki implant destekli topuz başlı ve barlı ile dört implant destekli barlı modellerdeki maksimum asal gerinim (çekme gerinim) değerleri Tablo 3.1'de sunulmaktadır. İki implantlı topuz başlı ve barlı ile dört implantlı barlı modellerdeki en yüksek çekme gerinim değeri iki implantlı barlı modelde oblik kuvvetin uygulandığı durumda kortikal kemikte implantın servikal seviyesinde MB (mesiobukkal) tarafta saptandı. Modellere yatay kuvvet uygulandığında en yüksek değer iki implantlı barlı modelde kortikal kemikte implantın servikal seviyesinde MB (mesiobukkal) tarafta izlenirken, düşey kuvvetteki en

yüksek değer dört implantlı barlı modelde arkadaki implantın ortasında spongioz kemikte DL (distolingual) tarafta elde edildi. İki implantlı topuz başlı ve barlı ile dört implantlı barlı modellerdeki en düşük çekme gerinim değeri, dört implantlı barlı modelde öndeği implantta yatay kuvvetin uygulandığı durumda spongioz kemikte implantın apeksi dışında L (lingual) tarafta tespit edildi. Düşey kuvvet uygulamasında elde edilen en düşük değer dört implantlı barlı modelde arkadaki implantın servikal seviyesinde kortikal kemikte L (lingual) tarafta bulunurken, oblik kuvvette ise en düşük değer yine dört implantlı barlı modelde bu defa öndeği implantın apeksi içinde spongioz kemikte yine L (lingual) tarafta elde edildi.

İki implant destekli topuz başlı ve barlı ile dört implant destekli barlı modellerdeki minimum asal gerinim (basma gerinim) değerleri de Tablo 3.2'de sunulmaktadır. İki implantlı topuz başlı ve barlı ile dört implantlı barlı modellerdeki en yüksek basma gerinim değeri iki implantlı barlı modelde oblik kuvvetin uygulandığı durumda kortikal kemikte implantın servikal seviyesinde MB (mesiobukkal) tarafta tespit edildi. Modellere yatay kuvvet uygulandığında en yüksek değer iki implantlı barlı modelde kortikal kemikte implantın servikal seviyesinde DL (distolingual) tarafta izlenirken, düşey kuvvetteki en yüksek değer iki implantlı topuz başlı modelde kortikal kemikte implantın servikalinde D (distal) tarafta elde edildi. İki implantlı topuz başlı ve barlı ile dört implantlı barlı modellerdeki en düşük basma gerinim değeri dört implantlı barlı modelde yatay kuvvetin uygulandığı durumda öndeği implantta spongioz kemikte implantın apeksi dışında ML (mesiolingual) tarafta tespit edildi. Düşey kuvvet uygulandığında elde edilen en düşük değer dört implantlı barlı modelde arkadaki implantın servikalinde kortikal kemikte L (lingual) tarafta izlenirken, oblik kuvvette ise en düşük değer yine dört implantlı barlı modelde bu defa öndeği implantın apeksi dışında spongioz kemikte yine L (lingual) tarafta elde edildi.

Düşey, yatay ve oblik kuvvetlerin uygulanmasından sonra, implant desteklerin değişik kemik seviyelerinden seçilmiş düğüm noktalarındaki maksimum ve minimum asal gerinim değerlerinin grafiklerle ifadesi Şekil 3.1-3.5'de sunulmaktadır. Tüm grafikler modelleri oluşturulan üst yapı tiplerine göre değerlendirildiğinde;

Düsey, yatay ve oblik kuvvetlerin uygulanmasından sonra, implant desteklerin değişik kemik seviyelerinden seçilmiş düğüm noktalarındaki maksimum ve minimum asal gerinim değerlerinin grafiklerle ifadesi Şekil 3.1–3.5’de sunulmaktadır. Tüm grafiklerin modelleri oluşturulan üst yapı tiplerine göre ayrı ayrı değerlendirilmesi aşağıda sunulmaktadır.

3.1.1 İki İmplant Destekli Topuz Başlı Model

En yüksek maksimum asal gerinim değerleri oblik kuvvet uygulandığında elde edildi (Şekil 3.1-3.5). Düsey kuvvet uygulandığında, en yüksek maksimum asal gerinim değeri spongioz kemikte implantın ortasında distalde izlendi (Şekil 3.2a). Yatay kuvvet uygulandığında, en yüksek maksimum asal gerinim değeri kortikal kemikte implantın servikalinde ve bukkalde elde edildi (Şekil 3.1b). Oblik kuvvet uygulandığında, en yüksek maksimum asal gerinim değeri kortikal kemikte implantın servikalinde lingualinde saptandı (Şekil 3.1c).

En düşük maksimum asal gerinim değerleri düsey kuvvet uygulandığında elde edildi (Şekil 3.1-3.5). Düsey kuvvet uygulandığında, en düşük maksimum asal gerinim değeri kortikal kemikte implantın servikalinde mesiolingualde izlenmiştir (Şekil 3.1a). Yatay kuvvet uygulandığında, en düşük maksimum asal gerinim değeri spongioz kemikte implantın apeksi içinde ve lingualde elde edildi (Şekil 3.4b). Oblik kuvvet uygulandığında, en düşük maksimum asal gerinim değeri spongioz kemikte implantın apeksi içinde ve mesiolingualde saptandı (Şekil 3.4c).

En yüksek minimum asal gerinim değerleri oblik kuvvet uygulandığında elde edildi (Şekil 3.1-3.5). Gerek düsey kuvvet gerekse yatay kuvvet uygulandığında, en yüksek minimum asal gerinim değerleri kortikal kemikte implantın servikalinde izlendi. Düsey kuvvette bu seviyede distalde (Şekil 3.1a) iken; yatayda distolingualde (Şekil 3.1b) saptandı. En yüksek değerlerin elde edildiği oblik kuvvet uygulamasında ise, en yüksek minimum asal gerinim değeri kortikal kemikte implantın servikalinde bukkalde izlendi (Şekil 3.1c).

En düşük minimum asal gerinim değerleri yatay kuvvet uygulandığında elde edildi (Şekil 3.1-3.5). Düşey kuvvet uygulandığında, en düşük minimum asal gerinim değeri spongioz kemikte implantın ortasında mesiolingualde izlendi (Şekil 3.2a). Yatay kuvvet uygulandığında, en düşük minimum asal gerinim değeri spongioz kemikte implantın apeksi içinde ve lingualde elde edildi (Şekil 3.4b). Oblik kuvvet uygulandığında, en düşük minimum asal gerinim değeri kortikal kemikte implantın servikalinde ve mesiolingualde saptandı (Şekil 3.1c).

3.1.2 İki Implant Destekli Barlı Model

En yüksek maksimum asal gerinim değerleri oblik kuvvet uygulandığında elde edildi (Şekil 3.1-3.5). Düşey kuvvet uygulandığında, en yüksek maksimum asal gerinim değeri spongioz kemikte implantın ortasında distobukkalde izlendi (Şekil 3.2a). Yatay kuvvet uygulandığında, en yüksek maksimum asal gerinim değeri kortikal kemikte implantın servikalinde ve mesiobukkalde elde edildi (Şekil 3.1b). Oblik kuvvet uygulandığında, en yüksek maksimum asal gerinim değeri kortikal kemikte implantın servikalinde mesiobukkalde saptandı (Şekil 3.1c).

En düşük maksimum asal gerinim değerleri yatay kuvvet uygulandığında elde edildi (Şekil 3.1-3.5). Düşey kuvvet uygulandığında, en düşük maksimum asal gerinim değeri spongioz kemikte implantın apeksi içinde mesiobukkalde izlendi (Şekil 3.4a). Yatay kuvvet uygulandığında, en düşük maksimum asal gerinim değeri spongioz kemikte implantın apeksi dışında ve mesialde elde edildi (Şekil 3.3b). Oblik kuvvet uygulandığında, en düşük maksimum asal gerinim değeri spongioz kemikte implantın apeksi içinde ve mesialde saptandı (Şekil 3.4c).

En yüksek minimum asal gerinim değerleri oblik kuvvet uygulandığında elde edildi (Şekil 3.1-3.5). Düşey kuvvet uygulandığında, en yüksek minimum asal gerinim değerleri spongioz kemikte implantın apeksi dışında distolingualde izlendi (Şekil 3.3a). Yatay kuvvet uygulandığında, en yüksek minimum asal gerinim değerleri kortikal kemikte implantın servikalinde distolingualde saptandı (Şekil 3.1b). Oldukça yüksek değerlerin

elde edildiği oblik kuvvet uygulamasında ise, en yüksek minimum asal gerinim değeri kortikal kemikte implantın servikalinde mesiobukkalde izlendi (Şekil 3.1c).

En düşük minimum asal gerinim değerleri yatay kuvvet uygulandığında elde edildi (Şekil 3.1-3.5). Düşey kuvvet uygulandığında, en düşük minimum asal gerinim değeri spongioz kemikte implantın ortasında lingualde izlendi (Şekil 3.2a). Yatay kuvvet uygulandığında, en düşük minimum asal gerinim değeri spongioz kemikte implantın apeksi dışında ve mesiolingualinde elde edildi (Şekil 3.3b). Oblik kuvvet uygulandığında, en düşük minimum asal gerinim değeri spongioz kemikte implantın ortasında ve mesiolingualinde saptandı (Şekil 3.2c).

3.1.3 Dört İmplant Destekli Barlı Model

En yüksek maksimum asal gerinim değerleri oblik kuvvet uygulandığında elde edildi (Şekil 3.1-3.5). Düşey kuvvet uygulandığında, en yüksek maksimum asal gerinim değeri arkadaki implantta spongioz kemikte implantın ortasında distolingualde izlendi (Şekil 3.2a). Yatay kuvvet uygulandığında, en yüksek maksimum asal gerinim değeri arkadaki implantta kortikal kemikte implantın servikalinde ve distolingualde elde edildi (Şekil 3.1b). Oblik kuvvet uygulandığında, en yüksek maksimum asal gerinim değeri arkadaki implantta kortikal kemikte implantın servikalinde distolingualde saptandı (Şekil 3.1c).

En düşük maksimum asal gerinim değerleri yatay kuvvet uygulandığında elde edildi (Şekil 3.1-3.5). Düşey kuvvet uygulandığında, en düşük maksimum asal gerinim değeri arkadaki implantta kortikal kemikte implantın servikalinde lingualde izlendi (Şekil 3.1a). Yatay kuvvet uygulandığında, en düşük maksimum asal gerinim değeri öndeği implantta spongioz kemikte implantın apeksi dışında ve lingualde elde edildi (Şekil 3.3b). Oblik kuvvet uygulandığında, en düşük maksimum asal gerinim değeri öndeği implantta spongioz kemikte implantın apeksi içinde ve lingualde saptandı (Şekil 3.4c).

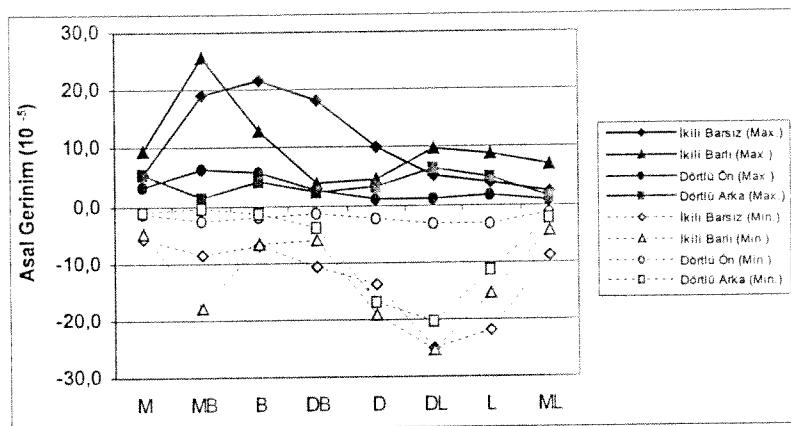
En yüksek minimum asal gerinim değerleri oblik kuvvet uygulandığında elde edildi (Şekil 3.1-3.5). Düşey kuvvet uygulandığında, en yüksek minimum asal gerinim değerleri

arkadaki implantta spongioz kemikte implantın apeksi dışında distolingualde izlendi (Şekil 3.3a). Yatay kuvvet uygulandığında, en yüksek minimum asal gerinim değerleri arkadaki implantta kortikal kemikte implantın servikalinde distolingualde saptandı (Şekil 3.1b). En yüksek değerlerin elde edildiği oblik kuvvet uygulamasında ise, en yüksek minimum asal gerinim değeri yine arkadaki implantta spongioz kemikte implantın apeksi dışında distolingualde izlendi (Şekil 3.3c).

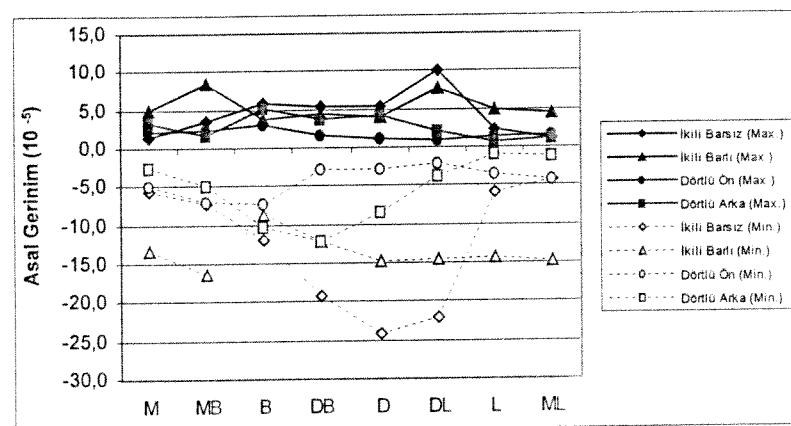
En düşük minimum asal gerinim değerleri yatay kuvvet uygulandığında elde edildi (Şekil 3.1-3.5). Düşey kuvvet uygulandığında, en düşük minimum asal gerinim değeri arkadaki implantta kortikal kemikte implantın servikalinde lingualde izlendi (Şekil 3.1a). Yatay kuvvet uygulandığında, en düşük minimum asal gerinim değeri öndeği implantta spongioz kemikte implantın apeksi dışında ve mesiolingualinde elde edildi (Şekil 3.3b). Oblik kuvvet uygulandığında, en düşük minimum asal gerinim değeri öndeği implantta spongioz kemikte implantın apeksi dışında lingualde saptandı (Şekil 3.3c).

3.1.4 Gerinim Dağılımının Değişik Üst Yapı Modelleri için Karşılaştırılması

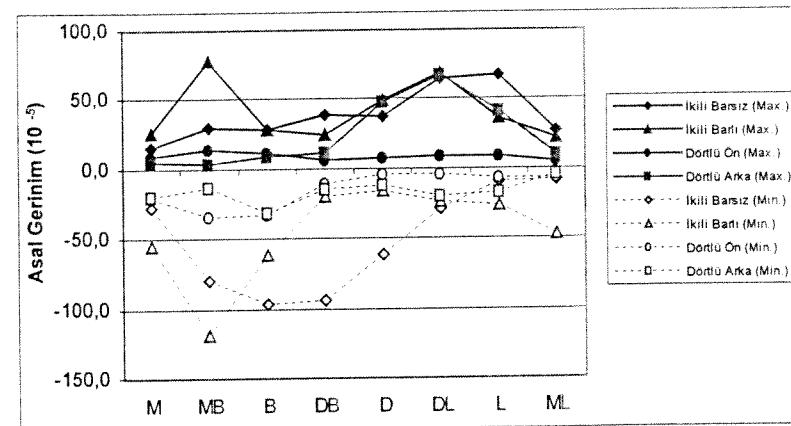
İki üst yapı türünde oluşturulan üç değişik planlama modeli birbirleri ile maksimum ve minimum asal gerinim değerleri yönünden kıyaslandığında; en yüksek maksimum ve minimum asal gerinim değerleri oblik kuvvet uygulandığında iki implant destekli barlı modelde elde edildi. En düşük maksimum ve minimum asal gerinim değerleri ise yatay kuvvet uygulandığında dört implant destekli barlı modelde, öndeği implantta elde edildi.



(a)

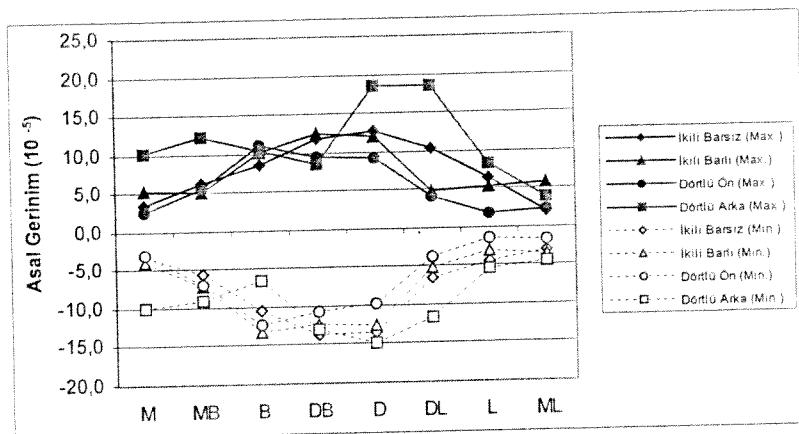


(b)

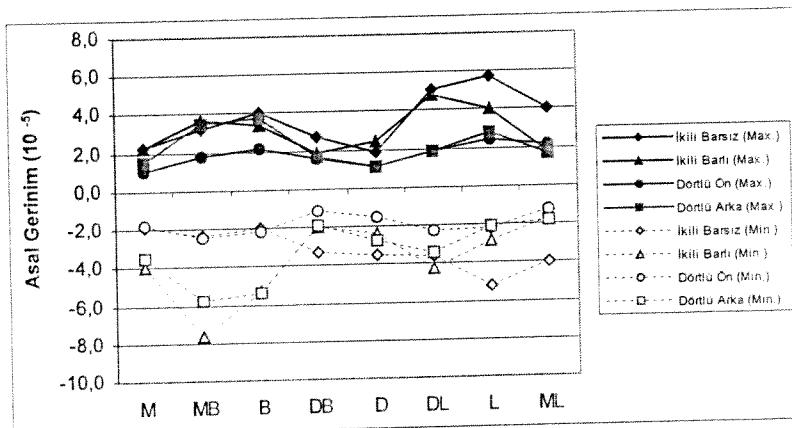


(c)

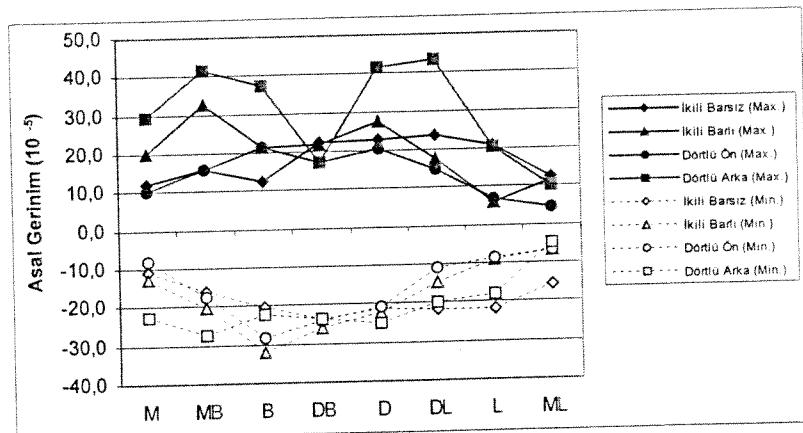
Şekil 3.1: İmplantın servikalinde asal gerinim değerleri
a) Düşey kuvvette, b) Yatay kuvvette, c) Oblik kuvvette.



(a)

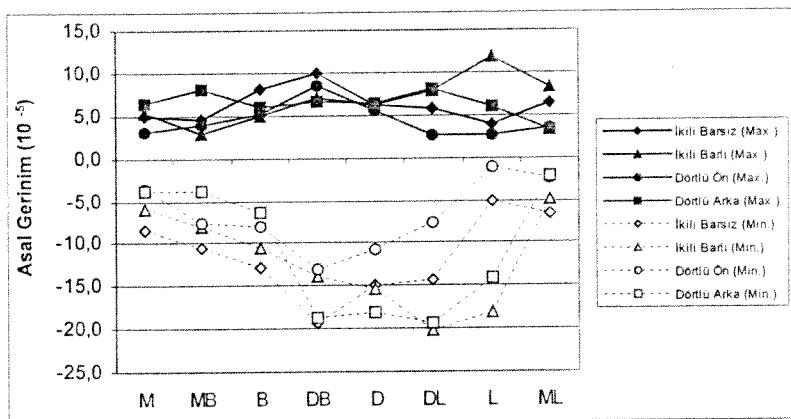


(b)

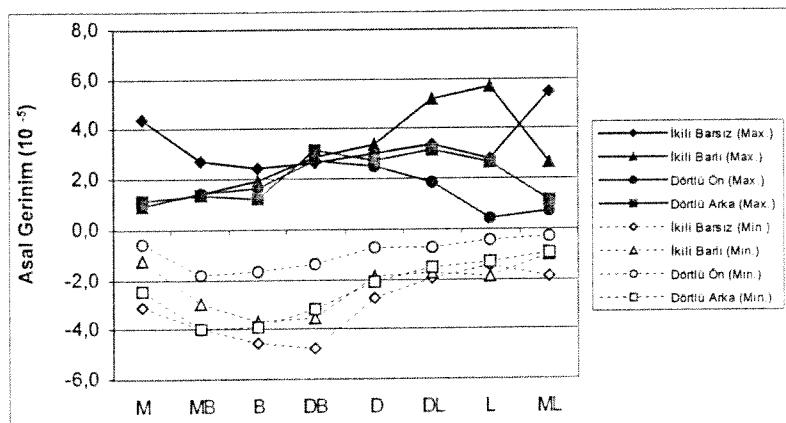


(c)

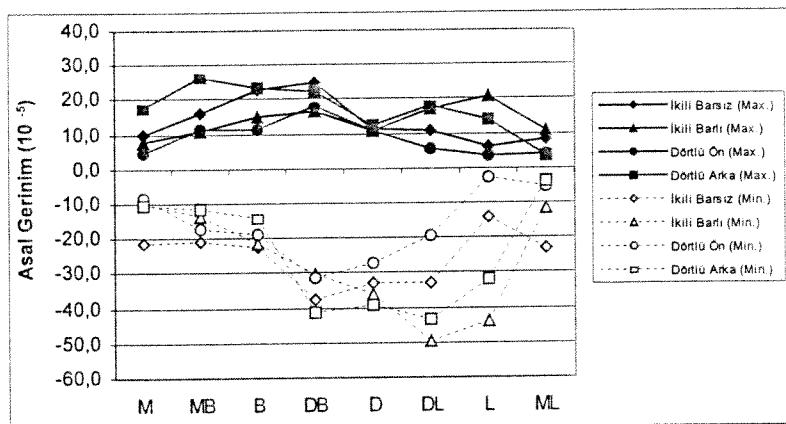
Şekil 3.2: İmplantın ortasında asal gerinim değerleri
 a) Düşey kuvvette, b) Yatay kuvvette, c) Oblik kuvvette



(a)

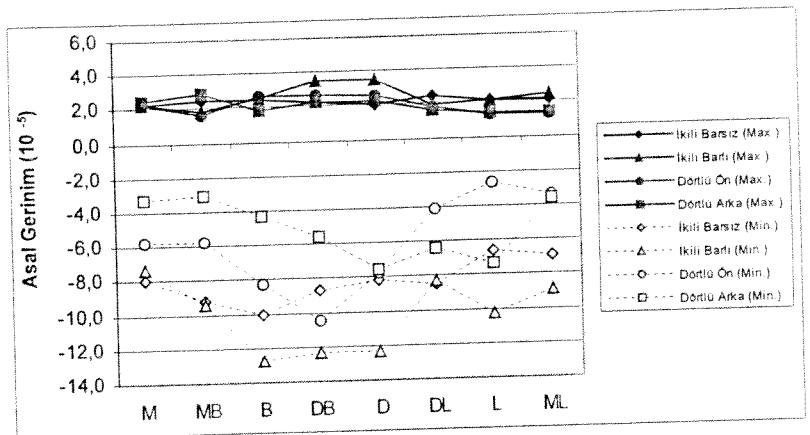


(b)

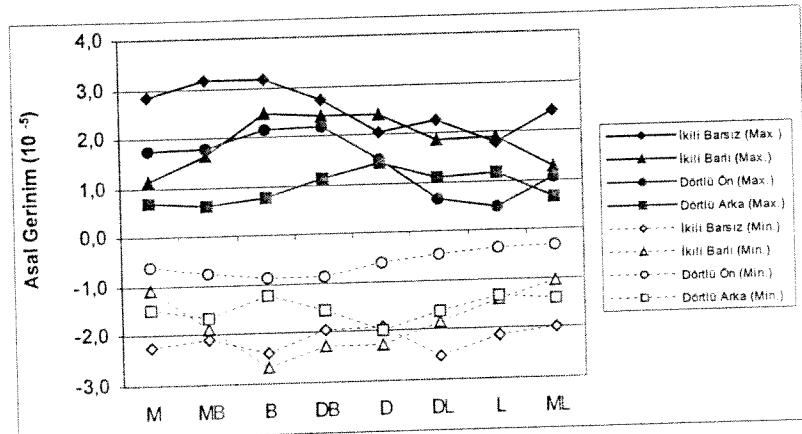


(c)

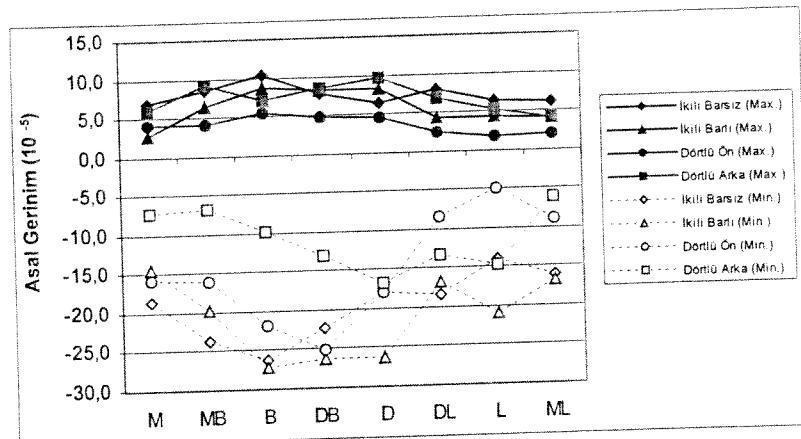
Şekil 3.3: İmplantın apeksi dışında asal gerinim değerleri
a) Düşey kuvvette b) Yatay kuvvette c) Oblik kuvvette



(a)

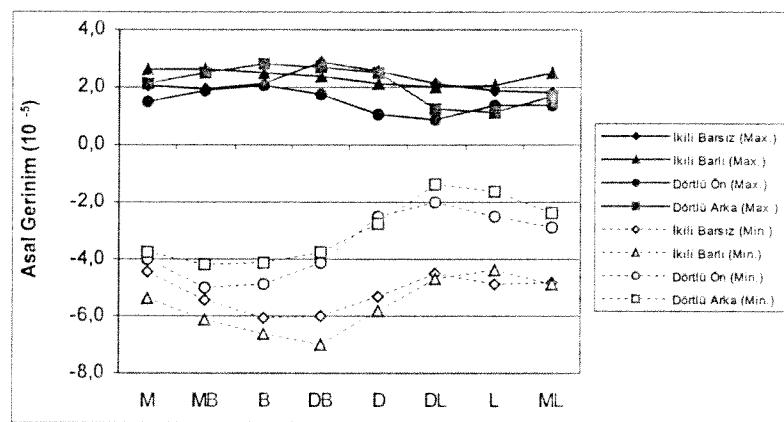


(b)

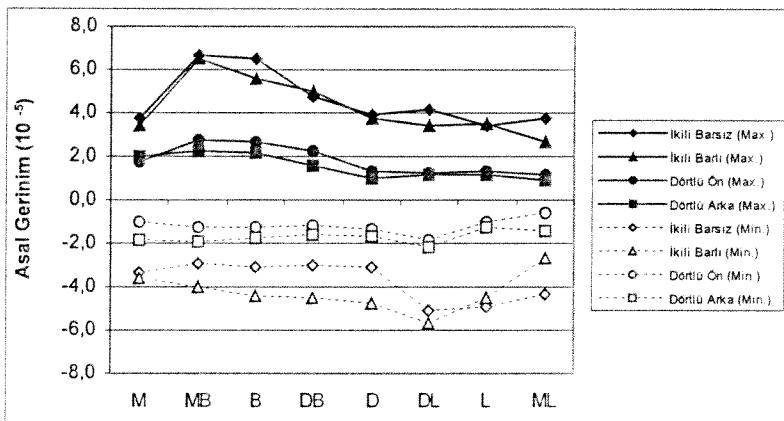


(c)

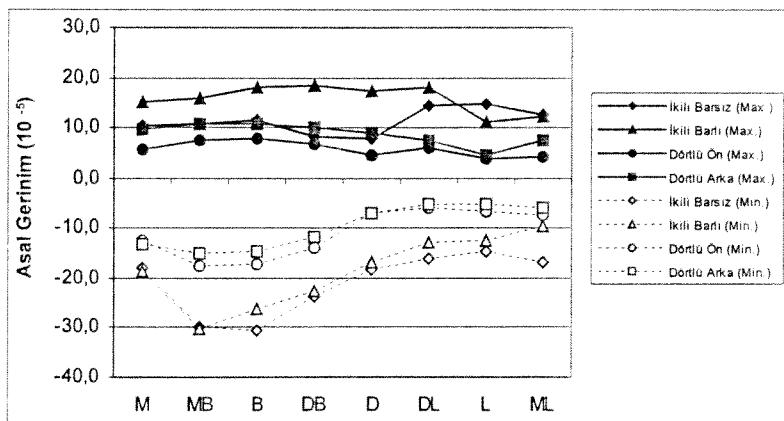
Şekil 3.4: İmplantın apeksi içinde asal gerinim değerleri
a) Düşey kuvvette, b) Yatay kuvvette, c) Oblik kuvvette



(a)



(b)



(c)

Şekil 3.5: İmplantın içerisinde asal gerinim değerleri
a) Düşey kuvvette, b) Yatay kuvvette, c) Oblik kuvvette

İki implantlı topuz başlı ve barlı ile dört implantlı barlı modellere üç yönde uygulanan kuvvetlerle elde edilen maksimum ve minimum asal gerinim dağılımı görüntülerinin tamamının elde edilmesine rağmen, sadece gerinim değerlerinin en yüksek olduğu üst yapı görüntülerinin seçilerek verilmesi uygun bulundu.

Oblik kuvvet (120°) ile iki implant destekli barlı modeldeki maksimum asal gerinim (çekme gerinimi) dağılımı Şekil 3.6-3.8'deki görüntülerde izlenmektedir. İmplant çevresindeki kemik üzerinde en yüksek çekme gerinim değeri BL kesitte implantın servikal seviyesinde lingualde (Şekil 3.6), MD kesitte ise yine implantın servikal seviyesinde daha çok mesialde ve bir miktar da distalde olduğu (Şekil 3.7) görülmektedir. Bu durumda modelin tümündeki en yüksek çekme gerinimi implant üst yapı ile barın birleştiği yerde üst yüzeyde izlenmektedir (Şekil 3.8).

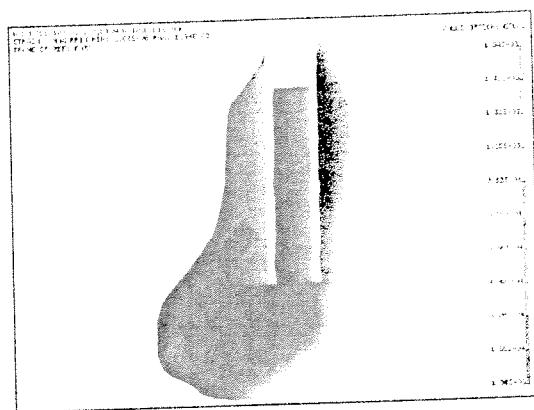
Yatay kuvvet (0°) ile iki implant destekli barlı modeldeki maksimum asal gerinim (çekme gerinimi) dağılımı Şekil 3.9-3.10'daki görüntülerde izlenmektedir. İmplant çevresindeki kemik üzerinde en yüksek çekme gerinimi değeri BL kesitte implantın servikal seviyesinde bukkalde (Şekil 3.9), MD kesitte ise yine implantın servikal seviyesinde daha çok mesialde olduğu (Şekil 3.10) görülmektedir. Bu durumda modelin tümündeki en yüksek çekme gerinimi implant üst yapı ile barın birleştiği yerde üst yüzde ve implantın servikalinde mesialde izlenmektedir (Şekil 3.11).

Düsey kuvvet (90°) ile dört implant destekli barlı modeldeki maksimum asal gerinim (çekme gerinim) dağılımı Şekil 3.12-3.14'deki görüntülerde izlenmektedir. İmplant çevresindeki kemik üzerinde en yüksek çekme gerinim değeri BL kesitte arkadaki implantta bukkalde implantın ortası seviyesinde (Şekil 3.12a), öndeki implantta bukkalde implantın apeksine doğru (Şekil 3.12b), MD kesitte ise yine arkadaki implantta implantın apeksine doğru distalde (Şekil 3.13) görülmektedir. Bu durumda modelin tümündeki en yüksek çekme gerinimi mandibulada retromolar bölgenin yüzeyinde izlenmektedir (Şekil 3.14).

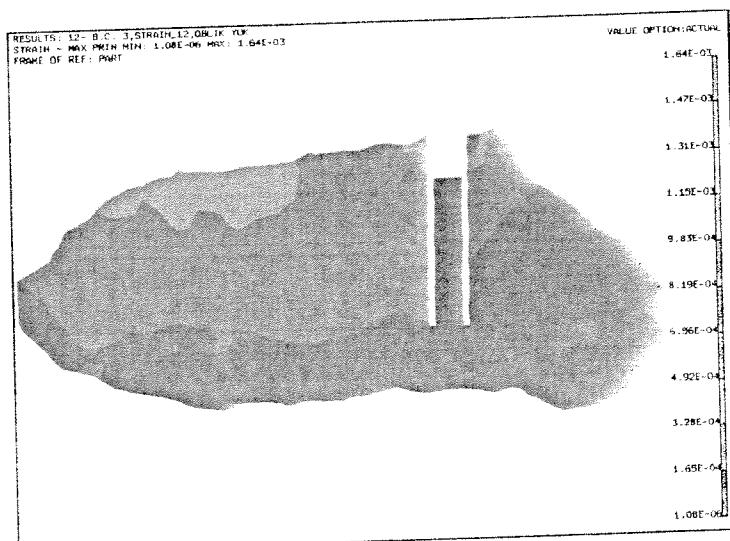
Oblık kuvvet (120°) ile iki implant destekli barlı modeldeki minimum asal gerinim (basma gerinim) dağılımı Şekil 3.15-3.17'daki görüntülerde izlenmektedir. İmplant çevresindeki en yüksek basma gerinim değerinin BL kesitte implantın servikal seviyesinde lingualde (Şekil 3.15), MD kesitte ise yine implantın servikal seviyesinde distalde olduğu gibi (Şekil 3.16) görülmektedir. Bu durumda modelin tümündeki en yüksek basma gerinimi implant üst yapısındaki barın ortasında ve üst tarafında izlenmektedir (Şekil 3.17).

Yatay kuvvet (0°) ile iki implant destekli barlı modeldeki minimum asal gerinim (basma gerinim) dağılımı Şekil 3.18-3.20'deki görüntülerde izlenmektedir. İmplant çevresindeki en yüksek basma gerinim değerinin BL kesitte implantın servikal seviyesinde lingualde (Şekil 3.18), MD kesitte yine implantın servikal seviyesinde daha çok mesialde bir miktar da distalde olduğu (Şekil 3.19) görülmektedir. Bu durumda modelin tümündeki en yüksek basma gerinimi implant üst yapıda barın üstünde labial tarafta ve bir miktar da implantın servikalinde mesial, lingual ve distalde yarınlık halka şeklinde izlenmektedir (Şekil 3.20).

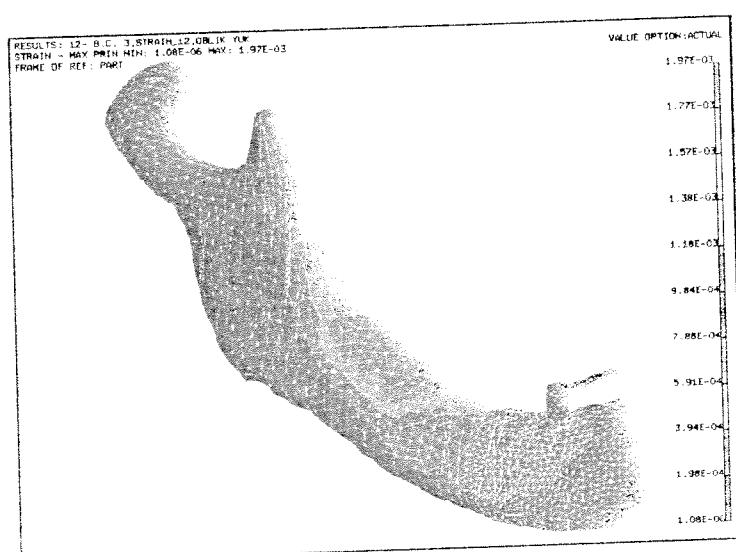
Düsey kuvvet (90°) ile iki implant destekli topuz başlı modeldeki minimum asal gerinim (basma gerinim) dağılımı Şekil 3.21-3.23'deki görüntülerde izlenmektedir. İmplant çevresindeki en yüksek basma gerinim değerlerinin BL kesitte spongioz kemikte implantın ortası seviyesinde bukkalde ve apeksinin dışı seviyesinde B'de yoğunlaşığı (Şekil 3.21), MD kesitte implantın servikal seviyesinde daha çok distalde çok az olaraka da mesialde ve implantın ortası ile apeksi arasında distalde yoğunlaşığı (Şekil 3.22) görülmektedir. Bu durumda modelin tümündeki en yüksek basma gerinimi mandibula angulusunda izlenmektedir (Şekil 3.23).



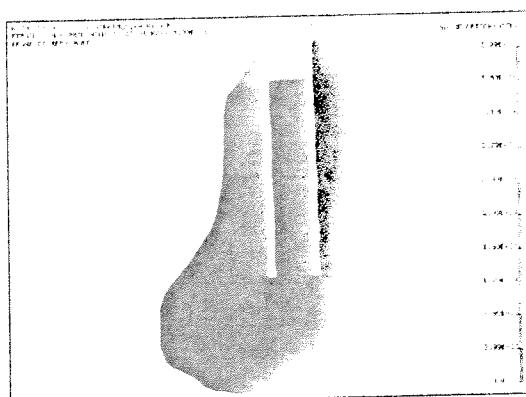
Şekil 3.6: İki implantlı barlı modelde oblik yükte BL kesitte, kemikteki maksimum asal gerinim dağılımı



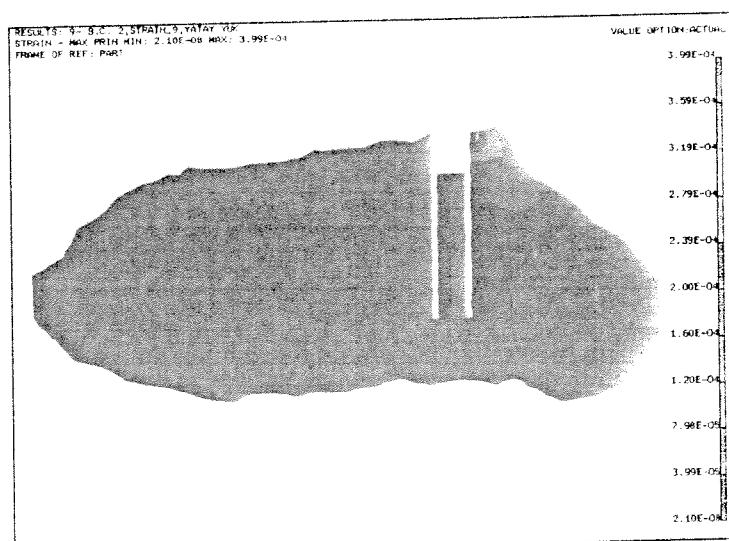
Şekil 3.7: İki implantlı barlı modelde oblik yükte MD kesitte, kemikteki maksimum asal gerinim dağılımı



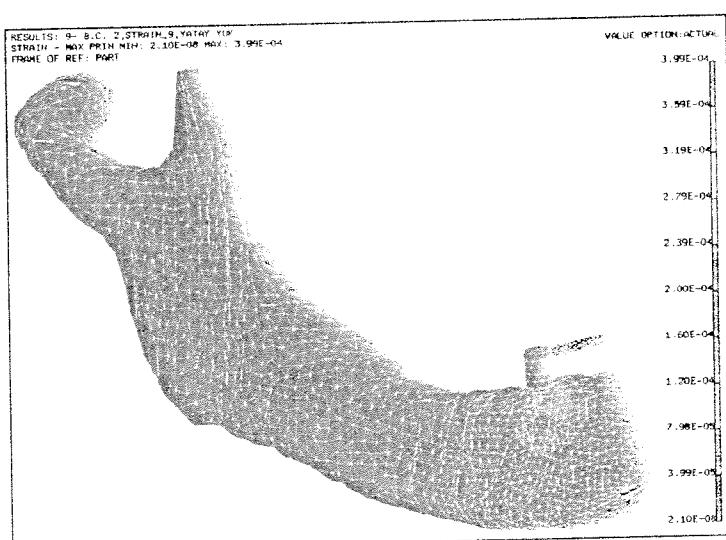
Şekil 3.8: İki implantlı barlı modelin tümünde oblik yükteki maksimum asal gerinim dağılımı



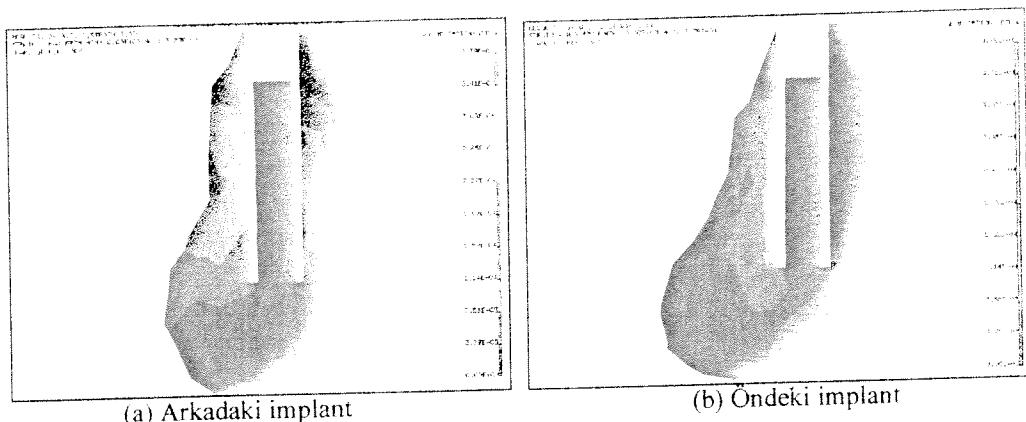
Şekil 3.9: İki implantlı barlı modelde yatay yükte BL kesitte, kemikteki maksimum asal gerinim dağılımı



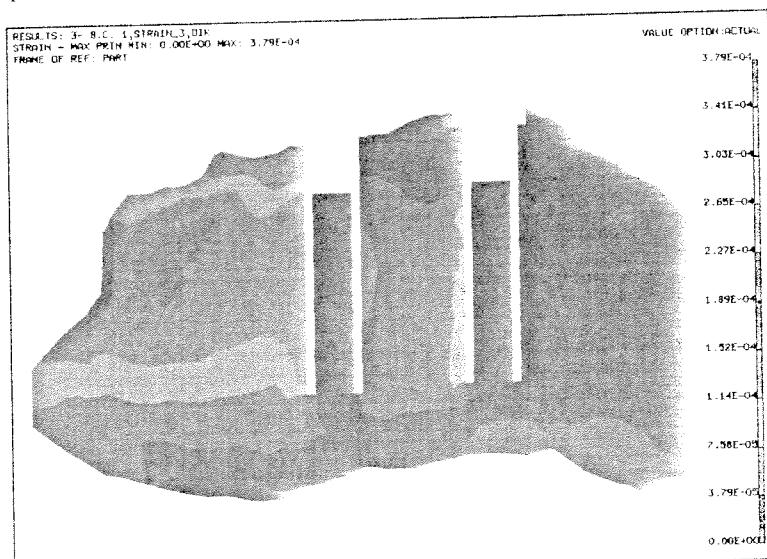
Şekil 3.10: İki implantlı barlı modelde yatay yükte MD kesitte, kemikteki maksimum asal gerinim dağılımı



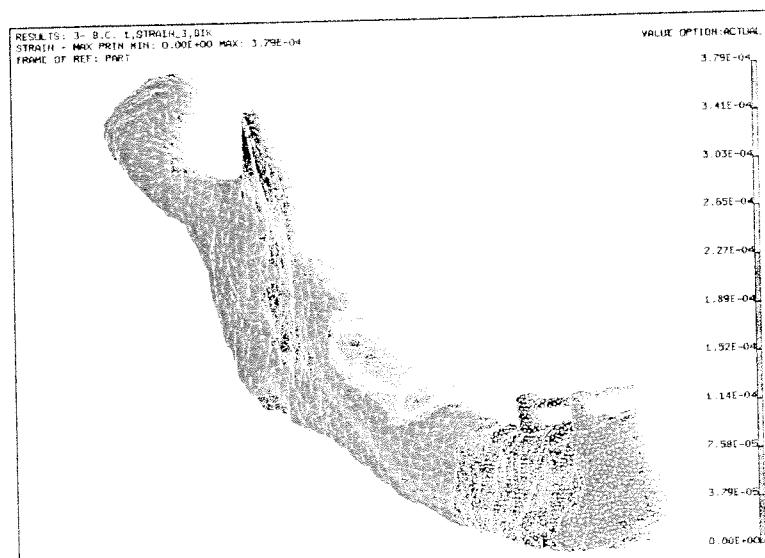
Şekil 3.11: İki implantlı barlı modelin tümünde yatay yükteki maksimum asal gerinim dağılımı



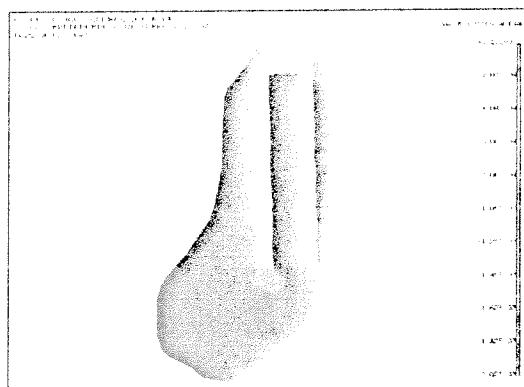
Şekil 3.12: Dört implantlı barlı modelde düşey yükte BL kesitte, kemikteki maksimum asal gerinim dağılımı



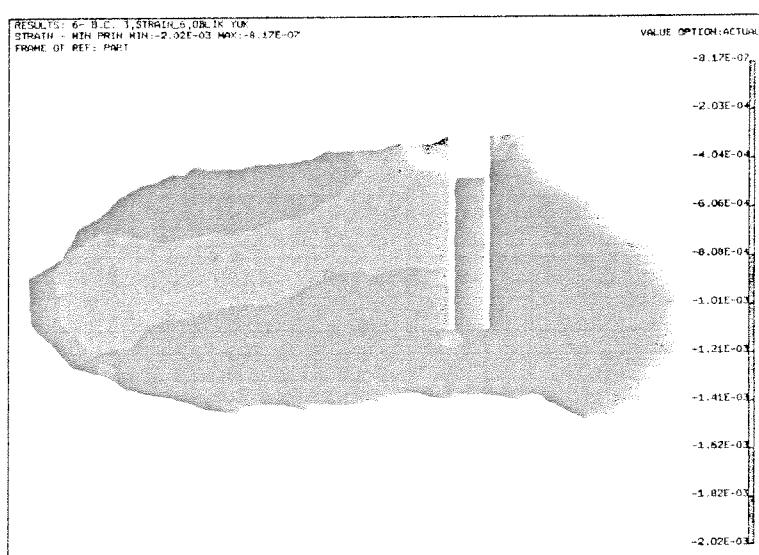
Şekil 3.13: Dört implantlı barlı modelde düşey yükte MD kesitte, kemikteki maksimum asal gerinim dağılımı



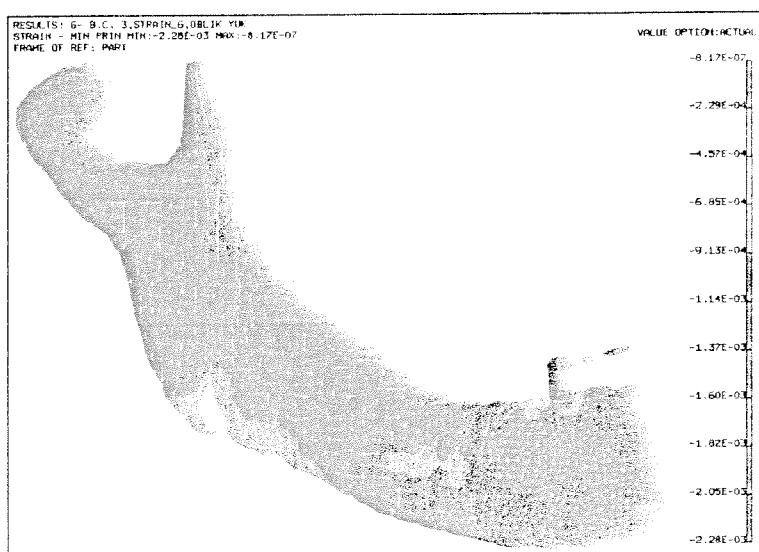
Şekil 3.14: Dört implantlı barlı modelin tümünde düşey yükteki maksimum asal gerinim dağılımı



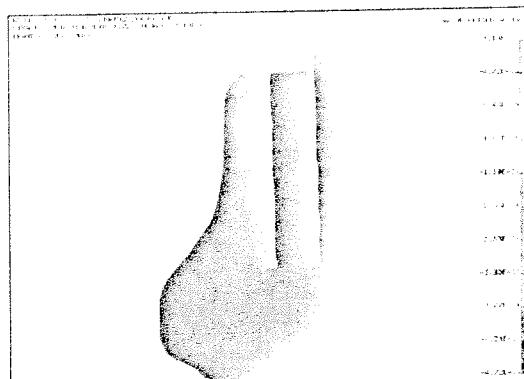
Şekil 3.15: İki implantlı barlı modelde oblik yükte BL kesitte, kemikteki minimum asal gerinim dağılımı



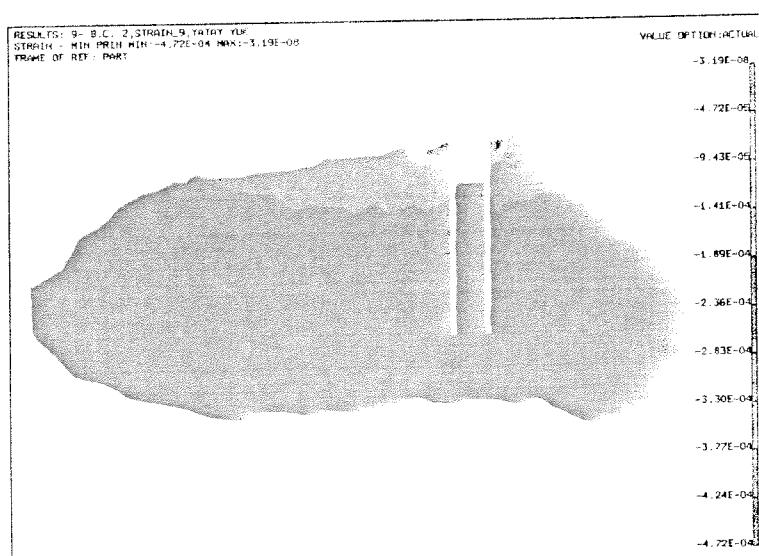
Şekil 3.16: İki implantlı barlı modelde oblik yükte MD kesitte, kemikteki minimum asal gerinim dağılımı



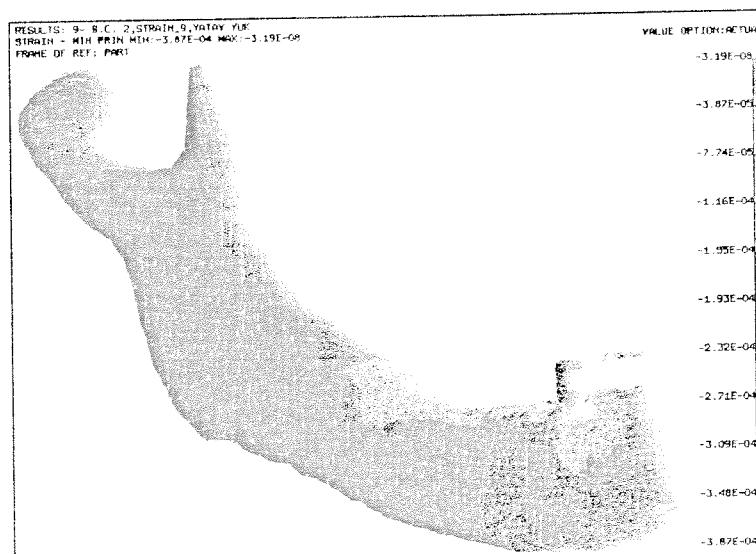
Şekil 3.17: İki implantlı barlı modelin tümünde oblik yükteki minimum asal gerinim dağılımı



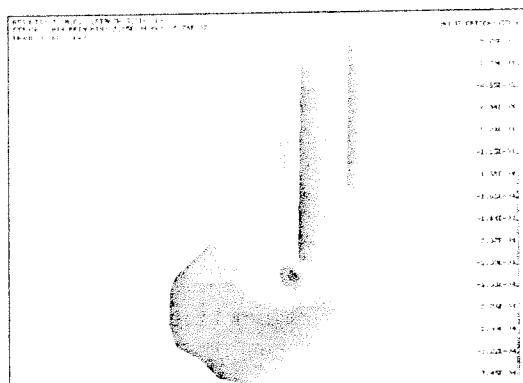
Şekil 3.18: İki implantlı barlı modelde yatay yükte BL kesitte, kemikteki minimum asal gerinim dağılımı



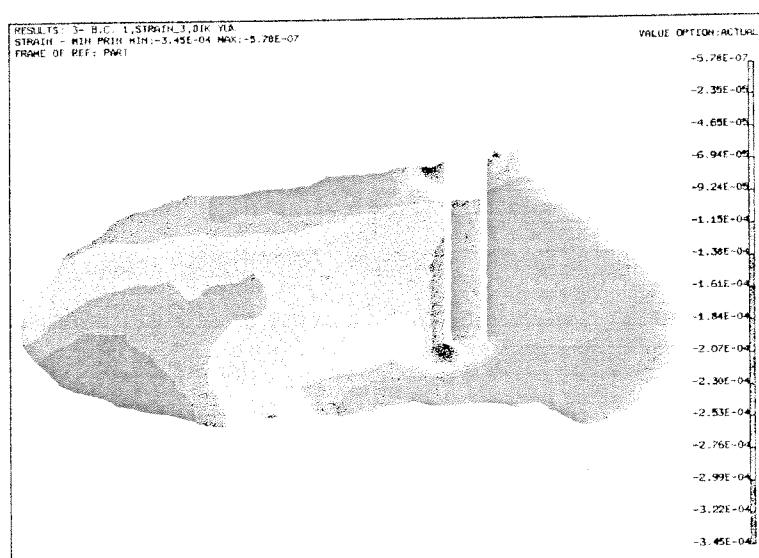
Şekil 3.19: İki implantlı barlı modelde yatay yükte MD kesitte, kemikteki minimum asal gerinim dağılımı



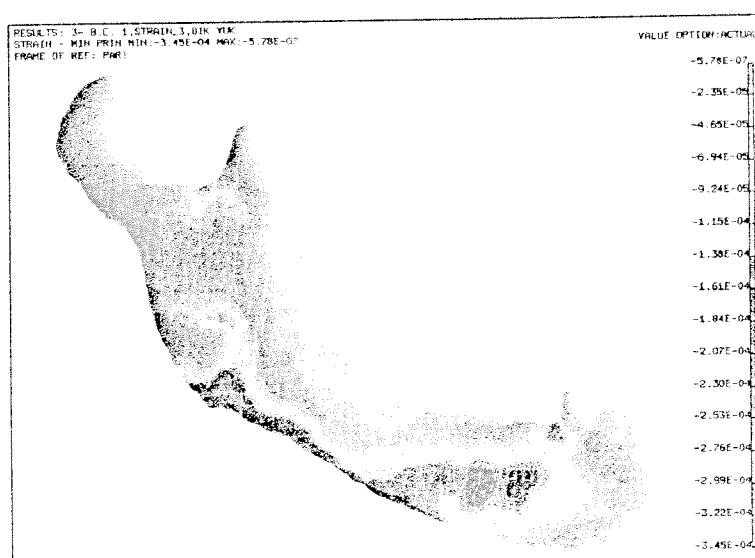
Şekil 3.20: İki implantlı barlı modelin tümünde yatay yükteki minimum asal gerinim dağılımı



Şekil 3.21: İki implantlı topuz başlı modelde düşey yükte BL kesitte, kemikteki minimum asal gerinim dağılımı



Şekil 3.22: İki implantlı topuz başlı modelde düşey yükte MD kesitte, kemikteki minimum asal gerinim dağılımı



Şekil 3.23: İki implantlı topuz başlı modelin tümünde düşey yükteki minimum asal gerinim dağılımı

3.2 Asal Gerilme Değerlerinin Dağılımı

İki implant destekli topuz başlı ve barlı ile dört implant destekli barlı modellerdeki maksimum asal gerilme değerleri Tablo 3.3'de sunulmaktadır. Modellerin üçünde de her üç tip kuvvet uygulanmasında en düşük ve en yüksek maksimum asal gerilme değerleri kortikal kemikte implantın servikalinde bulundu. İki implantlı topuz başlı ve barlı ile dört implantlı barlı modellerdeki en yüksek çekme gerilme değeri iki implantlı topuz başlı modelde oblik kuvvetin uygulandığı durumda kortikal kemikte implantın servikal seviyesinde L (lingual) tarafta tespit edildi. Modellere yatay kuvvet uygulandığında en yüksek değer iki implantlı barlı modelde kortikal kemikte implantın servikal seviyesinde MB (mesiobukkal) tarafta elde edilirken, düşey kuvvetteki en yüksek değer yine iki implantlı barlı modelde kortikal kemikte implantın servikalinde DB (distobukkal) tarafta izlendi. İki implantlı topuz başlı ve barlı ile dört implantlı barlı modellerdeki en düşük maksimum asal gerilme değeri iki implantlı topuz başlı modelde yatay kuvvetin uygulandığı durumda kortikal kemikte implantın servikal seviyesinde DL (distolingual) tarafta tespit edildi. Oblik kuvvet uygulamasındaki en düşük değer iki implantlı topuz başlı modelde kortikal kemikte implantın servikalinde B (bukkal) tarafta elde edilirken, düşey kuvvetteki en düşük değer yine iki implantlı barsız modelde kortikal kemikte implantın servikalinde D (distal) tarafta tespit edildi.

İki implant destekli topuz başlı ve barlı ile dört implant destekli barlı modellerdeki minimum asal gerilme (basma gerilme) değerleri de Tablo 3.4'de sunulmaktadır. İki implantlı topuz başlı ve barlı ile dört implantlı barlı modellerdeki en yüksek basma gerilme değeri iki implantlı barlı modelde oblik kuvvetin uygulandığı durumda kortikal kemikte implantın servikal seviyesinde MB (mesiobukkal) tarafta tespit edildi. Modellere yatay kuvvet uygulandığında, en yüksek değer iki implantlı topuz başlı modelde kortikal kemikte implantın servikal seviyesinde DL (distolingual) tarafta izlenirken, düşey kuvvetteki en yüksek değer iki implantlı topuz başlı modelde kortikal kemikte implantın servikalinde D (distal) tarafta bulundu. İki implantlı topuz başlı ve barlı ile dört implantlı barlı modellerdeki en düşük basma gerilme değeri iki implantlı barsız modelde oblik kuvvetin uygulandığı durumda kortikal kemikte implantın servikal seviyesinde L (lingual) tarafta tespit edildi. Yatay kuvvet uygulamasında elde edilen en düşük asal gerilme değeri dört implantlı barlı modelde arkadaki implantın servikalinde kortikal kemikte M (mesial) tarafta

izlenirken, düşey kuvvetteki en düşük değer yine dört implantlı barlı modelde bu defa öndeği implantın ortasında spongioz kemikte ML (mesiolingual) tarafta elde edildi. Düşey, yatay ve oblik kuvvetlerin uygulanmasından sonra, implant desteklerin değişik kemik seviyelerinden seçilmiş düğüm noktalarındaki maksimum ve minimum asal gerilme değerlerinin grafiklerle ifadesi Şekil 3.24-3.28'de sunulmaktadır. Tüm grafikler modelleri oluşturulan üst yapı tiplerine göre değerlendirildiğinde;

3.2.1 İki İmplant Destekli Topuz Başlı Model

En yüksek maksimum asal gerilme değerleri oblik kuvvet uygulandığında elde edildi (Şekil 3.24-3.28). Düşey kuvvet uygulandığında, en yüksek maksimum asal gerilme değeri spongioz kemikte implantın apeksi dışında lingualde izlendi (Şekil 3.24a). Yatay kuvvet uygulandığında, en yüksek maksimum asal gerilme değeri kortikal kemikte implantın servikalinde ve bukkalde elde edildi (Şekil 3.24b). Oblik kuvvet uygulandığında, en yüksek maksimum asal gerilme değeri kortikal kemikte implantın servikalinde lingualinde saptandı (Şekil 3.24c).

En düşük maksimum asal gerilme değerleri yatay kuvvet uygulandığında elde edildi (Şekil 3.24-3.28). Düşey kuvvet uygulandığında, en düşük maksimum asal gerilme değeri kortikal kemikte implantın servikalinde distalde izlendi (Şekil 3.24a). Yatay kuvvet uygulandığında, en düşük maksimum asal gerilme değeri kortikal kemikte implantın servikalinde ve distolingualinde elde edildi (Şekil 3.24b). Oblik kuvvet uygulandığında, en düşük maksimum asal gerilme değeri kortikal kemikte implantın servikalinde ve bukkalinde saptandı (Şekil 3.24c).

En yüksek minimum asal gerilme değerleri oblik kuvvet uygulandığında elde edildi (Şekil 3.24-3.28). Gerek düşey kuvvet gerekse yatay kuvvet uygulandığında, en yüksek minimum asal gerilme değerleri kortikal kemikte implantın servikalinde izlendi. Düşey kuvvette bu seviyede distalde (Şekil 3.24a) iken; yatayda distolingualde (Şekil 3.24b) saptandı. En yüksek değerlerin elde edildiği oblik kuvvet uygulamasında ise, en yüksek minimum asal gerilme değeri kortikal kemikte implantın servikalinde bukkalde izlendi (Şekil 3.24c).

En düşük minimum asal gerilme değerleri oblik kuvvet uygulandığında elde edildi (Şekil 3.24-3.28). Düşey kuvvet uygulandığında, en düşük değer spongioz kemikte implantın ortasında lingualde izlendi (Şekil 3.25a). Yatay kuvvet uygulandığında, en düşük minimum

asal gerilme değeri kortikal kemikte implantın servikalinde ve bukkalde elde edildi (Şekil 3.24b). Oblik kuvvet uygulandığında, en düşük minimum asal gerilme değeri kortikal kemikte implantın servikalinde ve lingualde saptandı (Şekil 3.24c).

3.2.2 İki İmplant Destekli Barlı Model

En yüksek maksimum asal gerilme değerleri oblik kuvvet uygulandığında elde edildi (Şekil 3.24-3.28). Düşey kuvvet uygulandığında, en yüksek asal gerilme değeri kortikal kemikte implantın servikalinde distobukkalde izlendi (Şekil 3.24a). Yatay kuvvet uygulandığında, en yüksek asal gerilme değeri kortikal kemikte implantın servikalinde ve mesiobukkalde elde edildi (Şekil 3.24b). Oblik kuvvet uygulandığında, en yüksek asal gerilme kortikal kemikte implantın servikalinde distolingualde saptandı (Şekil 3.24c).

En düşük maksimum asal gerilme değerleri yatay kuvvet uygulandığında elde edildi (Şekil 3.24-3.28). Düşey kuvvet uygulandığında, en düşük maksimum asal gerilme değeri kortikal kemikte implantın servikalinde mesiolingualde izlendi (Şekil 3.24a). Yatay kuvvet uygulandığında, en düşük maksimum asal gerilme değeri kortikal kemikte implantın servikalinde ve mesiolingualde elde edildi (Şekil 3.24b). Oblik kuvvet uygulandığında, en düşük maksimum asal gerilme değeri spongioz kemikte implantın apeksi içinde ve lingualde saptandı (Şekil 3.27c).

En yüksek minimum asal gerilme değerleri oblik kuvvet uygulandığında elde edildi (Şekil 3.24-3.28). Düşey kuvvet uygulandığında, en yüksek minimum asal gerilme değerleri kortikal kemikte implantın servikalinde mesiobukkalde izlendi (Şekil 3.24a). Yatay kuvvet uygulandığında, en yüksek minimum asal gerilme değerleri kortikal kemikte implantın servikalinde distolingualde saptandı (Şekil 3.24b). En yüksek değerlerin elde edildiği oblik kuvvet uygulamasında ise, en yüksek minimum asal gerilme değeri kortikal kemikte implantın servikalinde mesiobukkalde izlendi (Şekil 3.24c).

En düşük minimum asal gerilme değerleri oblik kuvvet uygulandığında elde edildi (Şekil 3.24-3.28). Düşey kuvvet uygulandığında, en düşük değer spongioz kemikte implantın ortasında lingualde izlendi (Şekil 3.25a). Yatay kuvvet uygulandığında, en düşük minimum asal gerilme değeri spongioz kemikte implantın apeksi dışında ve lingualinde elde edildi (Şekil 3.26b). Oblik kuvvet uygulandığında, en düşük minimum asal gerilme değeri kortikal kemikte implantın servikalinde ve distalinde saptandı (Şekil 3.24c).

3.2.3 Dört İmplant Destekli Barlı Model

En yüksek maksimum asal gerilme değerleri oblik kuvvet uygulandığında elde edildi (Şekil 3.24-3.28). Düşey kuvvet uygulandığında, en yüksek maksimum asal gerilme değeri arkadaki implantta kortikal kemikte implantın servikalinde mesialde izlendi (Şekil 3.24a). Yatay kuvvet uygulandığında, en yüksek maksimum asal gerilme değeri öndeği implantta kortikal kemikte implantın servikalinde ve mesiobukkalde elde edildi (Şekil 3.24b). Oblik kuvvet uygulandığında, en yüksek maksimum asal gerilme değeri arkadaki implantta kortikal kemikte implantın servikalinde distolingualde saptandı (Şekil 3.24c).

En düşük maksimum asal gerilme değerleri yatay kuvvet uygulandığında elde edildi (Şekil 3.24- 3.28). Düşey kuvvet uygulandığında, en düşük maksimum asal gerilme değeri arkadaki implantta kortikal kemikte implantın servikalinde distobukkalde izlendi (Şekil 3.24a). Yatay kuvvet uygulandığında, en düşük maksimum asal gerilme değeri arkadaki implantta kortikal kemikte implantın servikalinde ve distalde elde edildi (Şekil 3.24b). Oblik kuvvet uygulandığında, en düşük maksimum asal gerilme değeri arkadaki implantta kortikal kemikte implantın servikalinde ve mesialde saptandı (Şekil 3.24c).

En yüksek minimum asal gerilme değerleri oblik kuvvet uygulandığında elde edildi (Şekil 3.24-3.28). Düşey kuvvet uygulandığında, en yüksek değerler arkadaki implantta kortikal kemikte implantın servikalinde ve distobukkalde izlendi (Şekil 3.24a). Yatay kuvvet uygulandığında, en yüksek minimum asal gerilme değerleri arkadaki implantta kortikal kemikte implantın servikalinde distolingualde saptandı (Şekil 3.24b). En yüksek değerlerin elde edildiği oblik kuvvet uygulamasında ise, en yüksek değer yine öndeği implantta kortikal kemikte implantın servikalinde mesio-bukkalde izlendi (Şekil 3.24c).

En düşük minimum asal gerilme değerleri yatay kuvvet uygulandığında elde edildi (Şekil 3.24-3.28). Düşey kuvvet uygulandığında, en düşük minimum değer öndeği implantta spongioz kemikte implantın ortasında mesiolingualde izlendi (Şekil 3.25a). Yatay kuvvet uygulandığında, en düşük değer arkadaki implantta kortikal kemikte implantın servikalinde ve mesialinde elde edildi (Şekil 3.24b). Oblik kuvvet uygulandığında, en düşük minimum asal gerilme değeri arkadaki implantta kortikal kemikte implantın servikalinde distalde saptanmıştır (Şekil 3.24c).

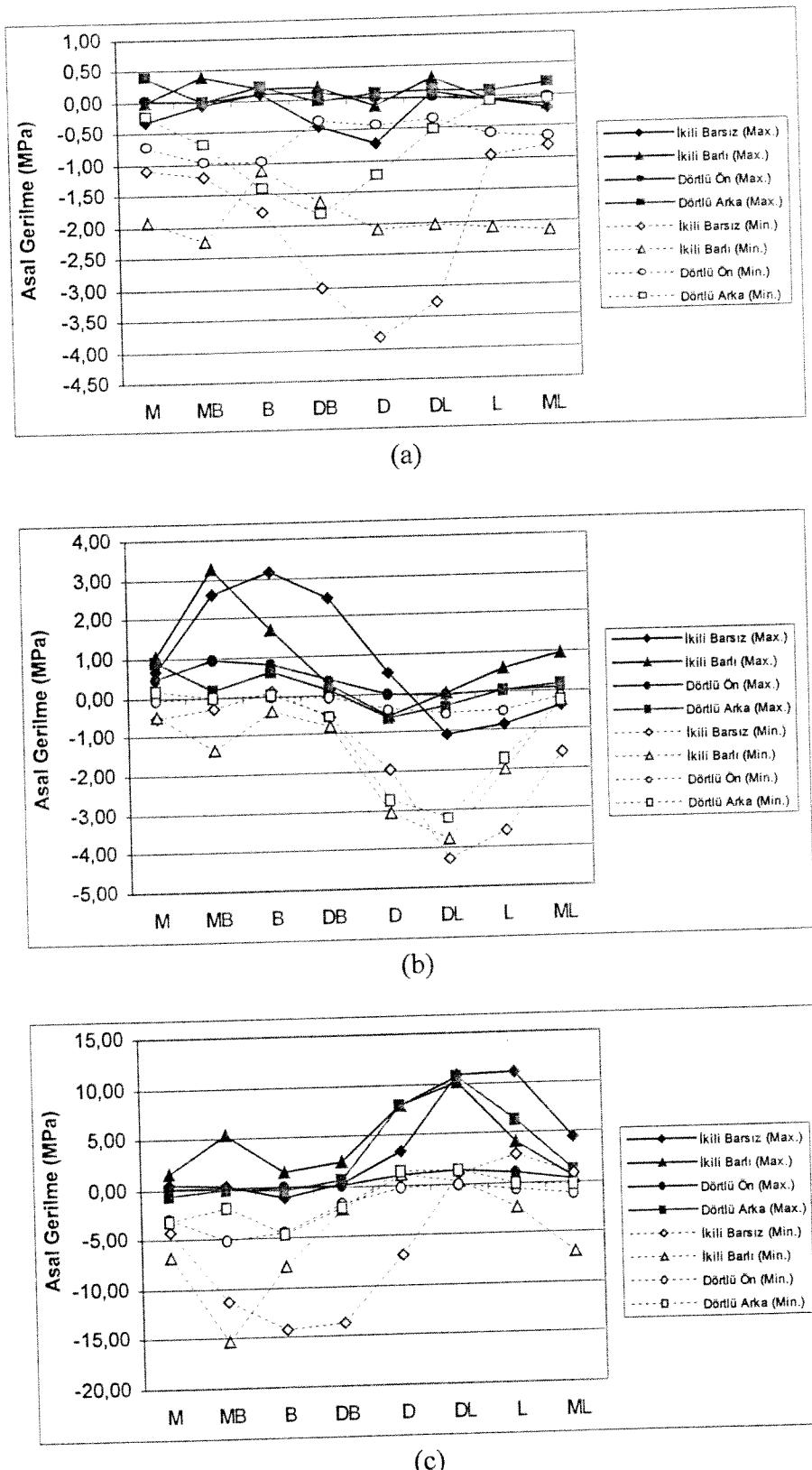
3.2.3 Dört İmplant Destekli Barlı Model

En yüksek maksimum asal gerilme değerleri oblik kuvvet uygulandığında elde edildi (Şekil 3.24-3.28). Düşey kuvvet uygulandığında, en yüksek maksimum asal gerilme değeri arkadaki implantta kortikal kemikte implantın servikalinde mesialde izlendi (Şekil 3.24a). Yatay kuvvet uygulandığında, en yüksek maksimum asal gerilme değeri öndeği implantta kortikal kemikte implantın servikalinde ve mesiobukkalde elde edildi (Şekil 3.24b). Oblik kuvvet uygulandığında, en yüksek maksimum asal gerilme değeri arkadaki implantta kortikal kemikte implantın servikalinde distolingualde saptandı (Şekil 3.24c).

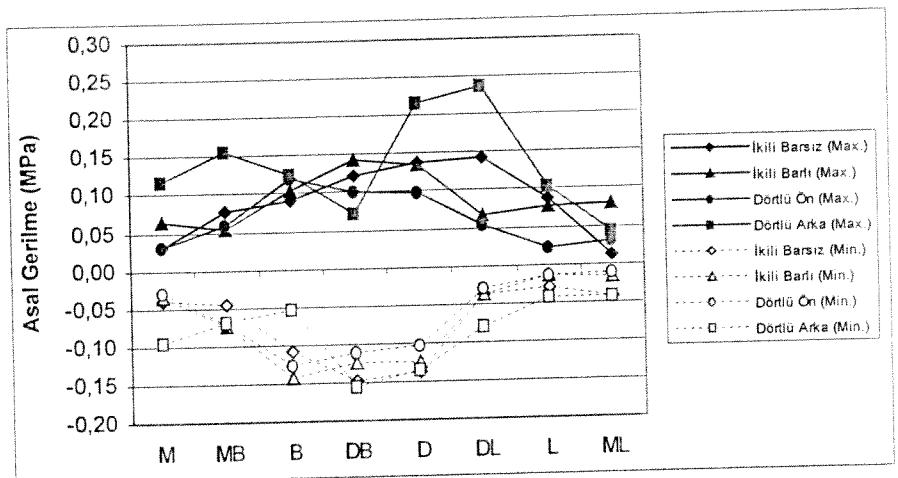
En düşük maksimum asal gerilme değerleri yatay kuvvet uygulandığında elde edildi (Şekil 3.24- 3.28). Düşey kuvvet uygulandığında, en düşük maksimum asal gerilme değeri arkadaki implantta kortikal kemikte implantın servikalinde distobukkalde izlendi (Şekil 3.24a). Yatay kuvvet uygulandığında, en düşük maksimum asal gerilme değeri arkadaki implantta kortikal kemikte implantın servikalinde ve distalde elde edildi (Şekil 3.24b). Oblik kuvvet uygulandığında, en düşük maksimum asal gerilme değeri arkadaki implantta kortikal kemikte implantın servikalinde ve mesialde saptandı (Şekil 3.24c).

En yüksek minimum asal gerilme değerleri oblik kuvvet uygulandığında elde edildi (Şekil 3.24-3.28). Düşey kuvvet uygulandığında, en yüksek değerler arkadaki implantta kortikal kemikte implantın servikalinde ve distobukkalde izlendi (Şekil 3.24a). Yatay kuvvet uygulandığında, en yüksek minimum asal gerilme değerleri arkadaki implantta kortikal kemikte implantın servikalinde distolingualde saptandı (Şekil 3.24b). En yüksek değerlerin elde edildiği oblik kuvvet uygulamasında ise, en yüksek değer yine öndeği implantta kortikal kemikte implantın servikalinde mesio-bukkalde izlendi (Şekil 3.24c).

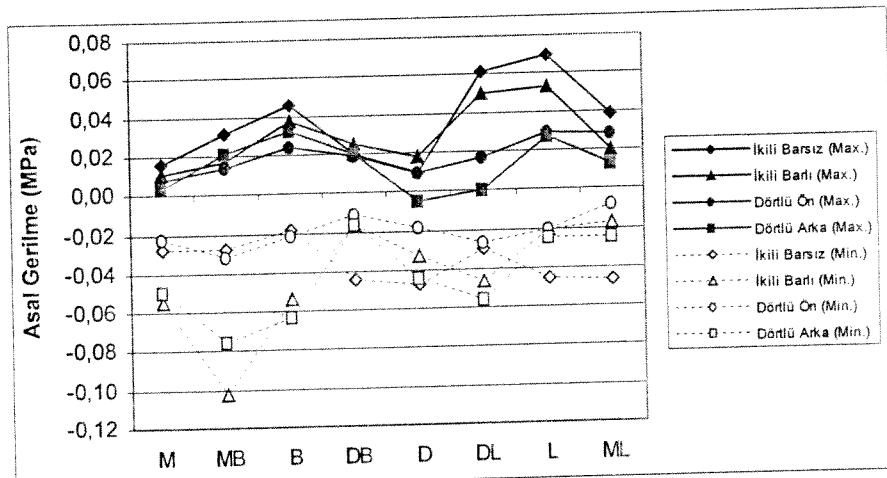
En düşük minimum asal gerilme değerleri yatay kuvvet uygulandığında elde edildi (Şekil 3.24-3.28). Düşey kuvvet uygulandığında, en düşük minimum değer öndeği implantta spongioz kemikte implantın ortasında mesiolingualde izlendi (Şekil 3.25a). Yatay kuvvet uygulandığında, en düşük değer arkadaki implantta kortikal kemikte implantın servikalinde ve mesialinde elde edildi (Şekil 3.24b). Oblik kuvvet uygulandığında, en düşük minimum asal gerilme değeri arkadaki implantta kortikal kemikte implantın servikalinde distalde saptanmıştır (Şekil 3.24c).



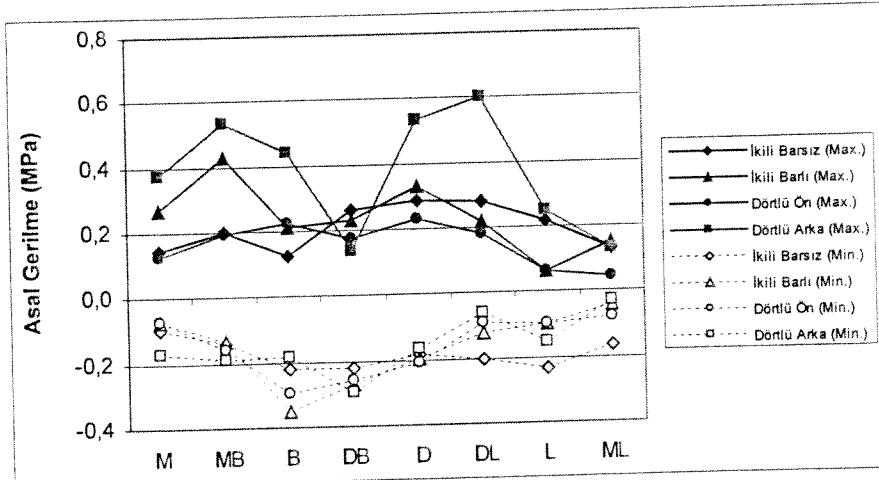
Şekil 3.24: İmplantın servikalinde asal gerilme değerleri
a) Düşey kuvvette, b) Yatay kuvvette, c) Oblik kuvvette



(a)



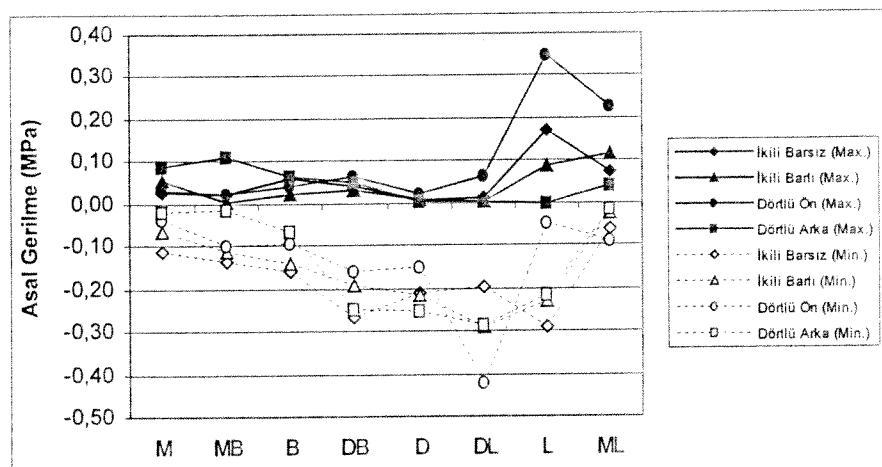
(b)



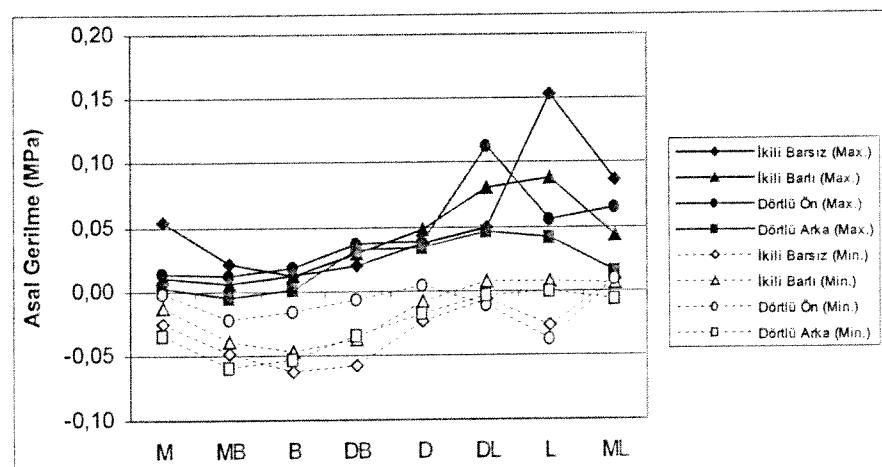
(c)

Şekil 3.25: İmplantın ortasında asal gerilme değerleri

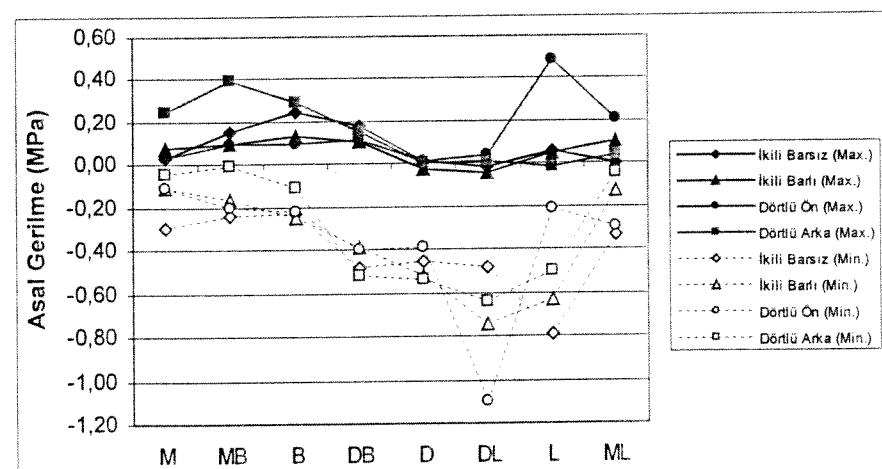
a) Düşey kuvvette, b) Yatay kuvvette, c) Oblik kuvvette



(a)

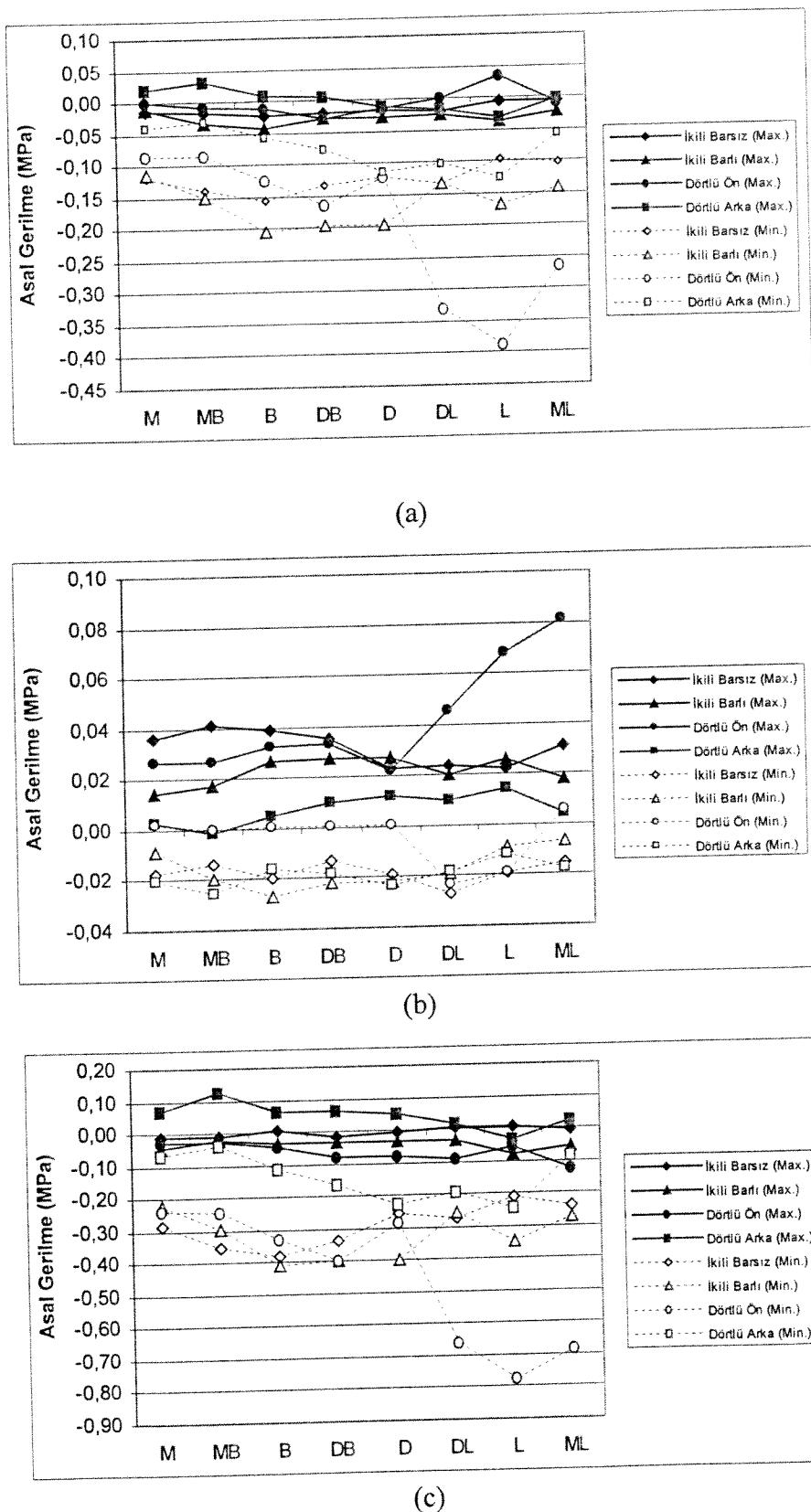


(b)

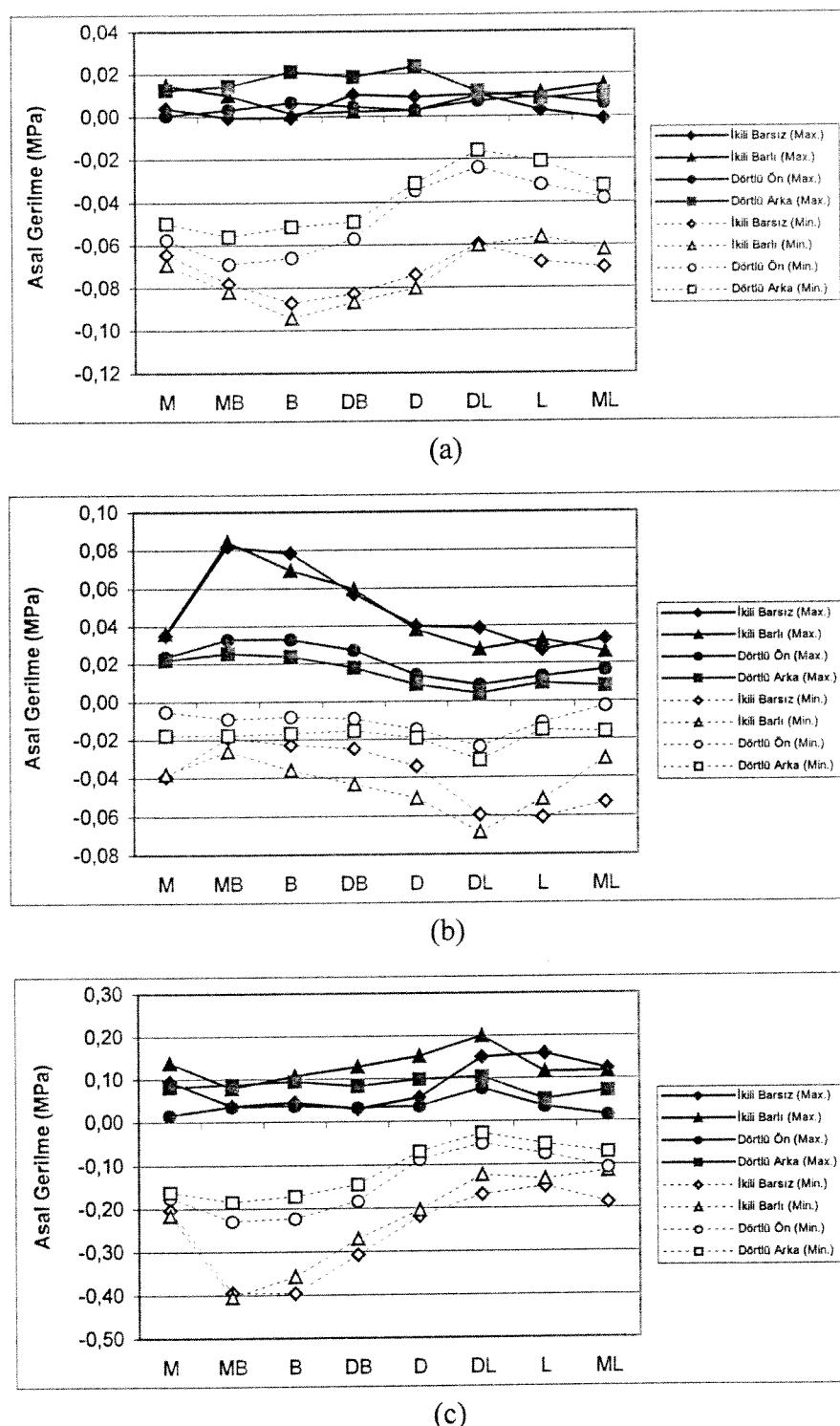


(c)

Şekil 3.26: İmplantın apeksi dışında asal gerilme değerleri
a) Düşey kuvvette, b) Yatay kuvvette, c) Oblik kuvvette.



Şekil 3.27: İmplantın apeksi içinde asal gerilme değerleri
a) Düşey kuvvette, b) Yatay kuvvette, c) Oblik kuvvette



Şekil 3.28: İmplantın içerisinde asal gerilme değerleri

a) Düşey kuvvette, b) Yatay kuvvette, c) Oblik kuvvette

3.2.4 Gerilme Dağılımının Değişik Üst Yapı Modelleri için Karşılaştırılması¹

İki üst yapı türünde oluşturulan üç değişik planlama modeli birbirleri ile maksimum ve minimum asal gerilme değerleri yönünden kıyaslandığında;

- En yüksek maksimum asal gerilme değerleri oblik kuvvet uygulandığında iki implant destekli topuz başlı modelde elde edildi.
- En yüksek minimum asal gerilme değerleri oblik kuvvet uygulandığında iki implant destekli barlı modelde elde edildi.
- En düşük maksimum asal gerilme değerleri yatay kuvvet uygulandığında iki implant destekli topuz başlı modelde elde edildi.
- En düşük minimum asal gerilme değerleri oblik kuvvet uygulandığında iki implant destekli topuz başlı modelde elde edildi.

İki implantlı topuz başlı ve barlı ile dört implantlı barlı modellere üç yönde uygulanan kuvvetlerle elde edilen maksimum ve minimum asal gerilme dağılımı görüntülerinin tamamının elde edilmiş olmasına rağmen, sadece gerilme değerlerinin en yüksek olduğu üst yapı görüntülerin seçilerek verilmesi uygun bulundu.

Oblik kuvvet (120°) ile iki implant destekli topuz başlı modeldeki maksimum asal gerilme (çekme gerilme) dağılımı Şekil 3.29 - 3.31'deki görüntülerde izlenmektedir. İmplant çevresindeki en yüksek çekme gerilme değerinin BL kesitte implantın servikal seviyesinde lingualde (Şekil 3.29), MD kesitte implantın servikal seviyesinde distalde olduğu (Şekil 3.30) görüldü. Bu durumda modelin tümündeki en yüksek çekme gerilme dağılıminin implantın servikalinde lingualde yoğunlaştığı izlendi (Şekil 3.31a).

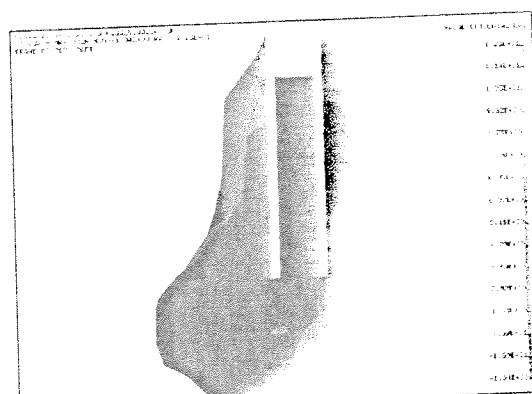
Yatay kuvvet (0°) ile iki implant destekli barlı modeldeki maksimum asal gerilme (çekme gerilme) dağılımı Şekil 3.32 - 3.34'deki görüntülerde izlenmektedir. İmplant çevresindeki en yüksek çekme gerilme değerinin BL kesitte implantın servikal seviyesinde daha çok bukkalde bir miktar da lingualde (Şekil 3.32), MD kesitte yine implantın servikalinde mesialde yoğunlaştığı (Şekil 3.33) görüldü. Bu durumda modelin tümündeki en yüksek çekme gerilme dağılıminin implant üst yapısı ile barın birleştiği bölgede labialde yoğunlaştığı izlendi (Şekil 3.34).

Düsey kuvvet (90°) ile iki implant destekli barlı modeldeki maksimum asal gerilme (çekme gerilme) dağılımı Şekil 3.35 - 3.37'deki görüntülerde izlenmektedir. İmplant çevresindeki en yüksek çekme gerilme değerinin BL kesitte implantın servikal ile ortası arasında lingualde (Şekil 3.35), MD kesitte yine implantın servikal seviyesinde mesialde yoğunlaştığı (Şekil 3.36) görüldü. Bu durumda modelin tümündeki en yüksek çekme gerilme dağılımının implantın üst yapısı ile barın birleştiği bölgede üst yüzde yoğunlaştığı izlendi (Şekil 3.37).

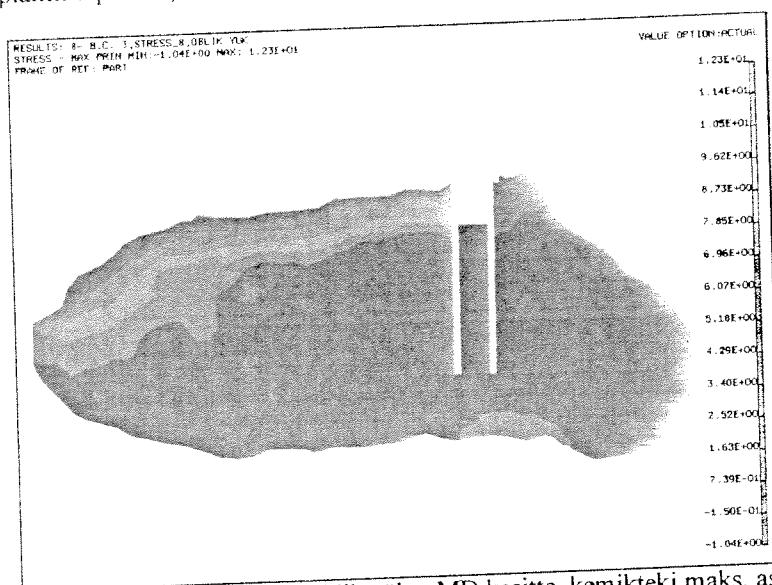
Oblik kuvvet (120°) ile iki implant destekli barlı modeldeki minimum asal gerilme (basma gerilme) dağılımı Şekil 3.38-3.40'deki görüntülerde izlenmektedir. İmplant çevresindeki en yüksek basma gerilme değerinin BL kesitte implantın servikal seviyesinde bukkalde (Şekil 3.38), MD kesitte ise yine implantın servikal seviyesinde distalde yoğunlaştığı (Şekil 3.39) görüldü. Bu durumda modelin tümündeki en yüksek basma gerilme dağılımının implantın üst yapısındaki barın üst labial yüzünde yoğunlaştığı izlendi (Şekil 3.40).

Yatay kuvvet (0°) ile implant destekli topuz başlı modeldeki minimum asal gerilme (basma gerilme) dağılımı Şekil 3.41 - 3.43'deki görüntülerde izlenmektedir. İmplant çevresindeki en yüksek basma gerilme değerinin BL kesitte implantın servikal seviyesinde lingualde (Şekil 3.41), MD kesitte ise daha çok distalde bir miktar da mesialde olduğu (Şekil 3.42) görüldü. Bu durumda modelin tümündeki en yüksek basma gerilme dağılımının implantın üst yapı üzerinde tam ortada olduğu izlendi (Şekil 3.43).

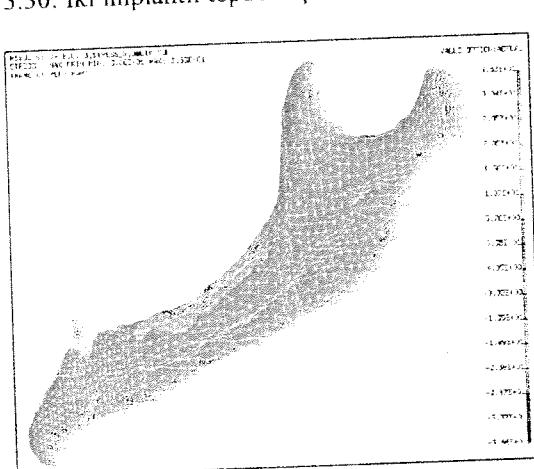
Düsey kuvvet (90°) ile iki implant destekli topuz başlı modeldeki minimum asal gerilme (basma gerilme) dağılımı Şekil 3.44 - 3.46'deki görüntülerde izlenmektedir. İmplant çevresindeki en yüksek basma gerilme değerinin BL kesitte implantın servikal seviyesinde bukkalde (Şekil 3.44), MD kesitte implantın servikal seviyesinde daha çok distalde bir miktar da implantın mesialinde olduğu (Şekil 3.45) görüldü. Bu durumda modelin tümündeki en yüksek basma gerilme dağılımının implant üst yapı üzerinde tam ortada olduğu izlendi (Şekil 3.46).



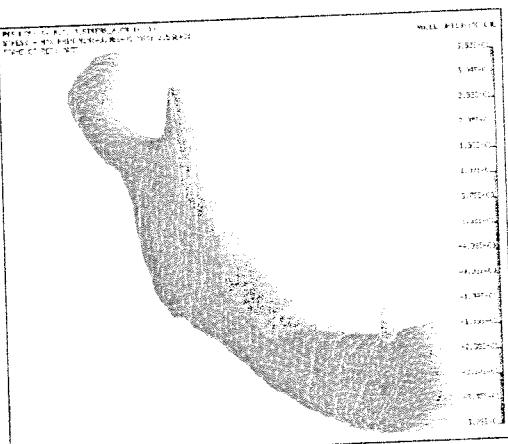
Şekil 3.29: İki implantlı topuz başlı modelde oblik yükte BL kesitte, kemikteki maks. asal gerilme dağılımı



Şekil 3.30: İki implantlı topuz başlı modelde oblik yükte MD kesitte, kemikteki maks. asal gerilme dağılımı

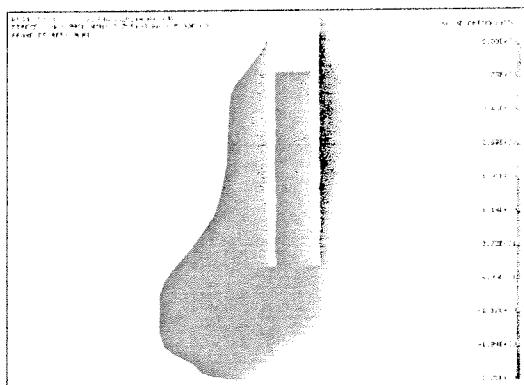


(a) Lingualden

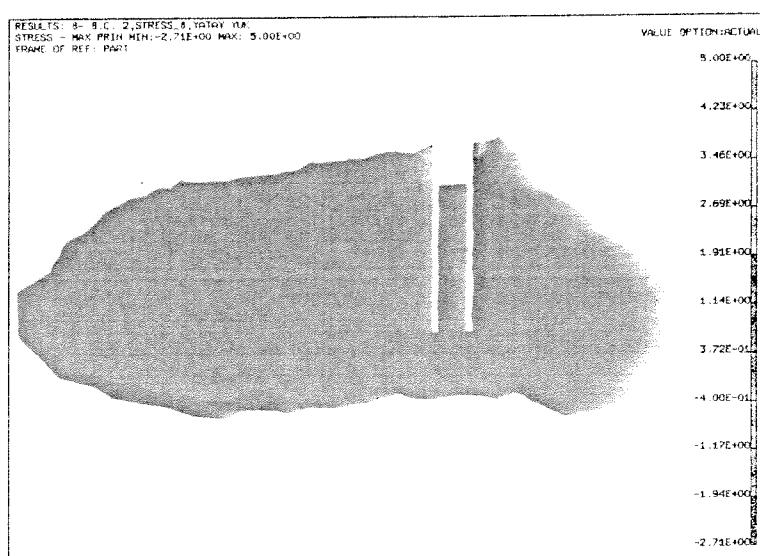


(b) Buccalden

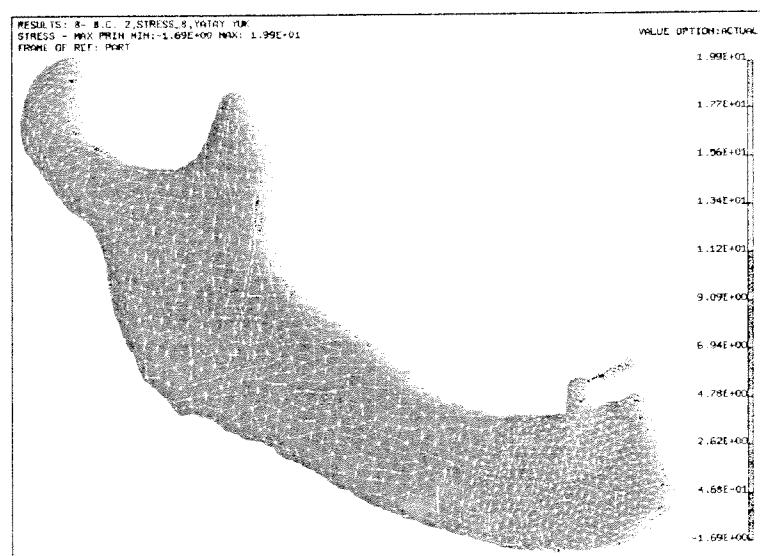
Şekil 3.31: İki implantlı topuz başlı modelin tümünde oblik yükte maksimum asal gerilme dağılımı



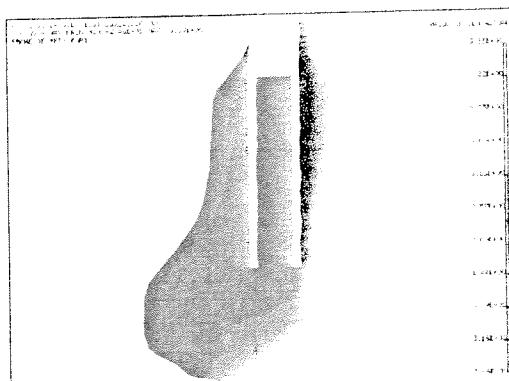
Şekil 3.32: İki implantlı barlı modelde yatay yükte BL kesitte, kemikteki maks. asal gerilme dağılımı



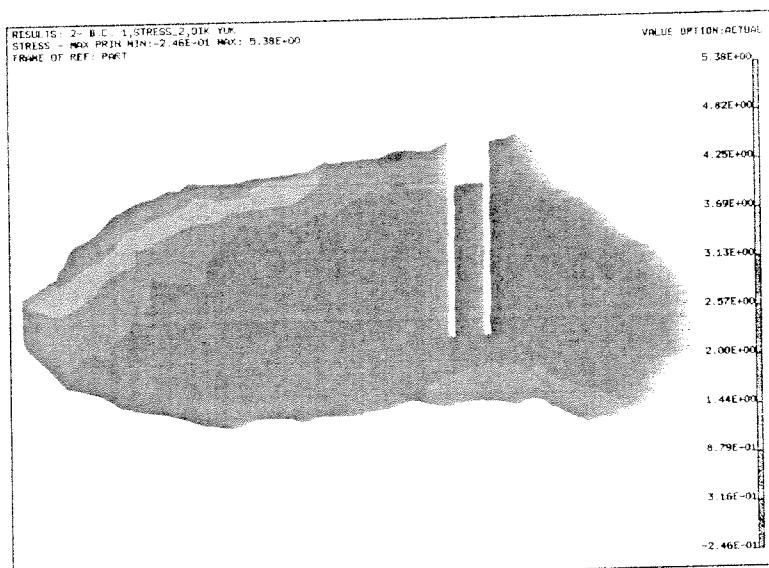
Şekil 3.33: İki implantlı barlı modelde yatay yükte MD kesitte, kemikteki maksimum asal gerilme dağılımı



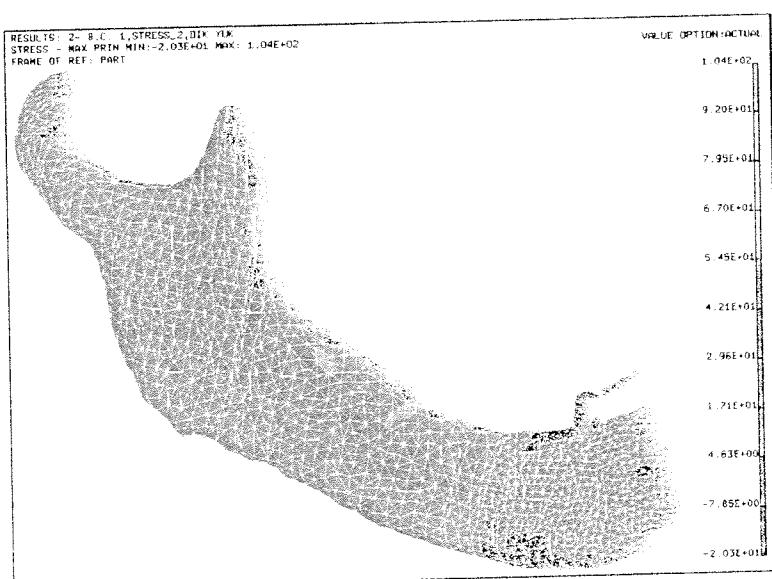
Şekil 3.34: İki implantlı barlı modelin tümünde yatay yükteki maksimum asal gerilme dağılımı



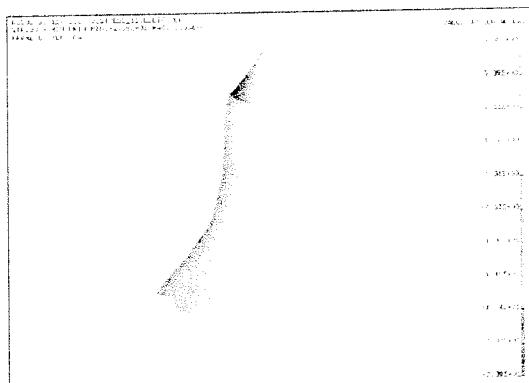
Şekil 3.35: İki implantlı barlı modelde düşey yükte BL kesitte, kemikteki maksimum asal gerilme dağılımı.



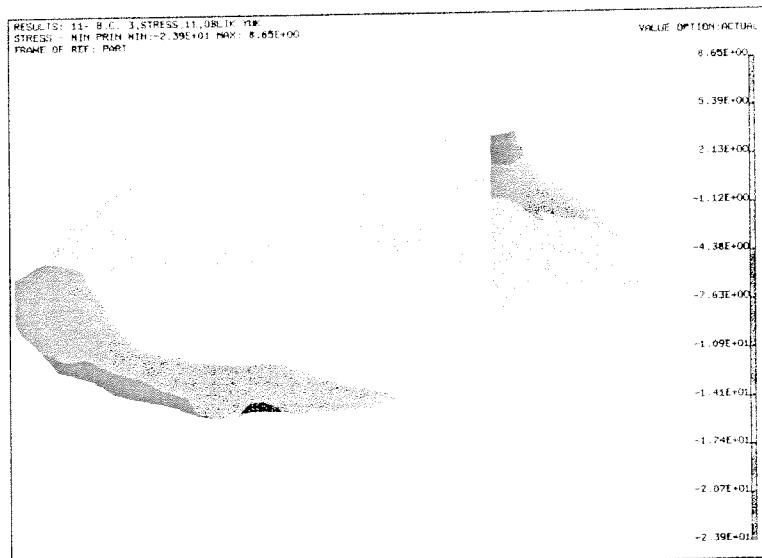
Şekil 3.36: İki implantlı barlı modelde düşey yükte MD kesitte, kemikteki maksimum asal gerilme dağılımı.



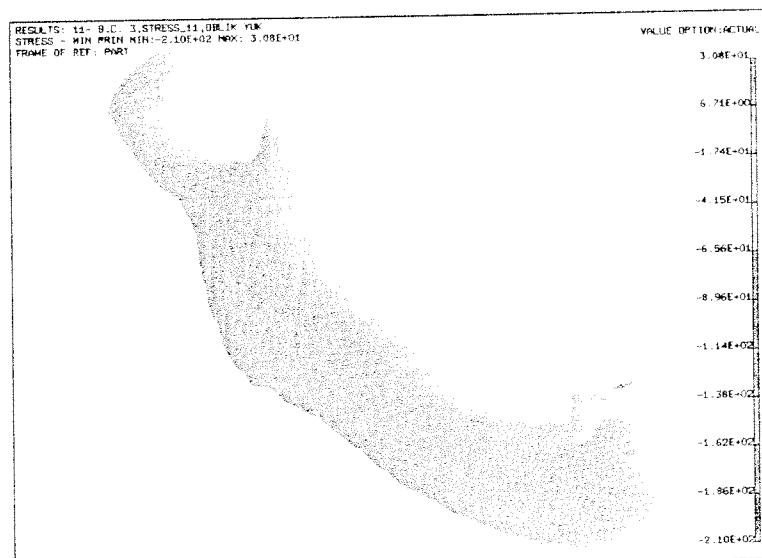
Şekil 3.37: İki implantlı barlı modelin tümünde düşey yükteki maksimum asal gerilme dağılımı



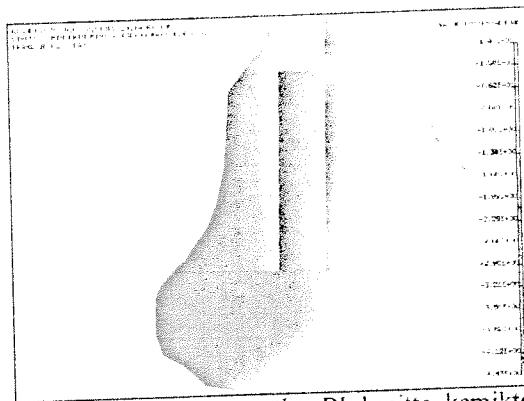
Şekil 3.38: İki implantlı barlı modelde oblik yükte BL kesitte, kemikteki minimum asal gerilme dağılımı



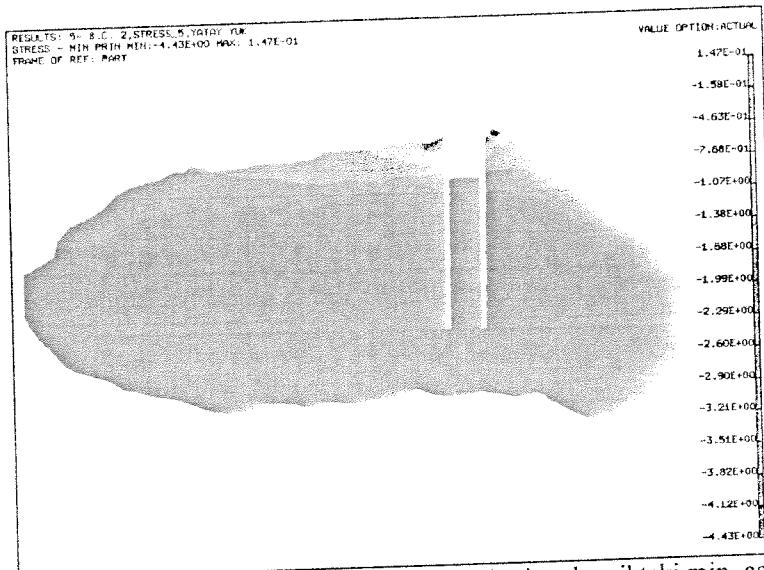
Şekil 3.39: İki implantlı barlı modelde oblik yükte MD kesitte, kemikteki minimum asal gerilme dağılımı



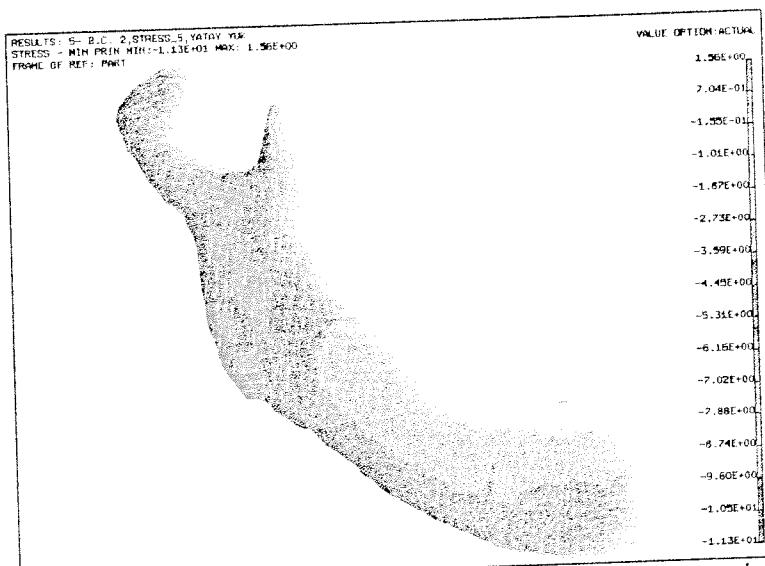
Şekil 3.40: İki implantlı barlı modelin tümünde oblik yükteki minimum asal gerilme dağılımı



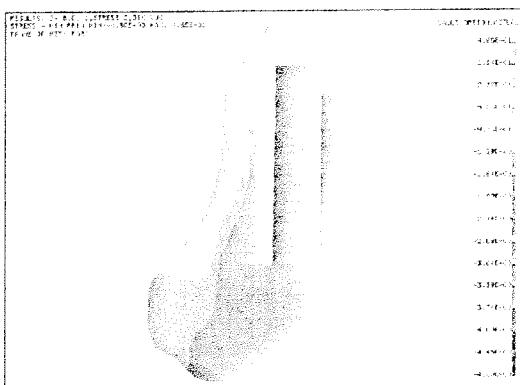
Şekil 3.41: İki implantlı topuz başlı modelde yatay yükte BL kesitte, kemikteki min. asal gerilme dağılımı



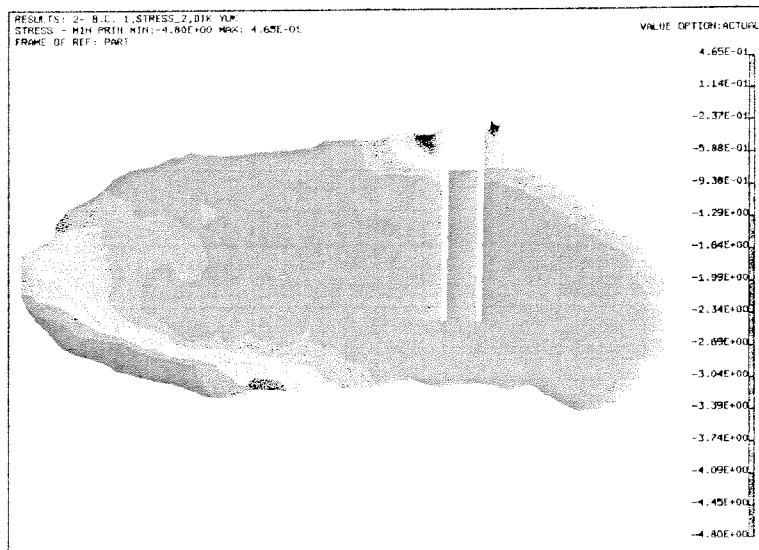
Şekil 3.42: İki implantlı topuz başlı modelde yatay yükte MD kesitte, kemikteki min. asal gerilme dağılımı



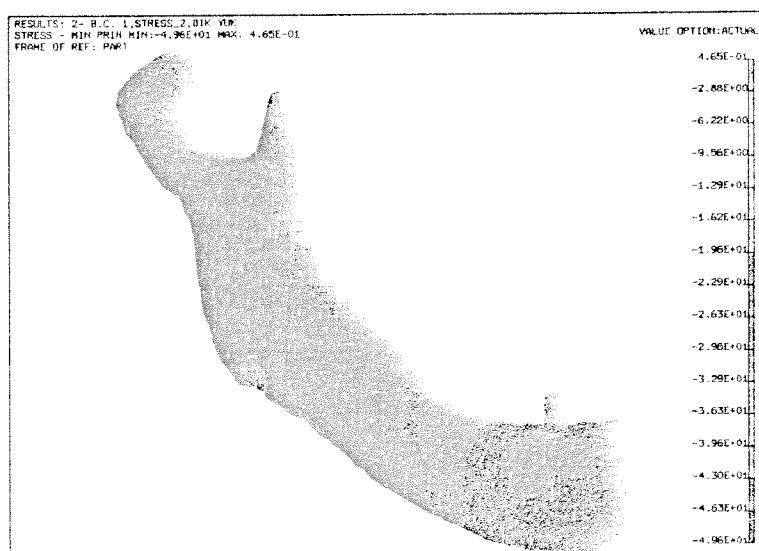
Şekil 3.43: İki implantlı topuz başlı modelin tümünde yatay yükteki minimum asal gerilme dağılımı



Şekil 3.44: İki implantlı topuz başlı modelde düşey yükte BL kesitte, kemikteki min. asal gerilme dağılımı



Şekil 3.45: İki implantlı topuz başlı modelde düşey yükte MD kesitte, kemikteki min. asal gerilme dağılımı



Şekil 3.46: İki implantlı topuz başlı modelin tümünde düşey yükteki minimum asal gerilme dağılımı

3.3 Eşdeğer (Von Mises) Gerilme ve Gerinim Değerlerinin Dağılımı

İki implant destekli topuz başlı ve barlı ile dört implant destekli barlı modellerdeki eşdeğer gerinim değerleri Tablo 7'de sunulmaktadır. İki implantlı topuz başlı ve barlı ile dört implantlı barlı modellerdeki en yüksek eşdeğer gerinim değeri iki implantlı barlı modelde oblik kuvvetin uygulandığı durumda kortikal kemikte implantın servikal seviyesinde MB (mesiobukkal) tarafta tespit edildi. Modellere yatay kuvvet uygulandığında en yüksek değer iki implantlı barlı modelde kortikal kemikte implantın servikal seviyesinde MB (mesiobukkal) tarafta izlenirken, düşey kuvvetteki en yüksek değer dört implantlı barlı modelde arkadaki implantın ortasında spongioz kemikte D (distal) tarafta tespit edildi. İki implantlı topuz başlı ve barlı ile dört implantlı barlı modellerdeki en düşük eşdeğer gerinim değeri dört implantlı barlı modelde öndeği implantta yatay kuvvetin uygulandığı durumda spongioz kemikte implantın apeksi dışında L (lingual) tarafta bulundu. Düşey kuvvet uygulamasında elde edilen en düşük değer dört implantlı barlı modelde arkadaki implantın servikal seviyesinde kortikal kemikte L (lingual) tarafta bulunurken, oblik kuvvette ise en düşük değer yine dört implantlı barlı modelde öndeği implantın apeksi dışında spongioz kemikte yine L (lingual) tarafta elde edildi.

İki implant destekli topuz başlı ve barlı ile dört implant destekli barlı modellerde daha çok implant materyalinin analizi için kullanılan Von Mises gerilme değerleri de Tablo 8'de sunulmaktadır. İki implantlı topuz başlı ve barlı ile dört implantlı barlı modellerdeki en yüksek Von Mises gerilme değeri iki implantlı barlı modelde oblik kuvvetin uygulandığı durumda kortikal kemikte implantın servikal seviyesinde MB (mesiobukkal) tarafta tespit edildi. Modellere yatay kuvvet uygulandığında en yüksek değer iki implantlı barlı modelde kortikal kemikte implantın servikal seviyesinde MB (mesiobukkal) tarafta izlenirken, düşey kuvvetteki en yüksek değer iki implantlı topuz başlı modelde kortikal kemikte implantın servikalinde DL (distolingual) tarafta tespit edildi. İki implantlı topuz başlı ve barlı ile dört implantlı barlı modellerdeki en düşük Von Mises gerilme değeri dört implantlı barlı modelde yatay kuvvetin uygulandığı durumda öndeği implantta spongioz kemikte implantın apeksi dışında M (mesial) tarafta tespit edildi. Düşey kuvvet uygulandığında elde edilen en düşük değer dört implantlı barlı modelde arkadaki implantta spongioz kemikte implantın içerisinde DL (distolingual) tarafta izlenirken, oblik kuvvette ise en düşük değer yine dört implantlı barlı modelde ve yine arkadaki implantta spongioz kemikte implantın apeksi dışında ML (mesiolingual) tarafta elde edildi.

BÖLÜM 4

TARTIŞMA

Oral implantolojide başarı, uygulayan hekim ve uygulanan hastanın ortak beklentisidir. Gün geçtikçe ilerleyen teknoloji, hekime büyük olanaklar sağlamaktadır. Günümüzde özellikle ülkemizde ağırlaşan ekonomik şartlar oral implantolojinin uygulanmasını da sınırlamaktadır. İmplant uygulaması hastaya fonksiyon, fonasyon ve estetik açıdan avantajlar sağlarken, ağır ekonomik yükleri de beraberinde getirmektedir. Bu şartlarda hekime düşen görev, başarısızlık ihtimalini en aza indirmek olmalıdır.

Oral implantolojide teşhis, planlama, cerrahi ve protez aşamalarında optimum hedeflere ulaşmak gereklidir. İmplant uygulanacak hastada, klinik ve radyolojik muayene ile tüm bilgilerin eksiksiz olarak elde edilmesi ve bu bilgiler ışığında protetik planlama ve cerrahi aşamalara geçilmesi gereklidir.

Tamamen dişsiz hastalarda tam protezlere alternatif olarak implant destekli *overdenture*'lar uygulanabilmektedir. Bu tip üst yapılı protezlerin implant gibi pahalı bir tedavi seçeneği ile destekli olması bu tip protezlerde ortaya çıkabilecek zararlı etkilerin araştırılmasını gerekliliklendirmektedir.

Araştırmada, içi boş silindir (hollow cylinder) implantlarla desteklenen *overdenture*'larda iki farklı üst yapı türünün kemikteki gerilme dağılımına etkileri incelenmiş, bu amaçla, sonlu elemanlar yöntemi (SEY) kullanılmıştır. Modellemede, genel bilgilerde verilen sonucu etkileyen kriterlere uyulmaya özen gösterilmiştir. Mekanik davranışları değerlendirmede SEY'nin seçilmesinin nedenleri; karmaşık geometriler ile malzeme bilgilerinin doğru ve tam olarak oluşturulabilmesi, gerektiğinde modelin modifiye edilebilmesi, gerilmenin iç durumunun hesaplanması ve anlaşılabilecek sayısal sonuç değerleri ile sunulabilmesidir¹³³.

Clelland³⁴; SEY'ni fotoelastik yöntem ve gerinim ölçüler ile kıyaslarken; fotoelastik yöntemin gerilmelerin yerleşimi ve yoğunlaşmaları ile ilgili iyi nitel bilgi vermesine

rağmen, sınırlı nicel bilgi verebildiğini, gerinim ölçerler ile ancak ölçerin bulunduğu yerdeki gerinimlerle ilgili verilerin alınabildiğini, SEY'nin ise matematik bir model içerisinde herhangi bir yerdeki ayrıntılı nicel veriyi sunabileceğini belirtmiştir.

SEY'nde iki boyutlu model yerine üç boyutlu model oluşturulmasının daha gerçekçi sonuçlara ulaşmada faydalı olacağı düşünülmüştür; çünkü üç boyutlu modellerle, gerek geometri gerekse yükleme açısından gerçek sonuçlara çok daha fazla yaklaşılabilir. Bunun yanında kemiğin mekanik davranışları ve kemik-implant ilişkisi ile ilgili teorik bilgiler ışığında hesaplanmış gerilmelerin de gerçegine göre daha statik bir problem olarak çözüldüğü de kabul edilmelidir. Bu noktadan hareket edilerek çalışmada üç boyutlu SEY kullanılmıştır.

Implantlar çevresinde oluşan gerilme dağılımı üzerine çok çalışma yayınlanmıştır. Bunlardan pek çokunda iki boyutlu SEY kullanılırken^{3,51,68,77,93,100,113,118}, son yıllarda dişsiz mandibulanın üç boyutlu anatomik modeli ile üç boyutlu SEY kullanılmaya başlanmıştır^{15,32,82,83,85,101-106,143,155,165}.

Çalışmamızda modellenen mandibulanın seçiminde; kemikte rezorbsyonunun orta derecede olması, diş çekim boşluklarının dolu olması, sağ ve sol yarıların olabildiğince simetrik olması gibi özellikleri taşımmasına dikkat edilmiştir.

Aynı yöntemle yapılan pek çok benzer araştırmada, kemiğin modellenmesinde önce yüzeye ait bilgiler “digitizer” adı verilen bir aletle girildikten sonra, spongioz kemiği tanımlamak üzere içeriye doğru belirli bir miktar kalınlık kortikal kemik olarak modellenirken^{32,106,165}, çalışmamızda gerçek kortikal ve spongioz kemik kalınlıkları modellenmiştir.

İki boyutlu SEY'ni kullanan Meijer ve arkadaşları¹⁰⁰, dişsiz mandibuladaki implant destekli *overdenture*'nın iki boyutlu çizimini model olarak kullanmışlardır. Aynı araştırmacılar daha sonra üç boyutlu SEY ile yaptığı araştırmalarda da dişsiz mandibulanın üç boyutlu modelinin kortikal ve spongioz kemik kısımlarına ait bilgisini kullanabilmek için 2-5 mm aralıklarla frontal düzleme paralel aldığı histolojik kemik kesitlerini kullanmışlardır¹⁰¹⁻¹⁰⁵.

Sertgöz ve Güvener¹⁴⁶, implant destekli sabit protezlerde gerilme dağılımı üzerine implant ve kaldırıç kolu uzunluğunun etkilerini araştırdıkları üç boyutlu SEY çalışmasında anatomik olmayan bir üç boyutlu mandibula modeli oluşturmuşlardır.

Yang ve arkadaşları¹⁷⁷, normal ve azalmış kemik desteği olan distale uzantılı sabit bölümlü protezlerin iki boyutlu sonlu elemanlar analizinde hastadan paralelleme tekniği ile alınmış standart periapikal filmdeki bilgilerden iki boyutlu modeli oluşturmuşlardır.

Holmgren ve arkadaşları⁶⁸; araştırmalarında bilgisayarlı tomografi (BT) görüntülerinden elde ettikleri iki boyutlu modeli kullanmışlardır.

Bu araştırmada ise, yapılardan 1-1.5 mm aralık ile kesit alınması ile görüntülerin üst üste binmesini engellememesi^{1,20,22,70,72,171}, sagittal, aksiyal ve koronal düzlemlerin üçünden de kesit görüntüler elde edilebilmesi^{46,70,154,166}, kemik yoğunluğunun ayrıntılı olarak görüntülenebilmesi^{70,114,141,156} gibi avantajları nedeni ile mandibulayı modellemede koronal BT yöntemi yeğlenmiştir. İmplantların yerlerinin saptanmasında da, ince kesit tomografik görüntülerdeki bilgileri kullanarak, istenilen düzlemlerde görüntülerin oluşturulmasını sağlamada Dental BT programı kullanılmıştır.

İmplantların yerinin belirlenmesinde kullanılan radyoopak işaretleyici bulunan şeffaf plak uygulamasını Pesun ve Gardner¹²⁶ da çalışmalarında önermiştir.

Bidez ve arkadaşları¹⁵ ile Rudderman ve Mullen'in¹⁴³; dişsiz bir mandibulanın üç boyutlu SEY modelini oluşturdukları çalışmalarındaki, modelleme yöntemimize benzer şekildedir, ancak burada daha ayrıntılı bilgi edinebilmek amacı ile alınan koronal kesitler yerine, dişsiz mandibulanın 1 mm ara ile alınmış transaksiyal BT görüntülerinden faydalanmışlardır.

Tanaka ve arkadaşları¹⁵⁵, Frankfort yatay düzlemine paralel olarak 1 mm aralıklla aldıkları histolojik kesitlerin fotoğraflarından görüntü bilgisini girerek, mandibulayı üç boyutlu modellemişlerdir.

Korioth ve arkadaşları⁸² ile Korioth ve Hannam⁸³, mandibulanın üç boyutlu sonlu elemanlar modeli üzerinde statik çiğneme kuvvetlerinin benzerlerini elde ederek şekil değişikliğini incelemiştir. Bu araştırmalarda, tamamı dişli mandibulanın, BT ile frontal

ve mid-sagittal görüntülerini 2 mm aralıkla alıp, tüm dental ve kortikal kemik yapılarının dış hatlarının bilgisini bilgisayara aktararak üç boyutlu modelini elde etmişlerdir.

Bu araştırmaların çoğunuğunda olduğu gibi, araştırmamızda da, implant-kemik ara yüzü modellenirken; arada sıkı bağlantı olduğu kabul edilerek, problemin doğrusal olması ile sonuca gidilmiştir.

Klinik durumla benzesmesi amacıyla, ilgili çene kas ve ligamanlarının bağlantı bölgelerindeki noktaların sanki bu kas ve ligamanlar kasılıyormuş gibi yüklenmeleri gereklidir. Bu kas ve ligaman bağlantılarının her birindeki yüklenmenin büyülüğu bilinmemektedir. Farklı ısırma durumları için, bu bağlantıların her birindeki yüklemenin büyülüğini ölçmek çok zordur. Bu nedenle, kas ve ligamanların katkıları Koolstra ve arkadaşlarının⁸⁰ kullandığı kıyaslanabilir bir eniyileştirme (optimization) metodu ile analitik olarak saptanmıştır. Aynı saptamayı benzer araştırmaları planlayan araştırcılar da kullanmışlardır^{99,106}.

Benzer araştırmalarda kuvvet bileşenleri uygulanırken; düzlemlere göre açılanmaları tam olarak belirtilmemektedir^{101,106}. Araştırmamızda ise, açılanmaları belirleme amacı ile yükleme durumları barlı ve topuz başlı modellerde düşey, yatay ve oblik yönlerdeki kuvvetler için ayrı ayrı açıları ve bileşenleri hesaplanarak, düşey (90°) yüklemede 50 N, yatay (0°) yüklemede 14 N ve oblik (120°) yüklemede de 100 N olarak uygulanmıştır.

Meijer'in¹⁰² benzer çalışmasında, implant çevresinde oluşan gerilmelerin yerleri implantın çevresinde açılarla bildirilmiştir.

Bu çalışmada ise, klinik bakış açısıyla kuvveti düşey, yatay ve oblik yönlerden uygularken; implant-kemik ilişkisini beş seviyede ve her seviyede M, MB, B, DB, D, DL, L ve ML olmak üzere sekiz bölgeden oluşan ve kemik içinde toplam 40 düğüm noktasında gerinim ve gerilme dağılımını saptamak için, maksimum ve minimum asal gerinim ile maksimum ve minimum asal gerilme değerleri elde edilmiştir. Ayrıca kemiğe komşu implant yüzeyindeki gerinim ve gerilme dağılımını izlemek amacı ile Von Mises gerinim ve gerilme değerleri de gözlenmiştir.

Meijer⁹⁹, araştırmasında kemik yapısındaki dağılımı incelemek için maksimum ve minimum asal gerilmeleri saptarken; Menicucci¹⁰⁶ implant ve üst yapıdaki gerilme dağılımını Von Mises gerilme değerlerini göz önüne alarak incelemiştir.

Geometri ve sınır şartlarındaki farklılıklar nedeni ile sonlu elemanlar analizinden elde edilen sonuçlar nicel açıdan diğer çalışmalarla kıyaslanamaz¹⁰¹⁻¹⁰⁶. Üç boyutlu SEY çalışmalarından elde edilen sonuçlar ancak nitel anlamda dağılım yerleri ve yoğunlukları açısından karşılaştırılabilir. Gerek yöntem gerekse veriler yönünden, tam anlamı ile çalışmamıza benzer araştırma sayısının az oluşu, nitel anlamda kıyaslamaları da zorlaştırmıştır. Kullanılan yöntem ve konu açısından çalışmamıza en çok benzeyen çalışmalarda gerilme dağılımları sadece implantların servikalinde incelenirken, çalışmamızda, daha önce değinildiği gibi, toplam beş seviyede irdelenmiştir. Bu nedenle, sadece servikal bölgede elde edilen maksimum ve minimum asal gerinimler, maksimum ve minimum asal gerilmeler ile Von Mises gerinimler ve gerilmeleri diğer araştırmaların sonuçları ile kıyaslamak mümkün olabilmistiir.

Düsey kuvvet uygulandığında, maksimum asal gerinim (çekme gerinimi) açısından iki implantlı topuz başlı modelde en yüksek değer spongöz kemikte implantın ortasında distalde izlenirken; iki implantlı barlı modelde aynı seviyede distobukkalde; dört implantlı barlı modelde arkadaki implantta yine aynı seviyede distolingualde bulunmuştur. Modellerdeki planlamaların değişmesine rağmen, düsey kuvvetteki bulguların benzerliği dikkat çekicidir.

Akpınar ve arkadaşlarının³ doğal diş-implant destekli köprülerde iki boyutlu SEY ile yaptıkları araştırmada, en yüksek çekme ve basma gerinimleri ile en büyük çekme ve basma gerilmeleri incelenmiştir. Toplam 7.5 kg olarak uygulanan düsey yükleme ile gerek dişde gerekse implantta en yüksek çekme gerinimleri apikalde izlenmiştir. Bu değerler kuvvet iletiminde köprüye en yakın özellik gösteren iki implantlı barlı model ile kıyaslandığında, elde edilen en yüksek çekme gerinim değeri implantların ortasında saptanmıştır. Bu farklılık, gerek kuvvet uygulama şekline gerekse planlamaya bağlanabilir.

Yatay kuvvet uygulamasında, iki implantlı topuz başlı modelde en yüksek maksimum asal gerinim (çekme gerinimi) değerleri kortikal kemikte implantın servikal seviyesinde

bukkalde ortaya çıkarken; iki implantlı barlı modelde de aynı seviyede mesiobukkalde ve dört implantlı barlı modelde arkadaki implantta yine kortikal kemikte implantın servikalinde bu kez distolingualde gözlenmiştir. Planlama farklılıklarına rağmen, iki implantlı modellerde bulgu benzerlikleri vardır. Dört implantlı modelde yatay kuvvette en yüksek değerlerin yine servikal seviyede bulunmasının yanında maksimum asal gerinimin distolingualde ortaya çıkmasının nedeni barlı üst yapıda gelişen kasma olabilir.

Oblik kuvvet uygulamasında ise, iki implantlı topuz başlı modelde en yüksek maksimum asal gerinim (çekme gerinimi) değerleri kortikal kemikte implantın servikal seviyesinde lingualde; iki implantlı barlı modelde implantın servikalinde mesiobukkalde ve dört implantlı barlı modelde arkadaki implantta kortikal kemikte implantın servikalinde distolingualde izlenmiştir. Üç farklı modele uygulanan oblik yüklemelerden, farklı yönlerde olmasına rağmen, aynı kemik seviyesinde en yüksek maksimum asal gerinim değerleri elde edilmiştir. Bu araştırmada olduğu gibi klinikte de yıkıcı etkileri en fazla gözlenen oblik kuvvetin, her üç üst yapıda da implantın servikalindeki kortikal kemikte benzer gerinim dağılımına neden olduğu görülmektedir.

Düsey kuvvet uygulandığında; iki implantlı topuz başlı modelde en yüksek minimum asal gerinim (basma gerinimi) değerleri kortikal kemikte implantın servikal seviyesinde distalde; iki implantlı barlı modelde kortikal kemikte implantın apeksi dışında distolingualde ve dört implantlı barlı modelde arkadaki implantta kortikal kemikte implantın servikalinde distolingualde elde edilmiştir. İki implantlı topuz başlı ve dört implantlı barlı modellerde en yüksek değerlerin servikalde bulunması yanında, iki implantlı barlı modeldeki en yüksek değerin implantın apeksinde oluşmuştur. Bu duruma, modelleme sırasında implant apeksinin distolingualının kortikal kemikte modellenmesinin ve düşey kuvvette bu bölgede yükü karşılayan kortikal kemiğin elastisite modülünün spongioz kemikten on kat daha yüksek olmasının neden olduğu düşünülmektedir.

Akpınar ve arkadaşlarının³ daha önce de bahsedilen doğal diş-implant destekli köprülerde iki boyutlu SEY ile yaptıkları araştırmada, en yüksek basma gerinimleri ise apikalde izlenmiştir. Gerek kuvvet uygulamada gerekse planlamadaki farklılıklara rağmen, araştırmamızda da implant apeksinin distolingualinde elde edilen en yüksek basma gerinim

değeri, kuvvet iletiminde köprüye en yakın özellik gösteren iki implantlı barlı modelde saptanmıştır.

Aynı şekilde doğal diş-implant destekli köprülerde yapılan Meroueh'in¹¹³ araştırmasında ise daha farklı sonuçlar sunulmuştur. İki boyutlu sonlu elemanlar analizi ile gerçekleştirilen bu çalışmada, düşey kuvvetle elde edilen en yüksek basma gerinim değerlerinin implantın servikal bölgesinde olduğu saptanmıştır. Çalışmamızda ise, iki implantlı topuz başlı ve dört implantlı barlı modellerde; en yüksek basma gerinim değerlerinin servikalde yoğunlaşığı izlenmiştir.

Yatay kuvvet uygulamasında; en yüksek minimum asal gerinim (basma gerinimi) değerleri iki implantlı topuz başlı modelde, iki implantlı barlı modelde ve dört implantlı barlı modelde arkadaki implantta kortikal kemikte implantın servikal seviyesinde distolingualde gözlenmiştir. Elde edilen değerlerin her üç modelde de aynı yerde olması uygulanan yatay kuvvetin nicel etkisi değişse bile, nitel yönde benzer etkileri olduğunu göstermektedir.

Oblik kuvvet uygulamasında ise, iki implantlı topuz başlı modelde en yüksek minimum asal gerinim (basma gerinimi) değerleri kortikal kemikte implantın servikal seviyesinde bukkalde ve iki implantlı barlı modelde de aynı seviyede mesiobukkalde bulunurken; dört implantlı barlı modelde arkadaki implantta kortikal kemikte implantın apeksi dışında distolingualde elde edilmiştir. İki implantlı topuz başlı ve barlı modellerde en yüksek basma gerinim değerleri servikalde iken; dört implantlı barlı modeldeki en yüksek basma gerinim değerinin implant apeksinde bulunmasının, gerek implant sayısı gerekse üst yapıdaki farklılıktan kaynaklanabileceği düşünülmektedir. Dört implant destek üzerine planlanmış bu tip bir üst yapıda, diğer modellerde servikalde yoğunlaşan yüksek değerlerin apeksi kayması da, gerinimlerin daha az zarar vermesini sağlayacaktır. Yine dört implantlı barlı planlamada en çok dikkati çeken durum, tüm kuvvet uygulamalarında en yüksek çekme ve basma gerinim değerlerinin her defasında arkadaki implantta elde edilmesidir. Her ne kadar dört implantlı modele ait en yüksek değerler iki implantlı modellerdekiler kadar yüksek olmasa da bu üst yapı planlamasında, öndeği implanttan çok arkadaki implantın gelen yatay ve oblik kuvvetlerden etkilendiğini göstermektedir.

Maksimum ve minimum asal gerinim değerlerini inceleyen az sayıda araştırma vardır. Mevcut araştırmaların da iki boyutlu SEY ile yapılmış olması nedeniyle, sadece düşey yük uygulanmasında elde edilen çekme ve basma gerinimi değerleri çalışmamıza ait değerler ile karşılaştırılmıştır. Yatay ve oblik yük uygulamasına yönelik çekme ve basma gerinimi bulgularımız ise bu nedenle kıyaslanamamıştır.

Düşey kuvvet uygulamasında iki implantlı topuz başlı modeldeki en yüksek maksimum asal gerilme (çekme gerilmesi) değeri kortikal kemikte implantın apeksi dışında lingualde izlenmiştir. Aynı kuvvet uygulamasında iki implantlı barlı modelde ise en yüksek izlenmiştir. maksimum asal gerilme değeri kortikal kemikte implantın servikal seviyesinde distobukkalde izlenmiştir. Dört implantlı barlı modele düşey kuvvet uygulandığında elde edilen en yüksek maksimum asal gerilme değerinin arkadaki implantta kortikal kemikte implantın servikalinde ve mesialde yer aldığı görülmüştür. İki ve dört implantlı barlı modellerde en yüksek çekme gerilmesinin implant servikalinde elde edilmesinin, bu iki modelde implantların birbirlerine bağlanması kaynaklanabileceği düşünülmektedir. İki implantlı topuz başlı modelde en yüksek çekme gerilmesinin apeksde bulunması ise, implantların bireysel hareket edebilmelerine bağlanabilir.

Akpınar ve arkadaşlarının³ daha önce de sözedilen doğal diş-implant destekli köprülerde iki boyutlu SEY ile yaptıkları araştırmada, en yüksek çekme gerilmeleri ise doğal dişin distalinde ve implantın mesialinde izlenmiştir. Gerek kuvvet uygulamada gerekse planlamadaki farklılıklara rağmen, araştırmamızda da implant servikalının distobukkalinde elde edilen en yüksek çekme gerilme değeri, kuvvet iletiminde köprüye en yakın özellik gösteren iki implantlı barlı modelde bulunmaktadır.

Meijer ve arkadaşları¹⁰², iki implantlı topuz başlı ve barlı üst yapılarla mandibular overdenture'lara gelen düşey, yatay ve oblik yüklerin implant servikalindeki kemikte yarattıkları gerilmeleri üç boyutlu SEY ile incelemişlerdir. Araştırmalarında, düşey kuvvet uygulamasında iki implantlı barlı modelde en yüksek maksimum asal gerilme değerleri implant servikalinde distobukkalde saptanmıştır. İki implantlı topuz başlı modelde ise en yüksek değer distolingualde elde edilmiştir. Bu çalışmada; uygulanan kuvvetlerin farklılıkları nedeni ile değerlerin nicel anlamda karşılaştırılmaları mümkün olmasa bile, iki implantlı barlı modelde elde edilen nitel sonuçlar bulgularımızı desteklemekte iken,

implantlı topuz başlı modelde implant servikalindeki en yüksek değer bukkalde saptanmıştır.

Bu araştırmadaki en yüksek çekme gerilme değerleri incelendiğinde, Meijer ve arkadaşlarının¹⁰⁴ orta derecede rezorbsiyon izlenen mandibula modelinde, üç boyutlu SEY ile yaptığı araştırmada iki implantlı barlı ve barsız ile dört implantlı barlı üst yapılara ait gerilme değerlerinin, düşey yükteki birkaç değer hariç, elde edilen gerilme değerleri ile uyumlu olduğu görülmüştür. Bunun nedeni, kemik ve implantların modellenmesindeki farklar olabilir. Araştırcılar, düşey kuvvetteki en yüksek çekme gerilmesi değerini öndeği implantta servikalde ve lingualde elde ederken, arkadaşları implantta da yine servikalde ve mesialde saptamışlardır. Nicel değerlerdeki farklılığa rağmen, nitel bulgular çok benzemektedir.

Farah ve arkadaşlarının⁵¹ iki boyutlu SEY ile dağıtık ve noktasal düşey kuvvetleri inceledikleri çalışmada oluşan en yüksek maksimum ve minimum asal gerilme değerlerinin implant boynu çevresinde çıkması da bulgularımızı desteklemektedir.

Kregzde⁸⁵, en iyi implant protez tasarımını tespit etmek üzere üç boyutlu SEY ile bir çalışma gerçekleştirmiştir. Bu çalışmada oluşturduğu on farklı planlama uygulamasında düşey kuvvetler sonucunda, en yüksek basma gerilmelerini genellikle implantın boynu çevresinde bulmuştur ve bu araştırmamızın bulguları da çalışmamızda elde edilen sonuçlara paralellik göstermektedir.

Yatay kuvvet uygulandığında, iki implantlı topuz başlı modelde en yüksek maksimum asal gerilme (çekme gerilmesi) değeri kortikal kemikte implant servikal seviyesinde bukkalde ortaya çıkmaktadır. Yine yatay kuvvet uygulandığında iki implantlı barlı modeldeki en yüksek maksimum asal gerilme de kortikal kemikte implantın servikal seviyesinde mesiobukkalde tespit edilmektedir. Yatay kuvvetin dört implantlı barlı modele uygulanmasından elde edilen en yüksek maksimum asal gerilme değeri ise, öndeği implantta kortikal kemikte implantın servikalinde mesiobukkalde izlenmiştir. Yatay yükleme sonrası, her üç modelden elde edilen en yüksek çekme gerilmelerinin bukkalde ya da mesiobukkalde olması bukkalden uygulanan yatay kuvvetin sonucu olmaktadır.

Meijer ve arkadaşlarının¹⁰², daha önce de bahsedilen iki implantlı topuz başlı ve barlı iki üst yapı tipini karşılaştırdıkları çalışmalarının yatay kuvvete ait bulguları, çalışmamızın bulguları ile benzerlik göstermektedir. Aynı araştırmacıların¹⁰⁴ dört implant destekli barlı üst yapı tipini içeren bir başka çalışmalarında, aynı kuvvet uygulamasının etkileri incelenmiştir. Araştırmacılar, yatay kuvvetteki en yüksek çekme gerilmesi değerini öndeği ve arkadaki implantta servikalde bukkalde elde ederken, çalışmamızda ise öndeği implantta servikalde mesiobukkalde ve arkadaki implantta da yine servikalde mesialde saptanmıştır. Arkadaki implantta ait bulgunun yerinin farklılığını, modellemeyi yaparken, bu bölgedeki spongöz kemik materyalinin ince modellenmesinden ileri geldiği düşünülebilir.

Oblik kuvvet uygulamasında ise, iki implantlı topuz başlı modeldeki en yüksek maksimum asal gerilme (çekme gerilmesi) değeri kortikal kemikte implantın servikal seviyesinde lingualde ortaya çıkarken; barlı modelde de yine kortikal kemikte implantın servikal seviyesinde distolingualde izlenmektedir. Dört implantlı barlı modelde oblik kuvvet uygulandığında da en yüksek maksimum asal gerilme arkadaki implantta kortikal kemikte implantın servikalinde distolingualde elde edilmiştir. Yatay yüklemeye olduğu gibi her üç modele oblik kuvvet uygulandıktan sonra lingualde ya da distolingualde ortaya çıkan en yüksek çekme gerilme değerleri, lingualden uygulanan oblik kuvvetin bir sonucu olarak kabul edilebilir.

Meijer ve arkadaşlarının¹⁰², oblik kuvvet uygulanmasından sonra iki implantlı topuz başlı ve barlı modellerde implant servikalindeki kemikte distal ve distolingualde elde ettikleri en yüksek değerlerin yerleri, çalışmamızdaki iki implantlı modellerde en yüksek değerlerin elde edildiği bölgeler ile aynıdır. Aynı araştırmacıların¹⁰⁴ dört implantlı barlı planlamaya ait bulguları ise; en yüksek değerin öndeği ve arkadaki implantta servikalde distolingualde elde edildiği şeklindedir. Çalışmamızda dört implantlı barlı modelin öndeği ve arkadaki implantlarında da en yüksek değerlerin yerlesiği bölgeler aynı yerlerdir.

En yüksek minimum asal gerilme (basma gerilmesi) değerleri düşey kuvvet uygulamasında incelendiğinde, iki implantlı topuz başlı modeldekinin kortikal kemikte implantın servikal seviyesinde distalde; iki implantlı barlı modeldekinin aynı seviyede mesiobukkalde ve dört implantlı barlı modeldekinin ise arkadaki implantta yine kortikal kemikte implantın servikalinde distobukkalde olduğu izlenmektedir. Göründüğü gibi, düşey kuvvet

uygulamasında her üç modelde de en yüksek basma gerilme değerleri implantın servikalinde toplanmaktadır.

Daha önce de belirtilen Akpinar ve arkadaşlarının³, doğal diş-implant destekli köprülerde iki boyutlu SEY ile yaptıkları çalışmada, en yüksek basma gerilmeleri ise doğal dişin ve implantın apikalinde izlenmiştir. Bu en yüksek değerler implant apeksinin distalinde iken, diş apeksinin mesialinde kalan taraflarda tespit edilmiştir. Kuvvet uygulamadaki ve planlamadaki farklılıklar göz önüne alındığında, araştırmamızda da implant servikalinde ve mesiobukkalde elde edilen en yüksek basma gerilme değeri, köprüye en yakın özelliği gösteren iki implantlı barlı modelde saptanmıştır.

Meijer ve arkadaşları¹⁰⁰, iki boyutlu SEY ile yaptıkları çalışmada, iki implantlı topuz başlı ve barlı modellere düşey kuvvet uygulamışlardır. Her iki modelde de elde ettikleri en yüksek minimum asal gerilme değerlerini çalışmamıza benzer şekilde implantın servikalinde distalde saptamışlardır.

Meijer ve arkadaşları¹⁰², üç boyutlu SEY ile yaptıkları çalışmada, düşey yükte iki implantlı topuz başlı modelde elde ettikleri en yüksek değeri servikalde distolingualde, barlıda ise distalde saptamışlardır. Çalışmamızdaki iki implantlı topuz başlı modelin bulgusu bu araştırmadaki bulgulara benzer iken, barlıda en yüksek değerin mesiobukkalde yer olması farklı bir sonuç olarak ortaya çıkmaktadır. Bu durumun, çalışmamızdaki model ile, bu araştırcıların modelleri arasındaki farklılıktan kaynaklanmış olabileceği düşünülmektedir.

Matsushita ve arkadaşları⁹³, iki boyutlu SEY ile düşey kuvvet uyguladıkları ve hidroksiapatit implantlarda yaptıkları araştırmada, en yüksek basma gerilmelerinin implant servikalindeki kortikal kemikte ortaya çıktığını bildirmiştir. Yöntem ve materyal farklılığına rağmen, bu araştırma çalışmamızla paralel sonuçlar sunmaktadır. Bu araştırmada yöntemin iki boyutlu olması, sadece bukkolingual kesitteki gerilme dağılımlarını vermektedir. Oysa çalışmamızda, üç boyutlu bir modelin kullanılması, modellenilen implant desteklerin istenilen her düzlemdeki gerilme dağılımlarını görme olanağını vermiştir. Matsushita ve arkadaşlarının⁹³ bu araştırması üçüncü boyuttaki bilgileri sağlayamamış olsa bile, en azından en büyük basma gerilmelerinin implant servikalinde yer aldığı göstermiştir.

Kitoh ve arkadaşları⁷⁷ ise, benzer yöntemle ve yine hidroksiapit implantlarla yaptıkları çalışmada, implant servikalindeki kortikal kemikte elde ettikleri basma ve çekme gerilmelerinin, spongioz kemiktekilerden daha yüksek olduğunu tespit etmişlerdir. Malzeme seçimindeki farklılığa rağmen, araştırmamızda da kortikal kemikteki basma ve çekme gerilmelerinin spongiozdaki değerlerden daha yüksek olduğu izlenmiştir.

Ichikawa ve arkadaşları⁶⁹ iki implant destekli topuz başlı ve mıknatılı mandibular *overdenture*'larda fotoelastik yöntemle benzer bir çalışma yapmışlardır. Araştırmalarında kullandıkları fotoelastik yöntemin özelliği nedeniyle, çalışmamızda kullanılan üç boyutlu SEY ile elde edilen sonuçları niceł açıdan karşılaştırmak mümkün olmamıştır. Ancak, düşey yüklemede basma gerilmesinin daha çok topuz başlı üst yapıların implantlarında, genellikle servikalde ve implantın distalinde yoğunlaştığını gösteren sonuçlar, çalışmamızda topuz başlı üst yapılarda elde edilen verilerle uyumludur.

Nalbant¹²³ ise; iki implant destekli barlı ve barsız iki üst yapı tipini karşılaştırmıştır. Sonuçta; barsızda bulunan en yüksek değer implant apeksinde iken; barlıda yayılarak daha geniş bir alanı etkileyen bir dağılım göstermiştir. Bu dağılım, araştırmamızdaki bulgularla benzeşmektedir.

Yatay kuvvet uygulandığında; iki implantlı topuz başlı modelde en yüksek minimum asal gerilme (basma gerilmesi) değeri kortikal kemikte implantın servikal seviyesinde distolingualde iken; iki implantlı barlı modelde de yine aynı seviyede ve yine distolingualde elde edilmiştir. Aynı kuvvetin dört implantlı barlı modele uygulandığı durumda ise; en yüksek minimum asal gerilme değeri arkadaki implantta kortikal kemikte implantın servikalinde yine distolingualde bulunmuştur. Yıkıcı etkileri oblik kuvvetler kadar çok olmasa da, düşey kuvvetten daha zararlı olduğu bilinen yatay kuvvetin, her üç modele bukkalden uygulanmasından sonra, en yüksek basma gerilme değerlerinin distolingualde elde edilmesi beklenen bir sonuçtur.

Deines ve arkadaşları⁴³; fotoelastik yöntemle doğal diş ve implantlar çevresindeki gerilmeleri inceledikleri araştırmalarında düşey ve yatay yüklemelerde en yüksek gerilme dağılımlarının servikal bölgelerde olduğunu bildirmiştir. Farklı bir yöntem olmasına rağmen, implantın yatay yük altındaki davranışını inceleyen bu araştırmacılar da

çalışmalarında, aynen çalışmamızdaki bulgular gibi, yatay kuvveti uyguladıkları yönün aksı yönünde kemikte basma gerilme alanları tespit etmişlerdir.

Meijer ve arkadaşlarının¹⁰² daha önce de bahsedilen iki implant destekli topuz başlı ve iki implantlı barlı planlamalara üç farklı kuvvet uyguladıkları araştırmalarına ait bulgularında, yatay kuvvet uygulamasında her iki üst yapı modelinde de çalışmamızla benzer bulgular elde etmişlerdir. Aynı araştırmacıların¹⁰⁴ bir başka araştırmalarında yer alan dört implantlı barlı planlamaya ait bulgularında da öndeği ve arkadaki implantlarda, yine nitel açıdan çalışmamızla paralel sonuçlara varılmıştır.

Oblik kuvvet uygulamasında; iki implantlı topuz başlı modeldeki en yüksek minimum asal gerilme (basma gerilmesi) değeri, kortikal kemikte implantın servikal seviyesinde bukkalde izlenirken; iki implantlı barlı modeldeki en yüksek değer de yine aynı seviyede mesiobukkalde bulunmuştur. Dört implantlı barlı modelde oblik kuvvet uygulamasından sonra elde edilen en yüksek minimum asal gerilme değeri ise; öndeği implantta kortikal kemikte implantın servikalinde mesiobukkalde elde edilmiştir. Dört implantlı barlı planlamada düşey ve oblik yük uygulamalarında en yüksek çekme gerilme değerleri arkadaki implantta elde edilmiştir. Yatay yükte ise; öndeği implant çevresinde en yüksek çekme gerilme değerleri bulunmuştur. Aynı şekilde, dört implantlı planlamada düşey ve yatay yük uygulamalarında en yüksek basma gerilme değerleri arkadaki implantta tespit edilmiştir. Oblik yükte ise öndeği implantta en yüksek basma gerilme değerleri saptanmıştır. Bu durumda düşey yüklemeye en yüksek çekme ve basma değerleri hep arkadaki implantta elde edilmiştir. Öndeği implantta, yatay kuvvette çekme gerilmesinde, oblik kuvvette basma gerilmesinde; arkadaki implantta ise, yatay kuvvette basma gerilmesinde, oblik kuvvette çekme gerilmesinde yüksek değerler saptanmıştır.

Benzer şekilde dört implantlı modelimizde nicel olarak basma gerilmesinde elde edilen en yüksek değer -5.04 MPa ile öndeği implantta elde edilmiştir. Aynı kuvvet uygulamasında arkadaki implantta çok az bir farkla bu değer -4.57 MPa olarak saptanmıştır. İki implantlı barlı modelde ise, bu değerin -15.33 MPa gibi çok yüksek değerlere ulaştığı gözlenmiştir. Zararlı etkileri kabul edilen oblik kuvvetin barlı modellerde implant sayısına bağlı olarak, gerilme değerlerinde büyük farklılıklara yol açtığı dikkati çekmektedir.

Kenney ve Richards⁷⁶, iki implant destekli topuz başlı ve barlı *overdenture*'larda fotoelastik yöntemle gerilme dağılımını incelemiştir. Oblik yüklemede, çalışmamızın sonuçlarına benzer şekilde, iki üst yapıdan barının az bir farkla daha fazla gerilme yoğunluğuna neden olduğu tespit edilmektedir. Araştırmalarında, düşey yüklemede iki üst yapı türü arasında gerilme dağılımlarında barlı model daha yüksek gerilme yoğunluğu görüntüleri vermiştir. Çalışmamızda elde edilen değerlere göre ise; Kenney ve Richards'ın araştırmasından farklı olarak, düşey yük uygulandığında, en yüksek basma gerilme değerleri iki implantlı topuz başlı modelde elde edilmiştir. Araştırmacılar, iki implant destekli barlı üst yapının gerilme dağılımları yönünden daha dezavantajlı olduğu sonucuna varmışlardır. Sonuçtaki bu farklılığa rağmen, gerek araştırmamızda gerekse söz konusu çalışmadaki bu farklılığın nicel olarak önemsiz olduğu görülmektedir. Bu farklılığın, adı geçen araştırmacıların tercih ettikleri fotoelastik yöntemde, kullandığımız SEY'ne kıyasla, nicel açıdan daha çok yorumu bağlı sonuçlar elde edilmesinden kaynaklandığı düşünülmektedir. Fotoelastik yöntemin değerlendirilmesinde kullanılan saçakların yorumlanmasında olası farklılıklar göz önüne alındığında, çalışmamızda teorik ortamda elde edilen nicel değerin gerçeğe daha yakın sonuçlar verebileceği görülmektedir.

Meijer ve arkadaşlarının¹⁰⁴ dört implantlı topuz başlı ve barlı üst yapı tipini de içeren bir başka çalışmalarındaki en yüksek gerilme değerleri incelendiğinde, orta derecede rezorbsiyon izlenen mandibula modelinde üç boyutlu SEY ile yaptıkları araştırmada iki implantlı topuz başlı ve barlı ile dört implantlı barlı üst yapılara ait gerilme değerlerinin, düşey yükteki birkaç değer hariç, elde edilen gerilme değerleri ile uyumlu olduğu görülmüştür. Bu farklı değerlerin nedeninin ise, kemik ve implantların modellenmesindeki değişikliklerden kaynaklanabileceği düşünülmektedir.

Üç boyutlu sonlu elemanlar analizi ile implantlarda yapılan ilk çalışmalardan olan Borchers ve Reichart'ın²¹ aluminyum oksit implantlara düşey ve yatay kuvvet uygulamasında, özellikle yatay yüklemelerle implant çevresindeki kemiğin servikalinde yüksek basma gerilme değerleri saptanmıştır. İncelenen implant malzemesinin farklılığına rağmen, araştırmamızda da benzer şekilde kullanılan titanyum implant çevresindeki en yüksek basma gerilme değerleri implant servikalinde ortaya çıkmıştır.

Chen ve arkadaşlarının³² üç boyutlu SEY ile gerçekleştirdiği araştırmada, çalışmamızdan farklı olarak, tek implantta gelen düşey kuvvet sonrasında ortaya çıkan maksimum ve minimum asal gerilme ve Von Mises gerilme değerleri incelenmiştir. Hem maksimum ve minimum asal gerilme hem de Von Mises gerilme dağılımlarında en yüksek değerlerin elde edildiği yerler çoğunlukla servikalde ortaya çıkmıştır. Bu durum çalışmamızdaki bulguları desteklemektedir.

Lozada ve arkadaşları⁹¹ servikal bölgesi yivli ve yivsiz hidroksiapatit kaplı implantlarda üç boyutlu SEY ile kemikteki basma ve çekme gerilmelerini değerlendirmiştir. Sonuçta; en yüksek basma gerilmeleri implantların servikalinde kortikal kemikte tespit edilmiştir.

Misch ve İsmail¹¹⁶ ise, doğal diş-implant destekli sabit bölümlü protezlerde doğal diş ve implant destekleri karşılaştırıldıkları üç boyutlu çalışmalarında, en yüksek basma gerilmesi yoğunlaşmalarının gerek düşey gerekse yatay yüklemelerde, implantlarda daha çok servikalde, dişlerde ise kök apeksinde oluştuğunu bildirmiştir. Doğal dişlerde gelen kuvvetlere karşı koruyucu mekanizma görevi yapan periodonsiyumun implantlarda bulunmaması, en yüksek gerilme değerlerinin implantlarda servikaldeki kortikal kemikte yoğunlaşması, klinikte uygun olmayan yüklemelerde, implantlarda mesial ve distalde başlayan kemik yıkımının nedenlerini açıklamaktadır.

Labaig ve arkadaşları⁸⁸ ise; diş destekli *overdenture*'larda farklı büyüklüklerde düşey yüklerin etkisini fotoelastik yöntemle incelemiştir. Barlı ve topuz başlı üst yapılarda, dişleri koruyan bir periodonsiyumun bulunması ile en yüksek basma gerilme değerleri apeksde yoğunlaşmıştır.

Çalışmamızda, düşey yükte Von Mises gerinim için en yüksek değerler, dört implantlı barlı modelde arkadaki implantın ortasında spongioz kemikte gözlenirken; yatay ve oblik yükler için en yüksek Von Mises gerinim değerlerinin iki implantlı barlı modelde kortikal kemikte implantın servikalinde yerlesiği izlenmektedir.

İki implantlı topuz başlı ve barlı modeller ile dört implantlı barlı modele her üç kuvvetin uygulanmasında, Von Mises gerilme değerlerinin en yüksek olanlarının kortikal kemik seviyesinde implantın servikalinde toplanması dikkat çekicidir. Benzer şekilde, en düşük Von Mises gerilme değerlerinin de implantın içerisinde ve apekste spongioz kemikte elde

edildiği izlenmektedir. Bu sonuçlar klinikte implantların kaybedilmesine neden olan kemik erimesinin servikalde mesial veya distalde oluşması ile de desteklenmektedir.

Menicucci ve arkadaşları da¹⁰⁶, yine iki implant destekli topuz başlı ve barlı üst yapı planlamalı *overdenture*'lara gelen 35 N'luk düşey kuvvetin etkilerini üç boyutlu SEY ile incelemiştir. Çalışmamızdaki modelden farklı olarak, modellerinin dış sınırlarını önce “digitizer” adı verilen dışardan geometrik bilgi girişi yapabilen bir aletle oluşturup, daha sonra içteki spongioz kemiği, dıştaki kortikal kemiğe yaklaşık kalınlıklar vererek, modellemişler ve sadece düşey yük uygulamasındaki etkileri incelemiştir. Elde ettikleri en yüksek Von Mises gerilme değerlerinin implantın servikalindeki kortikal kemikte yer aldığı bildirmiştir. Topuz başlı modelde implantların distalinde ve barlı modelde implantların mesialinde elde ettikleri bu değerler çalışmamızdaki iki implantlı topuz başlı ve barlı planlama bulguları ile benzerdir.

Chen ve arkadaşlarının³² daha önce de bahsedilen tek implant çevresinden üç boyutlu SEY ile elde ettikleri en yüksek Von Mises gerilme değerleri de çalışmamızdaki bulgulara benzer olarak servikalde yer almıştır.

Papavasiliou ve arkadaşları¹²⁴ yaptıkları sonlu elemanlar analizinde, en yüksek Von Mises gerilme değerlerinin kortikal kemikte yoğunlaştığını ve oblik yüklerle oluşan gerilmelerin düşey yüklemelere göre yaklaşık 10 kez daha fazla gerilmeye yol açtığını bildirmiştir. Çalışmamızda da kortikal kemikte yoğunlaşan Von Mises gerilme değerleri oblik kuvvettekinin ortalama dört katı kadardır.

Teixeira ve arkadaşlarının da¹⁵⁶ benzer yöntemle yaptığı üç boyutlu araştırmada, 100 N'luk düşey yük altında farklı uzunluktaki kemik kesitleri içerisine yerleştirilmiş titanyum implantın Von Mises gerilme değerleri incelenmiştir. Modellerdeki ortak nokta, hepsinde implantın servikal seviyesinde kortikal kemikte elde edilen Von Mises gerilme değerlerinin spongioz kemiktekilerden oldukça fazla olmasıdır. Bu durum, çalışmamızda olduğu gibi, benzer pek çok araştırmada da elde edilmiş bir sonuçtur.

Oldukça esnek bir malzeme ile kaplanmış titanyum implantlarda Meijer ve arkadaşlarının⁹⁸ üç boyutlu SEY ile yaptıkları çalışmada da yine düşey, yatay ve oblik yüklemelerde implant boynu çevresindeki Von Mises gerilme değerlerinin implantın ortası ve

apeksindekilere oranla daha yüksek olduğu tespit edilmiştir. Bu duruma, kortikal kemiğin spongiozdan on kat daha az esnek olmasının yol açtığını ifade etmişlerdir.

Çalışmamızın içinde yer alan, dört implant destekli barlı modelde ön ve arkadaki implantlar Von Mises gerinim ve gerilme değerleri açısından incelendiğinde; tüm yük uygulamalarında en yüksek Von Mises gerinim ve gerilme değerlerinin sıkılıkla arkadaki implantta ortaya çıktıgı görülmektedir.

Tüm bu sonuçların ışığında, çalışmamızda; üç yöndeki kuvvet uygulamalarında çekme ve basma gerilme değerlerinde topuz başlı ve barlı modellerdeki farklılıklar incelendiğinde;

Tüm kuvvetler içinde, oblik kuvvet uygulandığında ortaya çıkan en yüksek basma gerilme değeri iki implantlı barlı modelde -15.33 MPa, iki implantlı topuz başlı modelde -14.16 MPa ve dört implantlı barlı modelde öndeği implantta -5.04 MPa, arkadaki implantta -4.57 MPa'dır. İki implantlı barlı modelde oblik ısimra kuvveti uygulamasından sonra, basma gerilme değerlerinin iki implantlı topuz başlı modeldeki basma değerlerinden yüksek olması, lateral yükler sırasında ortaya çıkan bileşke vektörleri ile açıklanabilmektedir⁹⁹. En yüksek çekme gerilme değeri iki implantlı topuz başlı modelde 11.07 MPa, iki implantlı barlı modelde 10.14 MPa ve dört implantlı barlı modelde arkadaki implantta 10.61 MPa, öndeği implantta 1.37 MPa olarak tespit edilmiştir. İki implantlı topuz başlı model üzerine dağılan yükle en yüksek asal gerilmelerdeki azalmanın doğrusal olmaması sadece oblik ısimra kuvvetinde değil; aynı zamanda diğer iki ısimra kuvveti yönüne ait sonuçlarda da gözlenmektedir. Bu durum, implantlara komşu kemikteki gerilmelerin artma nedenlerinden biri olan, kemiğin tamamının şekil değiştirmesi (deformasyonu) ile açıklanabilir.

Oblik ısimra kuvveti uygulandığında, iki implantlı topuz başlı ve barlı modellerde en yüksek çekme gerilme sonuçlarının dört implantlı modeldekinden oldukça fazla olduğu, ancak düşey ve yatay doğrultulardaki ısimra kuvvetlerinde ise, daha az farklılık olduğu gözlenmektedir. En yüksek basma gerilme değerlerinde de, oblik kuvvet uygulandığında farklılaşma fazla olurken; yine yatay ve düşey ısimra kuvveti uygulanan iki implantlı ve dört implantlı modeller arasında bu değerlerde büyük farklılıklar olmamaktadır. Dört implantlı barlı modeldeki tüm değerlerin, iki implantlı topuz başlı ve barlı modellerdeki

değerlerden daha düşük olduğu görülmektedir. Bu durum, implant sayısının artırılmasıyla gerilme dağılımında farklılıklar oluştuğunu göstermektedir.

İki implantlı topuz başlı modelde, düşey ve yatay yüklemelerde, en yüksek çekme gerilme değerleri implant servikalinde bukkalde ve oblik yüklemede implant servikalinde lingualde izlenirken; en yüksek basma gerilme değerleri de düşey ve yatay yüklemelerde aynı seviyede distalde ve distolingualde, oblikte ise bukkalde saptanmaktadır. Modellerdeki üst yapı planlamalarına oblik kuvvetin lingualden uygulanması söz konusu olduğundan, bu yüklemede ortaya çıkan en yüksek basma gerilme değerlerinin bulunduğu yerler, bekleniği gibi, implantın servikalinde bukkalde ya da mesiobukkalde elde edilmektedir. İki implantlı barlı modelde, düşey ve yatay yüklemelerde, en yüksek çekme gerilme değerleri implantın servikalinde mesiobukkalde ve oblik yüklemede distolingualde gözlenirken; en yüksek basma gerilme değerleri de düşey ve yatay yüklemede implantın servikalinde mesiobukkalde, yatay yüklemede ise distolingualde bulunmaktadır.

Dört implantlı barlı modelde, en yüksek çekme gerilme değerleri düşey ve yatay yüklemede implantın servikalinde mesialde, oblik yüklemede distolingualde elde edilirken; en yüksek basma gerilme değerleri ise; implantın servikalinde olacak şekilde düşeyde distobukkalde, yatayda distolingualde ve oblikte mesiobukkalde saptanmaktadır. Genellikle, en yüksek değerlerin elde edildiği en kritik bölge olan implant servikalinde çekme ve basma gerilmeleri yoğunlaşmaktadır. Bu alanın implantın ağız içine açıldığı yer olması, özellikle yetersiz ağız hijyeninin bulunduğu implant hastalarında bölgenin önemini artırmaktadır. Geç dönem başarısızlıklarının büyük bir kısmı implantların boynu çevresinde mesial ve distalden başlayan açısal kemik defektleriyle ortaya çıkmaktadır^{79,86,103,117,153,162}. Araştırmamızda iki değişik üst yapı türü uygulanan iki implant ve dört implant destekli modellerin gerilme değerlerindeki nicel farklılıklar da dikkate alındığında, implant sayısı ve üst yapı planlamasının başarısızlıktaki önemi bir kez daha sergilenmektedir.

Düşey, yatay ve oblik kuvvetler uygulandıktan sonra elde edilen en yüksek maksimum ve minimum asal gerilmelerin, iki implantlı topuz başlı modeldeki en yüksek maksimum asal gerilmenin yerleşimi hariç, diğer iki ve dört implantlı barlı modellerde implantların servikalinde ortaya çıktıgı görülmüştür. İki implantlı topuz başlı modelde ise, en yüksek maksimum asal gerilme düşey kuvvette implantın apeksi dışında kortikal kemikte

saptanmıştır. Barlı üst yapı planlamalarından farklı olarak, en yüksek maksimum asal gerilmenin iki implantlı topuz başlı planlamada implant apeksinde çıkması, topuz başlı üst yapının barlıya göre daha bağımsız hareket edebilmesine bağlanabilir.

Düşey ısimra kuvveti uygulandığında; hem çekme hem de basma tipi gerilmeler diğer iki doğrultudaki ısimra kuvvetlerinin gerilme değerleri ile kıyaslandığında daha düşük olarak tespit edilmiştir. En büyük çekme ve basma gerilmelerinin saptandığı yerlerde kuvvetin uygulandığı yönün etkisi vardır. Yatay ısimra kuvveti ile oluşan çekme ve basma gerilmesi de oblik ısimra kuvveti ile olanlardan daha düşüktür. Ayrıca, oblik ısimra kuvvetleri ile ortaya çıkan çekme ve basma gerilmeleri mutlak değer olarak incelendiğinde, çekmede elde edilen değerler basmaya göre daha düşüktür. Bu üç ısimra kuvvetinin etkilerini incelerken; çiğneme kaslarının aktivite farklılıklarını bu sonuçlara açıklama getirebilir.

Meijer ve arkadaşlarının¹⁰³ implant destekli *overdenture*'larda farklı üst yapı tasarımları için gerçekleştirdikleri üç boyutlu sonlu elemanlar analizinde iki implantlı topuz başlı, iki implantlı açılı barlı ve dört implantlı barlı tasarımların oluşturduğu çekme ve basma gerilmeleri incelenmiştir. İki implantlı açılı barın topuz başlı ve dört implantlı barlıya göre en yüksek çekme ve basma gerilme değerlerini oluşturuğu tespit edilmiştir. Araştırmacıların elde ettikleri en önemli sonuç; eğer iki implant birbirinden uzak yerleştirilerek açılı bar uygulanması gerekiyorsa, en kötü sonucun bu planlamadan elde edildiği; ideal olanın ise, eğer anatomik ve ekonomik engel yoksa, dört implantlı barlı bir üst yapı yapılması şeklindedir. Araştırmamızda iki implantlı açılı barlı durum incelenmemiştir. Sonuç olarak, bu araştırmada olduğu gibi çalışmamızda da, yükün dört implantlı barlı modeldeki gibi, dört implantta bölündüğü durumda daha olumlu sonuçların elde edildiği göz önüne alınarak, mandibular *overdenture*'lar için en uygun planlama şeklinin, olabiliyorsa, dört implant destekli barlı uygulamalar, eğer bu durum gerçekleştirilemiyorsa iki implant destekli topuz başlı planlamalar olacağı benimsenmektedir.

İmplant destekli, topuz başlı ve barlı üst yapıların tercih edildiği mandibular *overdenture*'larla ilgili olarak, araştırmacıların, klinikte hasta takiplerinde tespit ettikleri gibi, çevresel kemik rezorbsiyonlarının daha çok iki implantlı barlı üst yapılarda izlenmesi de çalışmamızın sonuçlarını destekler niteliktetir.^{13,18,19,62,121,122,153}

Klinik araştırmaların pek çoğundan edinilen bilgiler de, implant destekli *overdenture*'lardaki implantların kaybedilme nedenleri arasında üst yapılardaki yanlış tasarımlar sonucu oluşan aşırı yüklenmeler ve gerilmelerin ilk sıralarda yer aldığıni doğrulamaktadır^{19,60,62,94,129,153,158}. Bu nedenlerle, gerek klinik gözlemler gerekse çalışmalarımız ve benzer araştırma sonuçları değerlendirilerek oluşturulan üst yapı planlamaları, implantların uzun süreli başarılarında etken olacaktır.

BÖLÜM 5

SONUÇ

Bu üç boyutlu sonlu eleman çalışması ile ulaşılan sonuçlar aşağıdaki şekilde özetlenebilir:

1. İki implantlı topuz başlı modelde elde edilen en yüksek çekme ve basma gerinim değerleri, oblik ıslırma kuvvetleri uygulandığında, implantın servikalinde tespit edilmiştir.
2. İki implantlı barlı modelde elde edilen en yüksek çekme ve basma gerinim değerleri de, yine oblik ıslırma kuvveti ile implantın servikalinde izlenmiştir.
3. Dört implantlı barlı modelde elde edilen en yüksek çekme ve basma gerinim değerleri de aynı şekilde, oblik kuvvet uygulandığında arkadaki implantta, implantın servikalinde tespit edilmiştir.
4. İki implantlı topuz başlı ve barlı modeller kıyaslandığında elde edilen en yüksek çekme ve basma gerinim değerleri yatay ve oblik kuvvet uygulamalarında barlı modelde izlenmiştir.
5. İki ve dört implantlı barlı modeller kıyaslandığında en yüksek çekme ve basma gerinim değerlerinin iki implantlı modelde olduğu görülmüştür.
6. İki implantlı topuz başlı, iki ve dört implantlı barlı modellerde tüm yönlerdeki yüklemede en yüksek maksimum ve minimum asal gerilmeler, genellikle implantın servikal çevresinde konumlanmıştır. Sadece iki implantlı topuz başlı ve dört implantlı barlı modelde öndeği implantta düşey yük uygulandığında, elde edilen en yüksek değerler implantın apeksinde izlenmiştir.

7. İki implantlı topuz başlı modelde elde edilen en yüksek çekme ve basma gerilme değerleri, oblik yük uygulandığında saptanmıştır.
8. İki implantlı barlı modelde elde edilen en yüksek çekme ve basma gerilme değerleri de, yine oblik yük uygulandığında izlenmiştir.
9. Dört implantlı barlı modelde elde edilen en yüksek çekme gerilme değeri oblik kuvvet uygulandığında arkadaki implantta, basma gerilme değeri ise yine aynı yöndeki kuvvet uygulamasında öndeği implantta tespit edilmiştir.
10. İki implantlı topuz başlı ve barlı modeller kıyaslandığında; en yüksek çekme gerilme değeri, oblik kuvvet uygulanmasında topuz başlı modelde elde edilirken; en yüksek basma gerilme değeri yine oblik kuvvette ancak bu defa barlı modelde saptanmıştır.
11. İki ve dört implantlı barlı modeller kıyaslandığında, en yüksek çekme gerilme değerinin oblik kuvvette dört implantlıda arkadaki implantta, en yüksek basma gerilme değerinin ise yine aynı kuvvet uygulamasında iki implantlı modelde ortaya çıktığı izlenmiştir.
12. Çene üzerine gelen düşey çiğneme kuvvetleri mandibulanın geometrisine bağlı şekilde değişikliği ile gerilme dağılımı üzerinde etkili olmuştur.

KAYNAKLAR

1. ABRAHAMS, J.J.: Anatomy of the Jaw Revisited with a Dental CT Software Program, Am. J. Neuroradiol., 14, 979-90. (1993).
2. AKAGAWA, Y., WADAMOTO, M., SATO, Y., TSURU, H.: The Three-dimensional Bone Interface of an Osseointegrated Implant: A Method for Study, J. Prosthet. Dent., 68, 813-6. (1992).
3. AKPINAR, İ., DEMİREL, F., PARNAS, L., ŞAHİN, S.: A Comparison of Stress and Strain Distribution Characteristics of Two Different Rigid Implant Designs for Distal-extension Fixed Prostheses, Quintessence Int., 27, 11-7. (1996).
4. ALACAM, T.: Endodonti, GÜBYYO Yayınları, Ankara, (1990).
5. ASSIF, D., MARSHAK, B., HOROWITZ, A.: Analysis of Load Transfer and Stress Distribution by an Implant-supported Fixed Partial Denture, J. Prosthet. Dent., 75, 285-91. (1996).
6. AYDIN, C.: Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemiyle Üç Ayrı Adheziv Köprü Modifikasyonunda Kuvvet Dağılımının İncelenmesi, Doktora Tezi, Gazi Univ. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Ankara (1994).
7. AYDIN, K., TEKKAYA, E.: Stresses Induced by Different Loadings Around Weak Abutments, , J. Prosthet. Dent., 68, 879-84. (1992).
8. BABBUSH, C.A.: Dental Implants: Principles and Practice, First Edition, W.B. Saunders Company, Philadelphia, (1991).
9. BAGAMBISA, F.B., KAPPERT, H.F., SCHILLI, W.: Interfacial Reactions of Osteoblasts to Dental and Implant Materials, J. Oral Maxillofac. Surg., 52, 52-6. (1994).
10. BAIAMONTE, T., ABBATE, M.F., PIZZARELLO, F., LOZADA, J., JAMES, R.: The Experimental Verification of the Efficacy of Finite Element Modeling to Dental Implant Systems, J. Oral Implantol., 22, 104-10. (1996).

11. BALFOUR, A., O'BRIEN, G.R.: Comparative Study of Antirotational Single Tooth Abutments, *J. Prosthet. Dent.*, 73, 36-43. (1995).
12. BECKER, M.J.: Ancient "Dental Implants": A Recently Proposed Example from France Evaluated with Other Spurious Examples, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 14, 19-29. (1999).
13. BESIMO, C., GRABER, G., SCHAFFNER, T.: Hybridprotetische implantatgetragene Suprastrukturen im zahnlosen Unterkiefer, *ZWR*, 100, 12-6. (1991).
14. BEUMER, J., HAMADA, M.O., LEWIS, S.: A Prosthetic Overview, *Int. J. Prosthodont.*, 6, 126-30. (1993).
15. BIDEZ, M.W., BERRY, J.L., THEIM, J.M., LAKSHMINARAYANAN, A.V.: A 3-D Finite Element Model of an Edentulous Human Mandible, *Adv. Bioeng.*, 17, 119-20. (1990).
16. BIDEZ, M.W., CHEN, Y., MCLOUGHLIN S.W., ENGLISH, C.E.: Finite Element Analysis (FEA) Studies in 2.5-mm Round Bar Design: The Effects of Bar Length and Material Composition on Bar Failure, *J. Oral Implantol.*, 18, 122-8. (1992).
17. BIDEZ, M.W., CHEN, Y., MCLOUGHLIN S.W., ENGLISH, C.E.: Finite Element Analysis of Four-Abutment Hader Bar Design, *Implant Dent.*, 2, 171-6. (1993).
18. BLOCK, M.S., KENT, J.N.: Prospective Review of Integral Implants, *Dent. Clin. North Am.*, 36, 27-37. (1992).
19. BOERRIGTER, E.M., VAN OORT, R.P., RAGHOEBAR, G.M., STEGENGA, B., SCHOPEN, P.J., BOERING, G.: A Controlled Clinical Trial of Implant-retained Mandibular Overdentures: Clinical Aspects, *J. Oral Rehabil.*, 24, 182-90. (1997).
20. BOLIN, A., ELIASSON, S.: Panoramic and Tomographic Dimensional Determinations for Maxillary Osseointegrated Implants - Comparison of the Morphologic Information Potential of Two and Three Dimensional Radiographic Systems, *Swed. Dent. J.*, 19, 65-71. (1995).
21. BORCHERS, L., REICHART, P.: Three-dimensional Stress Distribution Around a Dental Implant at Different Stages of Interface Development, *J. Dent. Res.*, 62, 155-9. (1983).

22. BROOKS, S.L.: Computed Tomography, Dent. Clin. North Am., 37, 575-90. (1993).
23. BROWN, D.: All You Wanted to Know About Titanium, But Were Afraid to Ask, Br. Dent. J., 182, 393-4. (1997).
24. BURNETT, D.S.: Finite Element Analysis - From Concepts to Applications, First Edition, Addison-Wesley Publishing Company, Massachusetts, (1988).
25. BURNS, D.R., UNGER, J.W., ELSWICK, JR., R.K., BECK, D.A.: Prospective Clinical Evaluation of Mandibular Implant Overdentures: Part I - Retention, Stability, and Tissue Response, J. Prosthet. Dent., 73, 354-63. (1995).
26. BURNS, D.R., UNGER, J.W., ELSWICK, JR., R.K., GIGLIO, J.A.: Prospective Clinical Evaluation of Mandibular Implant Overdentures: Part II - Patient Satisfaction and Preference, J. Prosthet. Dent., 73, 364-9. (1995).
27. BYARS, E.F., SNYDER, R.D., PLANTS, H.L.: Engineering Mechanics of Deformable Bodies, Fourth Edition, Harper and Row Publishers, New York, (1983).
28. CARLSSON, G.E., LINDQUIST, L.W.: Ten Year Longitudinal Study of Masticatory Function in Edentulous Patients Treated with Fixed Complete Dentures on Osseointegrated Implants, Int. J. Prosthodont., 7, 448-53. (1994).
29. CASWELL, C.W., CLARK, A.E.: Dental Implant Prosthodontics, J. B. Lippincott Company, Philadelphia, (1991).
30. CHAPMAN, R.J.: Principles of Occlusion for Implant Prostheses: Guidelines for Position, Timing, and Force of Occlusal Contacts, Quintessence Int., 20, 473-80. (1989).
31. CHEN, Y., BIDEZ, M.W., MCLOUGHLIN, S.W., ENGLISH, C.E.: FEA Studies of Hader Bar Design: Material Considerations, Adv. Bioeng., 17, 121-2. (1990).
32. CHEN, J., LU, X., PAYDAR, N., AKAY, H.U., ROBERTS, W.E.: Mechanical Simulation of the Human Mandible with and without an Endosseous Implant, Med. Eng. Phys., 16, 53-61. (1994).

33. CIBIRKA, R.M., RAZZOOG, M.E., LANG, B.R., STOHLER, C.S.: Determining the Force Absorption Quotient for Restorative Materials Used in Implant Occlusal Surfaces, *J. Prosthet. Dent.*, 67, 361-4. (1992).
34. CLELLAND, N.L., LEE, J.K., BIMBENET, O.C., BRANTLEY, W.A.: A Three-dimensional Finite Element Stress Analysis of Angled Abutments for an Implant Placed in the Anterior Maxilla, *J. Prosthod.*, 4, 95-100. (1995).
35. CORDIOLI, G., MAJZOUB, Z., CASTAGNA, S.: Mandibular Overdentures Anchored to Single Implants: A Five-year Prospective Study, *J. Prosthet. Dent.*, 78, 159-65. (1997).
36. CRAIG, R.G.: *Restorative Dental Materials*, Eighth Edition, The C.V. Mosby Company, St. Louis, (1989).
37. CUNE, M.S., DE PUTTER, C., HOOGSTRATEN, J.: Treatment Outcome with Implant-retained Overdentures: Part I - Clinical Findings and Predictability of Clinical Treatment Outcome, *J. Prosthet. Dent.*, 72, 144-51. (1994).
38. CUNE, M.S., DE PUTTER, C., HOOGSTRATEN, J.: Treatment Outcome with Implant-retained Overdentures: Part II - Patient Satisfaction and Predictability of Subjective Treatment Outcome, *J. Prosthet. Dent.*, 72, 152-8. (1994).
39. DALLY, J.W., RILEY, W.F.: *Experimental Stress Analysis*, First Edition, McGraw-Hill Book Company, New York, (1965).
40. DAVODI, A., NISHIMURA, R., BEUMER III, J.: An Implant-supported Fixed-removable Prosthesis with a Milled Tissue Bar and Hader Bar Clip Retention as a Restorative Option for the Edentulous Maxilla, , *J. Prosthet. Dent.*, 78, 212-7. (1997).
41. DE BOER, J.: Edentulous Implants: Overdenture Versus Fixed, *J. Prosthet. Dent.*, 69, 386-90. (1993).
42. DE GRANDMONT, P., FEINE, J.S., TACHE, R., BOUDRIAS, P., DONOHUE, W.B., TANGUAY, R., LUND, J.P.: Within-subject Comparisons of Implant-supported Mandibular Prostheses: Psychometric Evaluation, *J. Dent. Res.*, 73, 1096-104. (1994).

43. DEINES, D.N., EICK, J.D., COBB, C.M., BOWLES, C.Q., JOHNSON, C.M.: Photoelastic Stress Analysis of Natural Teeth and Three Osseointegrated Implant Designs, *Int. J. Periodont. Rest. Dent.*, 13, 541-9. (1993).
44. DENISSEN, H.W., KALK, W., VELHUIS, A.A.H., VAN DEN HOOF, A.: Eleven-year Study of Hydroxyapatite Implants, *J. Prosthet. Dent.*, 61, 706-12. (1989).
45. DIETRICH, U., TETSCH, P.: Grundlagen zur zahnärztlichen Implantologie, *Quintessenz*, 41, 7-13. (1990).
46. ECKERT, S.E., LANEY, W.R.: Patient Evaluation and Prosthodontic Treatment Planning for Osseointegrated Implants, *Dent. Clin. North Am.*, 33, 599-619. (1989).
47. EISENBERG, M.A.: Introduction to the Mechanics of Solids, First Edition, Addison-Wesley Publishing Company Inc., USA, (1980).
48. EKFELDT, A., JOHANSSON, L-A., ISAKSSON, S.: Implant-supported Overdenture Therapy: A Retrospective Study, *Int. J. Prosthodont.*, 10, 366-74. (1997).
49. EL CHARKAWI, H.G., EL WAKAD, M.T., NASER, M.E.: Modification of Osseointegrated Implants for Distal-extension Prostheses, *J. Prosthet. Dent.*, 64, 469-72. (1990).
50. EL CHARKAWI, H.G., ZEKRY, K.A., EL WAKAD, M.T.: Stress Analysis of Different Osseointegrated Implants Supporting a Distal-extension Prosthesis, *J. Prosthet. Dent.*, 72, 614-22. (1994).
51. FARAH, J.W., CRAIG, R.G., MEROUEH, K.A.: Finite Element Analysis of a Mandibular Model, *J. Oral Rehabil.*, 15, 615-24. (1988).
52. FEINE, J.S., DE GRANDMONT, P., BOUDRIAS, P., BRIEN, N., LA MARCHE, C., TACHE, R., LUND, J.P.: Within-Subject Comparisons of Implant-supported Mandibular Prostheses: Choice of Prosthesis, *J. Dent. Res.*, 73, 1105-11. (1994).
53. FONTIJN-TEKAMP, F.A., SLAGTER, A.P., van't HOF, M.A., GEERTMAN, M.E., KALK, W.: Bite Forces with Mandibular Implant-retained Overdentures, *J. Dent. Res.*, 77, 1832-9. (1998).

54. GEERTMAN, M.E., BOERRIGTER, E.M., VAN WAAS, M.A.J., VAN OORT, R.P.: Clinical Aspects of a Multicenter Clinical Trial of Implant-retained Mandibular Overdentures in Patients with Severely Resorbed Mandibles, *J. Prosthet. Dent.*, 75, 194-204. (1996).
55. GEERTMAN, M.E., SLAGTER, A.P., VAN WAAS, M.A.J., KALK, W.: Commminution of Food with Mandibular Implant-retained Overdentures, *J. Dent. Res.*, 73, 1858-64. (1994).
56. GROSSMANN, L.I.: Endodontic Practice, Eighth Edition, Lea&Febiger, Philadelphia, (1974).
57. GUCKES, A.D., COOPER, L.F.: Conventional and Implant Oral Prostheses, Clinics In Geriatric Medicine, 8, 643-57. (1992).
58. GUNNE, J., RANGERT, B., GLANTZ, P.O., SVENSSON, A.: Functional Loads on Freestanding and Connected Implants in Three-unit Mandibular Prostheses Opposing Complete Dentures: An in vitro Study, *Int. J. Oral Maxillofac.Implants*, 12, 335-41. (1997).
59. HARALDSON, T., JEMT, T., STALBLAD, P., LEKHOLM, U.: Oral Function in Subjects with Overdentures Supported by Osseointegrated Implants, *Scand. J. Dent. Res.*, 96, 235-46. (1988).
60. HARLE, T.J. ANDERSON, J.D.: Patient Satisfaction with Implant-supported Prostheses, *Int. J. Prosthodont.*, 6, 153-62. (1993).
61. HENRY, P.J., BOWER, R.C., WALL, C.D.: Rehabilitation of the Edentulous Mandible with Osseointegrated Dental Implants: 10 Year Follow-up, *Austr. Dent. J.*, 40, 1-9. (1995).
62. HERTEL, R.C., KALK, W.: Influence of the Dimensions of Implant Superstructure on Peri-implant Bone Loss, *Int. J. Prosthodont.*, 6, 18-24. (1993).
63. HO, M-H., LEE, S., CHEN, H-H., LEE, M-C.: Three-dimensional Finite Element Analysis of the Effects of Posts on Stress Distribution in Dentin, *J. Prosthet. Dent.*, 72, 367-72. (1994).

64. HOBKIRK, J.A., TANNER, S.R.R.: Load Transmission in Implant Superstructures Supported by Natural Teeth and Osseointegrated Dental Implants. A Preliminary Report, *Eur. J. Prosthodont. Rest. Dent.*, 3, 101-5. (1995).
65. HOBO, S., ICHIDA, E., GARCIA, L.T.: *Osseointegration and Occlusal Rehabilitation*, First Edition, Quintessence Publishing Company, Tokyo, (1990).
66. HOLMAN, J.P.: *Experimental Methods for Engineers*, Third Edition, McGraw-Hill Book Company, New York, (1978).
67. HOLMES, D.C., HAGANMAN, C.R., AQUILINO, S.A.: Deflection of Superstructure and Stress Concentrations in the IMZ Implant System, *Int. J. Prosthodont.*, 7, 239-46. (1994).
68. HOLMGREN, E.P., SECKINGER, R.J., KILGREN, L.M., MANTE, F.: Evaluating Parameters of Osseointegrated Dental Implants Using Finite Element Analysis-A Two-dimensional Comparative Study Examining the Effects of Implant Diameter, Implant Shape, and Load Direction, *J. Oral Implantol.*, 24, 80-8. (1998).
69. ICHIKAWA, T., HORIUCHI, M., WIGIANTO, R., MATSUMOTO, N.: In vitro Study of Mandibular Implant-retained Overdentures: The Influence of Stud Attachments on Load Transfer to the Implant and Soft Tissue, *Int. J. Prosthodont.*, 9, 394-9. (1996).
70. ISMAIL, Y.H., AZARBAL, M., KAPA, S.F.: Conventional Linear Tomography: Protocol for Assessing Endosseous Implant Sites, *J. Prosthet. Dent.*, 73, 153-7. (1995).
71. JACOBS, R., VAN STEENBERGHE, D., NYS, M., NAERT, I.: Maxillary Bone Resorption in Patients with Mandibular Implant-supported Overdentures or Fixed Prostheses, *J. Prosthet. Dent.*, 70, 135-40. (1993).
72. JAMES, R.A., LOZADA, J.L., TRUITT, H.P.: Computer Tomography (CT) Applications in Implant Dentistry, *J. Oral Implantol.*, 17, 10-5. (1991).
73. JENDRESEN, M.D., ALLEN, E.P., BAYNE, S.C., DONOVAN, T.E., HANSSON, T.L., KLOOSTER, J., KOIS, J.C.: Annual Review of Selected Dental Literature: Report of the Committee on Scientific Investigation of the American Academy of Restorative Dentistry, *J. Prosthet. Dent.*, 72, 39-77. (1994).

74. KAMPOSIORA, P., PAPAVASILIOUS, G., BAYNE, S.C., FELTON, D.A.: Finite Element Analysis Estimates of Cement Microfracture Under Complete Veneer Crowns, *J. Prosthet. Dent.*, 71, 435-41. (1994).
75. KAWAHARA, H.: Oral Implantology and Biomaterials - Proceeding of the 3rd International Congress of Implantology and Biomaterials in Stomatology, Osaka, April 27-29 1988, *Progress In Biomedical Engineering*, 7, Elsevier Science Publishers B.V., Amsterdam, (1989).
76. KENNEY, R., RICHARDS, M.W.: Photoelastic Stress Patterns Produced by Implant-retained Overdentures, *J. Prosthet. Dent.*, 80, 559-64. (1998).
77. KITOH, M., MATSUSHITA, Y., YAMAUE, S., IKEDA, H., SUETSUGU, T.: The Stress Distribution of the Hydroxyapatite Implant Under the Vertical Load by the Two-dimensional Finite Element Method, *J. Oral Implantol.*, 14, 65-71. (1988).
78. KNAPP, J.G., SMALL, I.A.: Fixed Mandibular Complete Denture Prostheses Supported by Mandibular Staple Bone Plate Implant, *J. Prosthet. Dent.*, 63, 73-6. (1990).
79. KOHAVI, D.: Complications in the Tissue Integrated Prostheses Components: Clinical and Mechanical Evaluation, *J. Oral Rehabil.*, 20, 413-22. (1993).
80. KOOLSTRA, J.H., Van EIJDEN, T.M.G.J., WEIJS, W.A., NAEIJE, M.: A Three-dimensional Mathematical Model of the Human Masticatory System Predicting Maximum Possible Bite Forces, *J. Biomechanics*, 21, 563-76. (1988).
81. KORIOTH, T.W.P., CHEW, C.B.W., CHUNG, D.H.: Effect of Implant Number on Transverse Bending Moments During Simulated Unilateral Loading of Mandibular Fixed-detachable Prostheses, *J. Oral Implantol.*, 24, 93-6. (1998).
82. KORIOTH, T.W.P., DECHOW, P.C., HANNAM, A.G.: 3-D Finite Element Modeling and Validation of a Dentate Human Mandible, *J. Dent. Res.*, 71, 781. (1992).
83. KORIOTH, T.W.P., HANNAM, A.G.: Deformation of the Human Mandible During Simulated Tooth Clenching, *J. Dent. Res.*, 73, 56-66. (1994).
84. KORKMAZ, T.: İki Değişik Gövde Tasarımında Sabit Porselen Restorasyonlar Üzerine Gelen Okluzal Kuvvetlerin Değişik Bölgelerdeki Dağılımlarının Holografik

Interferometre Yöntemi ile İncelenmesi, Doktora Tezi, Gazi Üniv. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Ankara (1995).

85. KREGZDE, M.: A Method of Selecting the Best Implant Prosthesis Design Option Using Three-dimensional Finite Element Analysis, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 8, 662-73. (1993).
86. KROGH, P.H.J.: Complications Associated with Osseointegrated Implants, Symposium on Anatomical and Biological Conditions Affecting Implant Placement, Am. Assoc. Oral Maxillofac. Surg.- Suppl. *J. Oral Maxillofac. Surg.*, 52 - suppl. 2, 58. (1994).
87. KUCEY, B.K.S.: Implant Placement in Prosthodontics Practice: A Five-year Retrospective Study, *J. Prosthet. Dent.*, 77, 171-6. (1997).
88. LABAIG, C., MARCO, R., FONS, A., SELVA, E.J.: Biodynamics of Attachments Used in Overdentures: Experimental Analysis with Photoelasticity, *Quintessence Int.*, 28, 183-90. (1997).
89. LILL, W., THORNTON, B., REICHSTHALER, J., SCHNEIDER, B.: Statistical Analyses on Success Potential of Osseointegrated Implants: A Retrospective Single-dimension Statistical Analysis, *J. Prosthet. Dent.*, 69, 176-85. (1993).
90. LOCANTE, W.: Implant Prosthodontics: An Anatomic and Physiologic Approach, *J. Oral Implantol.*, 22, 63-4. (1996).
91. LOZADA, J.L., ABBATE, M.F., PIZZARELLO, F.A., JAMES, R.A.: Comparative Three-dimensional Analysis of Two Finite-element Endosseous Implant Designs, *J. Oral Implantol.*, 20, 315-21. (1994).
92. MAEDA, Y., WOOD, W.W.: Finite Element Method Simulation of Bone Resorption Beneath a Complete Denture, *J. Dent. Res.*, 68, 1370-3. (1989).
93. MATSUSHITA, Y., KITOH, M., MIZUTA, K., IKEDA, H., SUETSUGU, T.: Two-dimensional FEM Analysis of Hydroxyapatite Implants: Diameter Effects on Stress Distribution, *J. Oral Implantol.*, 16, 6-11. (1990).
94. MAXSON, B.B., POWERS, M.P., SCOTT, R.F.: Prosthodontic Considerations for the Transmandibular Implant, *J. Prosthet. Dent.*, 63, 554-8. (1990).

95. McGLUMPHY, E.A., LARSEN, P.E., PETERSON, L.J.: Etiology of Implant Complications: Anecdotal Report vs Prospective Clinical Trials, *Comp. Contin. Educ. Dent.*, Suppl. No. 15, S544-8. (1993).
96. MEFFERT, R.M., LANGER, B., FRITZ, M.E.: Dental Implants: A Review, *J. Periodontol.*, 63, 859-70. (1992).
97. MEIJER, G.J., RADDER, A., DALMEIJER, R., DE PUTTER, C., VAN BLITTERSWIJK, C.A.: Observations of the Bone Activity Adjacent to Unloaded Dental Implants Coated with Polyactive or HA, *J. Oral Rehabil.*, 22, 167-74. (1995).
98. MEIJER, G.J., STARMANS, F.J.M., DE PUTTER, C., VAN BLITTERSWIJK, C.A.: The Influence of a Flexible Coating on the Bone Stress Around Dental Implants, *J. Oral Rehabil.*, 22, 105-11. (1995).
99. MEIJER, H.J.A.: A Biomechanical Study on Bone Around Dental Implants in an Edentulous Mandible, Thesis, University of Utrecht, Utrecht (1992).
100. MEIJER, H.J.A., KUIPER, J.H., STARMANS, F.J.M., BOSMAN, F.: Stress Distribution Around Dental Implants: Influence of Superstructure, Length of Implants, and Height of Mandible, *J. Prosthet. Dent.*, 68, 96-102. (1992).
101. MEIJER, H.J.A., STARMANS, F.J.M., BOSMAN, F., STEEN, W.H.A.: A Comparison of Three Finite Element Models of an Edentulous Mandible Provided with Implants, *J. Oral Rehabil.*, 20, 147-57. (1993).
102. MEIJER, H.J.A., STARMANS, F.J.M., STEEN, W.H.A., BOSMAN, F.: A Three-dimensional Finite-element Analysis of Bone Around Dental Implants in an Edentulous Human Mandible, *Archs. Oral Biol.*, 38, 491-6. (1993).
103. MEIJER, H.J.A., STARMANS, F.J.M., STEEN, W.H.A., BOSMAN, F.: Location of Implants in the Interforaminal Region of the Mandible and the Consequences for the Design of the Superstructure, *J. Oral Rehabil.*, 21, 47-56. (1994).
104. MEIJER, H.J.A., STARMANS, F.J.M., STEEN, W.H.A., BOSMAN, F.: A Three-dimensional Finite Element Study on Two Versus Four Implants in an Edentulous Mandible, *Int. J. Prosthodont.*, 7, 271-9. (1994).

105. MEIJER, H.J.A., STARMANS, F.J.M., STEEN, W.H.A., BOSMAN, F.: Loading Conditions of Endosseous Implants in an Edentulous Human Mandible: A Three-dimensional, Finite-element Study, *J. Oral Rehabil.*, 23, 757-63. (1996).
106. MENICUCCI, G., LORENZETTI, M., PERA, P., PRETI, G.: Mandibular Implant-retained Overdenture: Finite Element Analysis of Two Anchorage Systems, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 13, 369-76. (1998).
107. MERICSKE-STERN, R.: Overdentures with Roots or Implants for Elderly Patients: A Comparison, *J. Prosthet. Dent.*, 72, 543-50. (1994).
108. 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*, 13, 36-43. (1998).
109. MERICSKE-STERN, R., GEERING, A.H., BURGIN, W.B., GRAF, H.: Three-dimensional Force Measurements on Mandibular Implants Supporting Overdentures, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 7, 185-94. (1992).
110. MERICSKE-STERN, R., HOFMANN, J., WEDIG, A., GEERING, A.H.: In vivo Measurements of Maximal Occlusal Force and Minimal Pressure Threshold on Overdentures Supported by Implants or Natural Roots: A Comparative Study, Part I, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 8, 641-9. (1993).
111. MERICSKE-STERN, R., PIOTTI, M., SIRTES, G.: 3-D in vivo Force Measurements on Mandibular Implants Supporting Overdentures. A Comparative Study, *Clin. Oral Implants. Res.*, 7, 387-96. (1996).
112. MERICSKE-STERN, R., ZARB, G.A.: Overdentures: an Alternative Implant Methodology for Edentulous Patients, *Int. J. Prosthodont.*, 6, 203-8. (1993).
113. MEROUEH, K.A., WATANABE, F., MENTAG, P.J.: Finite Element Analysis of Partially Edentulous Mandible Rehabilitated with an Osseointegrated Cylindrical Implant, *J. Oral Implantol.*, 13, 215-38. (1987).
114. MILES, D.A., VAN DIS, M.L.: Implant Radiology, *Dent. Clin. North Am.*, 37, 645-68. (1993).

115. MISCH, C.M.: Contemporary Implant Dentistry, First Edition, Mosby-Year Book, Inc., St. Louis, (1993).
116. MISCH, C.M., ISMAIL, Y.H.: Finite Element Stress Analysis of Tooth-to-implant Fixed Partial Denture Designs, *J. Prosthod.*, 2, 83-92. (1993).
117. MOMBELLI, A.: Microbiology of the Dental Implant, *Adv. Dent. Res.*, 7, 202-6. (1993).
118. MOROI, H.H., OKIMOTO, K., MOROI, R., TERADA, Y.: Numeric Approach to the Biomechanical Analysis of Thermal Effects in Coated Implants, *Int. J. Prosthodont.*, 6, 564-72. (1993).
119. MORTON, D., STANFORD, C.M., AQUILINO, S.A.: Evaluation of Resilient Abutment Components on Measured Strain Using Dynamic Loading Conditions, *J. Prosthet. Dent.*, 80, 46-51. (1998).
120. MURPHY, W.M.: Clinical and Experimental Bone Changes After Intraosseous Implantation, *J. Prosthet. Dent.*, 73, 31-5. (1995).
121. NAERT, I., QUIRYNEN, M., HOOGHE, M., VAN STEENBERGHE, D.: A Comparative Prospective Study of Splinted and Unsplinted Branemark Implants in Mandibular Overdenture Therapy: A Preliminary Report, *J. Prosthet. Dent.*, 71, 486-92. (1994).
122. NAERT, I., QUIRYNEN, M., THEUNIERS, G., VAN STEENBERGHE, D.: Prosthetic Aspects of Osseointegrated Fixtures Supporting Overdentures. A 4-year Report, *J. Prosthet. Dent.*, 65, 671-80. (1991).
123. NALBANT, L.: Bar ve Topuz Ara Bağlayıcı Kullanılan, Vida Tip Silindirik İmplant Destekli Total Protezlerde Kemikteki Kuvvet Dağılımının Fotoelastik Yöntem ile Araştırılması, *GÜ Dişhek. Fak. Derg.*, 15, 115-9. (1998).
124. PAPAVASILIOU, G., KAMPOSIORA, P., BAYNE, S.C., FELTON, D.A.: 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.*, 76, 633-40. (1996).

125. PARKER, M.W.: The Significance of Occlusion in Restorative Dentistry, *Dent. Clin. North Am.*, 37, 341-51. (1993).
126. PESUN, I.J., GARDNER, F.M.: Fabrication of a Guide for Radiographic Evaluation and Surgical Placement of Implants, *J. Prosthet. Dent.*, 73, 548-52. (1995).
127. PHILLIPS, R.W.: Elements of Dental Materials, Third Edition, W. B. Saunders Company, Philadelphia, (1977).
128. PREISKEL, H.W.: Precision Attachments in Prosthodontics: Overdentures and Telescopic Prostheses, First Edition, Vol. 2, Quintessence Books, Berlin, (1985).
129. RAMMELSBERG, P., POSPIECH, P., GERNET, W., HURT, G.: Implantationserfolg in Abhaengigkeit von der protetischen Suprakonstruktion, *Dtsch. Zahnaerztl. Z.*, 46, 678-82. (1991).
130. RANGERT, B.: Biomechanics of the Branemark System, *Austr. Prosthodont. J.*, 9 (Suppl.), 39-48. (1995).
131. REITZ, J.V.: Lingualized Occlusion in Implant Dentistry, *Quintessence Int.*, 24, 177-80. (1994).
132. RICHTER, E.-J., ORSCHALL, B., JOVANOVIC, S.A.: Dental Implant Abutment Resembling the Two-phase Tooth Mobility, *J. Biomechanics*, 23, 297-306. (1990).
133. RIEGER, M.R.: Finite Element Stress Analysis of Root-form Implants, *J. Oral Implantol.*, 14, 472-84. (1988).
134. RIEGER, M.R., ADAMS, W.K., KINZEL, G.L.: A Finite Element Survey of Eleven Endosseous Implants, *J. Prosthet. Dent.*, 63, 457-65. (1990).
135. RIEGER, M.R., ADAMS, W.K., KINZEL, G.L., BROSE, M.O.: Alternative Materials for Three Endosseous Implants, *J. Prosthet. Dent.*, 61, 717-22. (1989).
136. RIEGER, M.R., ADAMS, W.K., KINZEL, G.L., BROSE, M.O.: Finite Element Analysis of Bone-adapted and Bone-bonded Endosseous Implants, *J. Prosthet. Dent.*, 62, 436-40. (1989).
137. RIEGER, M.R., FAREED, K., ADAMS, W.K., TANQUIST, R.A.: Bone Stress Distribution for Three Endosseous Implants, *J. Prosthet. Dent.*, 61, 223-8. (1989).

138. RIEGER, M.R., MAYBERRY, M., BROSE, M.O.: Finite Element Analysis of Six Endosseous Implants, *J. Prosthet. Dent.*, 63, 671-6. (1990).
139. RIGDON, T.F.: The Removable Implant Overdenture-“Why Didn’t Someone Tell Me That?”, *J. Oral Implantol.*, 22, 59-62. (1996).
140. RODRIGUEZ, A.M., AQUILINO, S.A., LUND, P.S., RYTHON, J.S., SOUTHARD, T.E.: Evaluation of Strain at the Terminal Abutment Site of a Fixed Mandibular Implant Prosthesis During Cantilever Loading, *J. Prosthod.*, 2, 93-102. (1993).
141. ROSENBERG, H.M.: Dental Radiology- Role of Plain Radiographic Examination, *Radiologic Clin. North Am.*, 31, 91-100. (1993).
142. ROSENSTIEL, S.F., LAND, M.F., FUJIMOTO, J.: Contemporary Fixed Prosthodontics, Second Edition, Mosby-Year Book, Inc., St. Louis, (1995).
143. RUDDERMAN, R.H., MULLEN, R.L.: Biomechanics of the Facial Skeleton, *Clin. Plastic Surg.*, 19, 11-29. (1992).
144. SADOWSKY, S.: The Implant-supported Prosthesis for the Edentulous Arch: Design Considerations, *J. Prosthet. Dent.*, 78, 28-33. (1997).
145. SCHULTE, W.: Implants and the Periodontium, *Int. Dent. J.*, 45, 16-26. (1995).
146. SERTGÖZ, A., GÜVENER, S.: Finite Element Analysis of the Effect of Cantilever and Implant Length on Stress Distribution in an Implant-supported Fixed Prosthesis, *J. Prosthet. Dent.*, 76, 165-9. (1996).
147. SETZ, J., LEE, S.H., ENGEL, E.: Retention of Prefabricated Attachments for Implant Stabilized Overdentures in the Edentulous Mandible: An in Vitro Study, *J. Prosthet. Dent.*, 80, 323-9. (1998).
148. SHIFMAN, A., MARSHAK, B.: Implant-retained Mandibular Overdentures: A Simplified, Cost-effective Treatment Approach, *Quintessence Int.*, 25, 825-8. (1994).
149. SIMON, B.R., WOO, L-Y., STANLET, G.M., OLMSTEAD, S.R., McCARTY, M.P., JEMMOTT, G.F., AKESON, W.H.: Evaluation of One-, Two-, and Three-dimensional Finite Element and Experimental Models of Internal Fixation Plates, *J. Biomechanics*, 10, 79-86. (1977).

150. SKALAK, R.: Biomechanical Considerations in Osseointegrated Prostheses, *J. Prosthet. Dent.*, 49, 843-8. (1983).
151. SPEARS, I.R.: A Three-dimensional Finite Element Model of Prismatic Enamel: A Re-appraisal of the Data on the Young's Modulus of Enamel, *J. Dent. Res.*, 76, 1690-7. (1997).
152. SUCA, Ç.: Tam Protezli Hastalarda Alt Çenenin Üç Değişik İlişkisinde Kişisel Dikey Kapanış Yüksekliğinden Sıpmalar ile Oluşan Çığneme Güçleri Değişimlerinin Saptanması, Doçentlik Tezi, Gazi Üniv. Dişhekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Ankara (1981).
153. TAKESHITA, F., IYAMA, S., AYUKAWA, Y., SUETSUGU, T., OISHI, M.: Failing Hollow Implants Examined with Light Microscopy and Image Processing, *J. Periodontol.*, 68, 293-8. (1997).
154. TAKESHITA, F., SUETSUGU, T.: Accurate Presurgical Determination for Implant Placement by Using Computerized Tomography Scan, *J. Prosthet. Dent.*, 76, 590-1. (1996).
155. TANAKA, E., TANNE, K., SAKUDA, M.: A Three-dimensional Finite Element Model of the Mandible Including the TMJ and Its Application to Stress Analysis in the TMJ During Clenching, *Med. Eng. Phys.*, 16, 316-22. (1994).
156. TEIXEIRA, E.R., SATO, Y., AKAGAWA, Y., SHINDOI, N.: A Comparative Evaluation of Mandibular Finite Element Models with Different Lengths and Elements for Implant Biomechanics, *J. Oral Rehabil.*, 25, 299-303. (1998).
157. TELLİ, C., GÜLKAN, P., GÜNEL, H.A.: A Critical Reevaluation of Stresses Generated During Vertical and Lateral Condensation of Gutta-percha in the Root Canal, *Endod. Dent. Traumatol.*, 10, 1-10. (1994).
158. THIEL, C.P., EVANS, D.B., BURNETT, R.R.: Combination Syndrome Associated with a Mandibular Implant-supported Overdenture: A Clinical Report, *J. Prosthet. Dent.*, 75, 107-13. (1995).
159. TIMOSHENKO, S., GOODIER, J.N.: Theory of Elasticity, Second Edition, McGraw-Hill Book Company, New York, (1951).

160. ULUSOY, M., AYDIN, K.: Bölümlü Protezler, Ankara Univ. Dişhekimliği Fakültesi Yayınları No:13, Ank. Üniv. Basımevi, Ankara, (1988).
161. VAN ROSSEN, I.P., BRAAK, L.H., DE PUTTER, C., DE GROOT, K.: Stress-absorbing Elements in Dental Implants, *J. Prosthet. Dent.*, 64, 198-205. (1990).
162. VAN STEENBERGHE, D., QUIRYNEN, M.: Reproducibility and Detection Threshold of Peri-implant Diagnostics, *Adv. Dent. Res.*, 7, 191-5. (1993).
163. VAN WAAS. M.A.J., DENISSEN, H.W., DE KOOMEN, H.A., DE LANGE, G.L., VAN OORT, R.P., WISMEYER, D., WOLF, J.W.A.: Dutch Consensus on Guidelines for Superstructures on Endosseous Implants in the Edentulous Mandible, *J. Oral Implantol.*, 17, 390-2. (1991).
164. VAN WAAS, M.A.J., GEERTMAN, M.E., SPANJAARDS, S.G., BOERRIGTER, E.M.: Construction of a Clinical Implant Performance Scale for Implant Systems with Overdentures with the Delphi Method, *J. Prosthet. Dent.*, 77, 503-9. (1997).
165. VAN ZYL, P.P., GRUNDLING, N.L., JOOSTE, C.H., TERBLANCHE, E.: Three-dimensional Finite Element Model of A Human Mandible Incorporating Six Osseointegrated Implants for Stress Analysis of Mandibular Cantilever Prostheses, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 10, 51-7. (1995).
166. VERDE, M.A.R.L., MORGANO, S.M.: A Dual-purpose Stent for the Implant-supported Prosthesis, *J. Prosthet. Dent.*, 69, 276-80. (1993).
167. WALTON, J.N., MAC ENTEE, M.I.: Problems with Prostheses on Implants: A Retrospective Study, *J. Prosthet. Dent.*, 71, 383-8. (1994).
168. WANG, C.H., TSAI, C.C., CHEN, T.Y.-F., CHANG, G.L.: Photoelastic Stress Analysis of Mandibular Posterior Cantilevered Pontic, *J. Oral Rehabil.*, 23, 662-6. (1996).
169. WATAHA, J.C.: Materials for Endosseous Dental Implants, *J. Oral Rehabil.*, 23, 79-90. (1996).
170. WATSON, R.M., DAVIS, D.M.: Follow up and Maintenance of Implant Supported Prostheses: A Comparison of 20 Complete Mandibular Overdentures and 20 Complete Mandibular Fixed Cantilever Prostheses, *Br. Dent. J.*, 181, 321-7. (1996).

171. WEINBERG, L.A.: CT Scan As a Radiologic Data Base for Optimum Implant Orientation, *J. Prosthet. Dent.*, 69, 381-5. (1993).
172. WEINBERG, L.A., KRUGER, B.: Biomechanical Considerations When Combining Tooth-supported and Implant-supported Prostheses, *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.*, 78, 22-7. (1994).
173. WHITE, S.N., CAPUTO, A.A., ANDERKVIST, T.: Effect of Cantilever Length on Stress Transfer by Implant-supported Prostheses, *J. Prosthet. Dent.*, 71, 493-9. (1994).
174. WILLIAMS, K.RE., WATSON,C.J., MURPHY, W.M., SCOTT, J., GREGORY, M., SINOBAD, D.: Finite Element Analysis of Fixed Prostheses Attached to Osseointegrated Implants, *Quintessence Int.*, 21, 563-70. (1990).
175. WISMEIJER, D., VAN WAAS, M.A., VERMEEREN, J.I., 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.*, 26, 263-7. (1997).
176. WYATT, C.C.L.: The Effect of Prosthodontic Treatment on Alveolar Bone Loss: A Review of the Literature, *J. Prosthet. Dent.*, 80, 362-6. (1998).
177. YANG, H-S., CHUNG, H-J., PARK, Y-J.: Stress Analysis of a Cantilevered Fixed Partial Denture with Normal and Reduced Bone Support, *J. Prosthet. Dent.*, 76, 424-30. (1996).
178. YETTRAM, A.L., WRIGHT, K.W.J., PICKARD, H.M.: Finite Element Stress Analysis of the Crowns of Normal and Restored Teeth, *J. Dent. Res.*, 55, 1004-11. (1976).
179. ZARB, G.A., SCHMITT, A.: Osseointegration for Elderly Patients: The Toronto Study, *J. Prosthet. Dent.*, 72, 559-68. (1994).
180. ZARB, G.A., SCHMITT, A.: The Edentulous Predicament II: The Longitudinal Effectiveness of Implant-supported Overdentures, *J. Am. Dent. Assoc.*, 72, 66-72. (1996).

BİBLİOGRAFİK BİLGİ FORMU

1- Proje No: MISAG-81

2- Rapor Tarihi: 10 Aralık 1999

3- Projenin Başlangıç ve Bitiş Tarihleri: 11.3.1996 – 11.8.1998

4- Projenin Adı: Alt Çene Implant Destekli Hareketli Protezlerde İki Farklı Üst Yapı Türünün Kemikteki Gerilme Dağılımına Etkisinin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Yöntemi ile İncelenmesi

5- Proje Yürüttücüsü ve Yardımcı Araştırmacılar:

Doç. Dr. Levend PARNAS (O.D.T.Ü., Makina Mühendisliği Bölümü)

Prof. Dr. Sevda SUCA (Gazi Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi)

Dt. H. Lamia Elif MUTLU-SAĞESEN (Gazi Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi)

6- Projenin Yürüttüğü Kuruluş ve Adresi:

O.D.T.Ü. Makina Mühendisliği Bölümü, 06531, Ankara

7- Projenin Destekleyen Kuruluş(ların) Adı ve Adresi:

Orta Doğu Teknik Üniversitesi

Gazi Üniversitesi

8- Öz (Abstract):

Bu çalışmada, implant destekli overdenture'larda uygulanabilen farklı iki üst yapı türünün kemikteki gerilme dağılımına etkileri incelenmiştir. Üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi için tamamen dişsiz insan kadavra mandibulasının üç boyutlu geometrik modeli oluşturulmuştur. Bu modelden iki farklı üst yapıya ait üç model elde edilmiştir.

İki implantlı topuz başlı, iki implantlı barlı ve dört implantlı barlı üst yapıların neden olduğu gerilmeler incelenmiştir. Sonlu elemanlar yöntemi ile yapılan analizlerde bir paket programı kullanılmıştır. Üst yapısı altın alaşımından oluşturulmuş, içi boş silindir (*hollow cylinder*) titanyum implantlar çevresindeki kortikal ve spongöz kemikten referans düğüm noktaları saptanmıştır. Bu noktalarda düşey, yatay ve oblik yönlerde uygulanan kuvvetlerin yarattığı gerinim ve gerilme değerleri elde edilmiştir.

Kemikteki gerilme yoğunlaşmaları daha çok implantın servikal seviyesinde tespit edilmiştir. İki implantlı topuz başlı ve barlı modellerdeki basma gerinim ve gerilme değerlerinin her üç kuvvet uygulanmasında da dört implantlı barlı modellerdeki değerlerden daha yüksek olduğu saptanmıştır. Dört implantlı barlı modelde en yüksek gerinim ve gerilme yoğunlaşmalarının genellikle arkadaki implantta olduğu görülmüştür. Yatay ve oblik yönlerdeki kuvvetlerin oluşturduğu gerilme değerlerinin düşey yöndeki kuvvetlere göre daha fazla olduğu görülmüştür.

Anahtar Kelimeler: Biyomekanik, sonlu elemanlar analizi, implant destekli overdenture, barlı ve barsız üst yapılar.

9- Proje ile İlgili Yayın/Tebliğlerle İlgili Bilgiler:

10- Bilim Dalı:

Doçentlik B. Dalı Kodu:
Uzmanlık Alanı Kodu:

ISIC Kodu:

11- Dağıtım (*):

Sınırlı

Sınırsız

12- Raporun Gizlilik Durumu:

Gizli

Gizli Değil