

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

**AÇILI İMPLANT YERLEŞTİRİLEN ATROFİK
MANDİBULADA LATERAL VE FRONTAL
KUVVETLERİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ
İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

DOKTORA TEZİ

DİŞ HEKİMİ
DOĞUHAN TAŞCI

DANIŞMAN
PROF. DR. NURHAN GÜLER

İSTANBUL - 2017

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

**AÇILI İMPLANT YERLEŞTİRİLEN ATROFİK
MANDİBULADA LATERAL VE FRONTAL
KUVVETLERİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ
İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

DOKTORA TEZİ

DİŞ HEKİMİ
DOĞUHAN TAŞCI

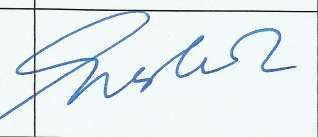
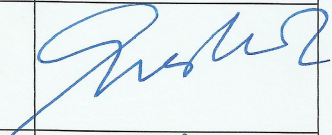
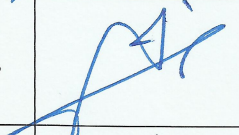
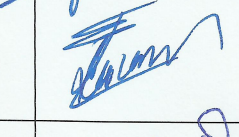
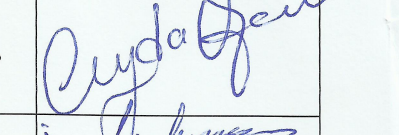
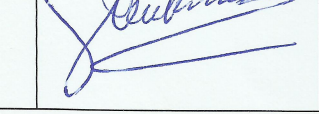
DANIŞMAN
PROF. DR. NURHAN GÜLER

İSTANBUL - 2017

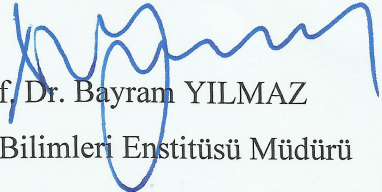
TEZ ONAYI FORMU

Kurum : Yeditepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Program : Ağız Diş Çene Cerrahisi
Tez Başlığı : Açılı İmplant Yerleştirilen Atrofik Mandibulada Lateral ve Frontal Kuvvetlerin
Sonlu Elemanlar Analizi İle Değerlendirilmesi
Tez Sahibi : Doğuhan TAŞÇI
Sınav Tarihi : 11/01/2017

Bu çalışma jürimiz tarafından kapsam ve kalite yönünden Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

	Unvanı, Adı-Soyadı (Kurumu)	İmza
Jüri Başkanı:	Prof.Dr. Nurhan GÜLER Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız Diş ve Çene Cerrahisi AD	
Tez danışmanı:	Prof.Dr. Nurhan GÜLER Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız Diş ve Çene Cerrahisi AD	
Üye:	Prof.Dr. Prof.Dr.Kamil GÖKER Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız Diş ve Çene Cerrahisi AD	
Üye:	Prof.Dr. Ender KAZAZOĞLU Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız Diş ve Çene Cerrahisi	
Üye:	Doç.Dr. Ceyda ÖZÇAKIR TOMRUK Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız Diş ve Çene Cerrahisi	
Üye:	Yrd.Doç.Dr. İbrahim MUTLU Kocaeli Üniversitesi Teknoloji Fakültesi, Biyomedikal Mühendisliği AD	

Bu tez Yeditepe Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri tarafından uygun görülmüş ve Enstitü Yönetim Kurulu'nun 11/01/2017 tarih ve 2017/01-07 sayılı kararı ile onaylanmıştır.


Prof. Dr. Bayram YILMAZ
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

BEYAN

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

Doğuhan TAŞCI



TEŞEKKÜR

Yüksek lisans ve doktora eğitimim boyunca akademisyenliğini örnek aldığım, cerrahi deneyimlerini ve teorik bilgisini bizlerle paylaşmaktan çekinmeyen, saygının ancak sevgiyle var olabileceğini gösteren, bu çalışmanın planlanmasından sonuçlanmasına kadar her aşamasında desteğini, yapıcılığını ve özel zamanını benimle paylaşmaktan hiç çekinmeyen, sevgi ve samimiyetiyle hayatta her alanda bizlere öncü olan, her zaman kendisine layık olmaya çalışacağım, hayatımda çok ayrı bir yeri olan değerli tez danışmanım, hocam ve Yeditepe Üniversitesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı Başkan'ı Sayın **Prof. Dr. Nurhan GÜLER** 'e,

Eğitimim süresince desteklerini her zaman hissettiren ve bilgilerini paylaşan bölümümüz öğretim üyeleri Sayın **Doç. Dr. Ahmet ARSLAN** 'a, Sayın **Doç. Dr. Ceyda Özçakır TOMRUK** 'a, Sayın **Doç. Dr. Ediz DENİZ** 'e,

Akademik eğitimim boyunca bana yol arkadaşlığı ve rehberlik eden **Yrd. Doç. Dr. Fatih CABBAR** 'a, **Öğr. Gör. Dr. Çağrı M. BURDURLU** 'ya, **Dr. Can M. TATAR** 'a ve **Dr. Onur H. SORKUN** 'a

Benim için hayatı daha mutlu bir hale getiren sevgili arkadaşlarım **Dt. Volkan Ç. Dağışan** 'a, **Dr. Zeynep G. Çukurova** 'ya, **Dt. Hazar Yıldız** 'a ve **Dr. Hakan Gülşen** 'e,

Berber olmaktan her zaman mutluluk duyduğum, keyifle çalıştığım tüm asistan arkadaşlarıma, bizlere usanmadan yardımcı olan başta **Semra TİK** olmak üzere tüm ameliyathane hemşirelerine,

Doktora sürecimde olduğu kadar hayatımın her sürecinde de benden desteklerini esirgemeyen **Dr. Gürsel Otlu** 'ya, **Dr. Murat Barışık** 'a ve **Dr. Neslihan Güteryüz** 'e

Doğduğum günden itibaren önüme erdemli hedefler koyan, onurun her şeyden üstün, gururun ise zayıflık olduğunu salık veren, benden maddi manevi desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen ve bu günümü sayelerinde ulaştığım canım annem **H. Nurten**

Taşcı 'ya ve canım babam **Yaşar Taşcı** 'ya, ablam **Gonca Taşcı Akgül** 'e, ağabeyim **Batuhan Taşcı** 'ya

Tez sürecim boyunca sınırsız sabrıyla bana destek olan, varlığıyla moral motivasyonumu arttıran, gülüşüyle tüm yorgunluğumu alan en büyük destekçim **Serap AYDIN** 'a

En içten teşekkürlerimi sunarım.



İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI FORMU	ii
BEYAN	iii
TEŞEKKÜR	iv
ŞEKİLLER.....	ix
TABLolar.....	xii
KISALTMALAR VE SİMGELER	xiii
İNGİLİZCE ÖZET	xiv
TÜRKÇE ÖZET	xv
1. GİRİŞ ve AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Çene Kemiği ve Rezorpsiyon.....	3
2.1.1. Kemiğin Yapısı.....	3
2.1.2. Kemik Sınıflandırılması.....	3
2.1.3. Kemik Rezorpsiyonu.....	5
2.1.4. Rezorbe Kemiklerin Sınıflandırılması.....	6
2.1.5. Tam Dişsiz Çenelerin Sınıflandırılması ve Tedavi Seçenekleri	8
2.2. Aşırı Rezorbe Mandibulada İleri Cerrahi İşlemleri.....	10
2.3. Atrofik Çenelerde Travma.....	16
2.4. Kuvvet Analizleri.....	22
2.4.1. Kuvvet Analizi Yöntemleri.....	25
2.4.1.1. Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi.....	25
2.4.1.2. Gerilim ölçer (Strain Gauge) Kuvvet Analiz Yöntemi	26
2.4.1.3. Kırılğan Vernik (Brittle Lacquer) Kuvvet Analiz Yöntemi.....	26
2.4.1.4. Holografik İnterferometri ile Kuvvet Analizi.....	26
2.4.1.5 Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi.....	26
2.4.1.6. Radyotelemetri ile Kuvvet Analiz Yöntemi.....	27
2.4.1.7. Sonlu Elemanlar (Finite Element) Kuvvet Analiz Yöntemi.....	27
2.5.2. Diş Hekimliğinde Sonlu Elemanlar Analizi.....	29
3. GEREÇ ve YÖNTEM	32
3.1. Oluşturulan Modeller.....	35
3.2. İstatistikî değerlendirilme.....	39

4. BULGULAR	40
5. TARTIŞMA ve SONUÇ	70
6. KAYNAKLAR	83
ÖZGEÇMİŞ.....	103



ŞEKİLLER

Şekil 3.1: Mandibula sınır koşullarının oluşturulması için mandibular	32
kondil bölgesinde işaretli yerlerden sabitlemenin görüntüsü (a) medial (b) lateral	
Şekil 3.2: CAD modelde düğümlerin görüntüsü	33
Şekil 3.3: Sağ ve sol taraflı lateral ve premolar bölgelerine vertikal ve	34
monokortikal implantların görüntüsü	
Şekil 3.4: Sağ ve sol taraflı lateral ve premolar bölgelerine vertikal ve	34
bikortikal implantların görüntüsü	
Şekil 3.5: Sağ ve sol lateral bölgesine vertikal ve premolar bölgelerine 17°	35
açılı ve monokortikal implantların görüntüsü	
Şekil 3.6: Sağ ve sol lateral bölgesine vertikal ve premolar bölgelerine 17°	35
açılı ve monokortikal implantların görüntüsü	
Şekil 3.7: Sağ ve sol lateral bölgesine vertikal ve kanin bölgelerine 30°	36
açılı ve monokortikal implantların görüntüsü	
Şekil 3.8: Sağ ve sol lateral bölgesine vertikal ve kanin bölgelerine 30° açılı ve	36
bikortikal implantların görüntüsü	
Şekil 3.9: 10 MPa değerindeki kuvvetin frontal olarak mandibulaya y	37
düzleminde uygulanma bölgesinin görüntüsü	
Şekil 3.10: 10 MPa değerindeki kuvvetin lateral olarak mandibulaya x	37
düzleminde uygulanma bölgesinin görüntüsü	
Şekil 3.11: Koronal, sagittal, vertikal düzleme paralel x,y,z düzleminin görüntüsü	38
Şekil 4.1: Lateral yönlü kuvvette maksimum eşdeğer gerilme kuvvet değerleri	39
Şekil 4.2: Lateral kuvvet uygulanan vertikal monokortikal yerleşimli implantta	40
eşdeğer gerilmenin görüntüsü	
Şekil 4.3: Lateral kuvvet uygulanan vertikal bikortikal yerleşimli implantta	41
eşdeğer gerilmenin görüntüsü	
Şekil 4.4: Lateral kuvvet uygulanan 17° açılı monokortikal yerleşimli implantta	42
eşdeğer gerilmenin görüntüsü	
Şekil 4.5 : Lateral kuvvet uygulanan 17° açılı bikortikal yerleşimli implantta	43
eşdeğer gerilmenin görüntüsü	
Şekil 4.6: Lateral kuvvet uygulanan 30° açılı monokortikal yerleşimli implantta	44
eşdeğer gerilmenin görüntüsü	

Şekil 4.7: Lateral kuvvet uygulanan 30° açılı bikortikal yerleşimli implantta eşdeğer gerilmenin görüntüsü	45
Şekil 4.8: 10 MPa lateral kuvvet uygulanan monokortikal ve bikortikal yerleşimli; implantlarda maksimum eşdeğer gerinim değerleri	46
Şekil 4.9: Lateral kuvvet uygulanan vertikal monokortikal yerleşimli implantlarda maksimum eşdeğer gerinim stress izlenen bölgenin görüntüsü	47
Şekil 4.10: Lateral kuvvet uygulanan vertikal bikortikal yerleşimli implantlarda maksimum eşdeğer gerinim stress izlenen bölgenin görüntüsü	48
Şekil 4.11: Lateral kuvvet uygulanan premolar bölge implantlar 17° monokortikal yerleşimli implantlarda maksimum eşdeğer gerinimin görüntüsü	49
Şekil 4.12: Lateral kuvvet uygulanan premolar bölge implantlar 17° bikortikal yerleşimli implantlarda maksimum eşdeğer gerinimin görüntüsü	50
Şekil 4.13: Lateral kuvvet uygulanan premolar bölge implantlar 30° monokortikal yerleşimli implantlarda maksimum eşdeğer gerinimin görüntüsü	51
Şekil 4.14: Lateral kuvvet uygulanan premolar bölge implantlar 30° bikortikal yerleşimli implantlarda maksimum eşdeğer gerinimin görüntüsü	52
Şekil 4.15: Frontal yönlü kuvvette maksimum eşdeğer gerilme kuvvet değeri	53
Şekil 4.16: Frontal kuvvet uygulanan vertikal monokortikal yerleşimli implantta eşdeğer gerilmenin görüntüsü	54
Şekil 4.17: Frontal kuvvet uygulanan vertikal bikortikal yerleşimli implantta eşdeğer gerilmenin görüntüsü	55
Şekil 4.18: Frontal kuvvet uygulanan 17° açılı monokortikal yerleşimli implantta eşdeğer gerilmenin görüntüsü	56
Şekil 4.19: Frontal kuvvet uygulanan 17° açılı bikortikal yerleşimli implantta eşdeğer gerilmenin görüntüsü	57
Şekil 4.20: Frontal kuvvet uygulanan lateral ve premolar 30° açılı monokortikal yerleşimli implantlardaki eşdeğer gerilmenin görüntüsü	58
Şekil 4.21: Frontal kuvvet uygulanan 30° açılı bikortikal yerleşimli implantta eşdeğer gerilmenin görüntüsü	59
Şekil 4.22: 10 MPa frontal kuvvet uygulanan monokortikal ve bikortikal yerleşimli; modellerde oluşan maksimum eşdeğer gerinim değerleri	60

Şekil 4.23: Frontal kuvvet uygulanan vertikal monokortikal yerleşimli	61
implantlarda maksimum maksimum eşdeğer gerinim görüntüsü	
Şekil 4.24: Frontal kuvvet uygulanan vertikal bikortikal yerleşimli	62
implantlarında maksimum maksimum eşdeğer gerinim görüntüsü	
Şekil 4.25: Frontal kuvvet uygulanan 17° monokortikal yerleşimli	63
implantlarda maksimum maksimum eşdeğer gerinim görüntüsü	
Şekil 4.26: Frontal kuvvet uygulanan 17° bikortikal yerleşimli implantlarda	64
maksimum maksimum eşdeğer gerinim görüntüsü	
Şekil 4.27: Frontal kuvvet uygulanan 30° monokortikal yerleşimli	65
implantlarda maksimum maksimum eşdeğer gerinim görüntüsü	
Şekil 4.28: Frontal kuvvet uygulanan 30° bikortikal yerleşimli implantlarda	66
maksimum maksimum eşdeğer gerinim görüntüsü	
Şekil 4.29: 10 MPa lateral ve 10 MPa frontal kuvvet uygulanan modellerde	67
implant etrafındaki en yüksek eşdeğer gerilme	
Şekil 4.30: 10 MPa lateral ve frontal kuvvet uygulanan modellerde	68
mandibuladaki en yüksek maksimum eşdeğer gerinim değerleri	

TABLÖLAR

Tablo 2.1: Luhr sınıflaması	18
Tablo 2.2 : İmplantaya bağlı mandibula kırıkları	20
Tablo 3.1: Elastik modül ve Poisson Oranı.....	31



KISALTMA ve SİMGELER

°: derece

3D : 3 boyutlu

A: Cismin kesit alanı

a: İvme

Al: Aliminyum

Ark. : Arkadaşları

CAD: Computer aided design

Dicom: Digital Imaging and Communications in Medicine

DOF: Degree of freedom

E: Cismin elastisite modülü

F: Kuvvet

Gpa: Gigapaskal

kgf: Kilogram kuvvet

l: Cismin uzunluğu

m: Kütle

mm: millimetre

MPa: Megapaskal

N: Newton

P: Cismi uzatan kuvvet

P: Paskal

S: Stres

SEA: Sonlu elemanlar analizi

Sn: Saniye

Ti: Titanyum

v: Poisson oranı

V: Valadyum

γ: Cismin toplam uzaması

ε₁: Boyuna birim deformasyon

ε₂: Enine birim deformasyon

İNGİLİZCE ÖZET

Tasci D. Effects of Lateral and Frontal Forces on The Tilted Implants in The Atrophic Mandible by Using Finite Element Analysis. Yeditepe University, Health Sciences Institute, Department of Oral and Maxillofacial Surgery, PhD Thesis, Istanbul 2017. The aim of this study is to analyse the stress of lateral and frontal forces on the vertical, 17° and 30° tilted implants placed in the interforaminal region of atrophic mandible by using finite element analysis in order to determine the possible effects on mandibular fracture. The edentulous atrophic mandible using cone beam computed tomography with DICOM format was used. Three dimensional (3D) model and computer aided design (CAD) model were created by using MIMICS and Geomagic 3D softwares, respectively. Implants in diameter of 3.75 mm and 8,10,12,15mm length were inserted in to the mandible by using SOLIDWORKS software. The vertical,17° and 30° tilted implants were placed into mandible. After determining nodes and elements number by using ANSYS software, 10 MPa lateral and frontal static forces applied for 1 second. The maximum equivalent stress of implants and maximum equivalent strain of bone were recorded. On lateral force, the maximum equivalent stress was greater in 30° bicortical implant in the opposite site, while on frontal force the maximum equivalent stress was greater in 30° monocortical implants. The maximum equivalent strain was greater in 30° monocortical model on lateral force and in 30° bicortical model on frontal force.

We concluded that higher stress levels at the bicortically placed implants created by both forces and at the increased angulation of implants caused by frontal force could be risk for mandibular fracture.

Key Words: Trauma, Atrophic Mandible, Finite Element Analysis, Tilted Implant

TÜRKÇE ÖZET

Taşcı D. Açılı İmplant Yerleştirilen Atrofik Mandibulada Lateral ve Frontal Kuvvetlerin Sonlu Elemanlar Analizi ile İncelenmesi. Yeditepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Ağız Diş Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Anabilim Dalı Doktora Tezi, İstanbul 2017. Bu çalışmada atrofik mandibulada interforaminal bölgeye implantların yerleştirilmesi ile protetik aşamaya kadar olan dönemde lateral ve frontal kuvvetlerin; vertikal, 17° ve 30° açılı monokortikal ve bikortikal yerleştirilen implantların çene kırığı üzerinde olası etkisinin değerlendirilmesi amaçlandı. Tam dişsiz bir hastanın mandibulası konik hüzme ışınli bir tomografi ile DICOM formatında görüntüldü. Mimics yazılımında kesitler üzerinde ayırıştırılan kemik dokularının 3 boyutlu modeli oluşturuldu. Geomagic 3D yazılımı ile mandibulanın 3 boyutlu CAD modelinin elde edilmesinin ardından SOLIDWORKS yazılımı ile 3.75 mm çapında ve 8, 10, 12 ve 15 mm boylarında konik ve yiv tasarımından arındırılmış dental implantlar vertikal, 17° açılı ve 30° açılı olarak yerleştirildi. ANSYS yazılımı ile düğüm ve elemanlar belirlendikten sonra mandibula kondillerden sabitlenip 10 MPa static kuvvet frontal ve lateral planda 1sn süre ile uygulandı. İmplant çevresinde meydana gelen maksimum eşdeğer gerilme kuvvetleri ve mandibulada meydana gelen maksimum eşdeğer gerilme ölçüldü. Lateral yönlü kuvvette en yüksek eşdeğer gerilme kuvvetin karşı tarafındaki 30° açılı bikortikal implantta; frontal yönlü kuvvette ise en yüksek eşdeğer gerilme 30° açılı monokortikal yerleşimli implantta izlendi. Maksimum eşdeğer gerilme lateral kuvvet ile en yüksek 30° açılı monokortikal implantın olduğu modelde, frontal kuvvet ile en yüksek 30° açılı bikortikal yerleşimli implantın bulunduğu modelde izlendi. Lateral ve frontal kuvvetlerin bikortikal yerleşimli bölgede artmış stress ve frontal kuvvette implant açılarının artmasıyla oluşan yüksek stres değerleri protetik yükleme öncesinde mandibulada fraktür riskini arttırabileceğini düşünmekteyiz.

Anahtar Kelimeler: Travma, Atrofik Mandibula, Sonlu Elemanlar Analizi, Açılı İmplantlar

1. GİRİŞ ve AMAÇ

Dünya genelinde uzayan ömür ile birlikte artan estetik ve fonksiyonel beklentiler ile yaşlı popülasyonda implant uygulaması yaygın bir hale gelmiştir. Aşırı atrofik dişsiz çenelerde uygulanan geleneksel tam protezler stabilizasyon açısından başarılı olamamaktadır. İmplant destekli overdenture protezler, farklı tip tutucular ile bu problemi çözmeye çalışsa da implant üstü sabit protezler kadar hasta memnuniyeti sunamamaktadır. İmplant uygulamalarında en önemli kriter implant uygulanacak bölgedeki mevcut kemik hacmi ve anatomik yapılar olduğundan protetik tedavi seçenekleri çoğu zaman implant tasarımları ile de sınırlanabilmektedir.

Atrofik mandibulada kemik hacminin artırılması için uygulanan ilave cerrahilere karşı görüşler bulunmaktadır. 4 implant ile kemik augmentasyonu yapılmaksızın uygulanan protezlerin klinik avantajları ile destek göstermektedir. İmplant destekli protezlerin 2 veya 4 implantla desteklenmesi kararının hastanın genel sağlığı, estetik ve fonksiyonel beklentileri göz önünde bulundurularak alınması gerekmektedir. Ağız içi konforun oluşturulması, çiğneme kuvvetlerine karşı implant çevresi kemik rezorpsiyonun daha az olması ve immediate protetik restorasyon yapılabilmesi için 4 implant tercih edilmesi; bu tercihin avantaj ve dezavantajlarının hastaya anlatılarak mümkünse implant destekli hareketli protezin planlama dışı bırakılıp sabit veya hibrit protez planlanması gerektiği önerilmektedir.

Kemik fizyolojisi yaşlı bireylerde kompleks yapıda olup morfolojik değişimler ve kemik sertliğinde artış izlenmektedir. Yaşlı popülasyonda mandibular dişlerin kaybının kemikte atrofiye, kortikal kemik oranında artışa, vaskülaritede azalmaya ve beslenmede bozukluğa neden olduğu ve bu etkenlerin fraktür ihtimalini arttırdığı bilinmektedir. Dişsiz hastalarda korpus kırıklarının diğer bölge kırıklarına göre daha sık görüldüğü, bunun mandibulanın yüksekliğinde azalmayla beraber beslenmesindeki bozuklukla ilişkili olduğu bilinmektedir.

Atrofik mandibulada implant yerleştirilmesi sonrasında özellikle osseoentegrasyon

döneminde fraktürler rapor edilmiştir. Fraktürün implant yerleştirilmesi ile mandibula bütünlüğünün bozulduğu; atrofik mandibulada implant yuvasının hazırlanmasıyla oluşan alanların mandibulayı iyice zayıflattığı ve osseoentegrasyon süresi boyunca kırık riskini arttırdığı bildirilmiştir. İmplantlarla ilişki atrofik mandibula kırıkları implant yerleşimini takiben ilk 4 ayda gözlenebildiği ve mandibulanın hacimsel kaybının olduğu bölgelerde olağan çiğneme kuvvetleri ile bile kırık oluşabileceği bilinmektedir. Özellikle aşırı atrofik mandibulada implant için tercih edilen interforaminal bölge olan simfiz bölgesinin 10 mm 'den az yüksekliğe sahip hastalarda implant ile mandibula kırığı ilişkili olduğundan açılan hastaların iyi değerlendirilmesi gerekmektedir.

Sonlu elemanlar analizi (SEA) mandibulada uygulanan kuvvetler sonucunda kemikte oluşan kuvvetlerin öngörülebilmesinde geçerli ve noninvasiv bir yöntemdir. Eşdeğer gerilme ve eşdeğer gerinim değerlerinin implantta ve kemikte farklı kuvvetler sonucu gösterdiği değişiklikler diğer in vitro çalışmalarla paralellik göstermektedir. SEA yöntemi ile kemiğin biyomekanik özelliklerini veren sonuçların biyomekanik testlerle çıkan sonuçlar ile ilişkili olduğu, implantlar etrafında kortikal ve kanselöz kemikteki stress ve gerilme değerlerini ayrı ayrı ölçebilmek için yeterli olduğu; aksi takdirde kemiğin kuvvete karşı cevabının öngörüsünün zor olduğu bilinmektedir.

Mandibulada ve implant etrafında oluşan stresin farklı protetik yaklaşımlar için planlanan implant sayısı ve bağlantı şekillerinin kemik ve implantlarda farklı stresler oluşturduğu kabul görmüştür ancak tüm implant planlamalarının olduğu tedavi seçeneklerinde travmanın rolünü bildiren çalışma bulunmamaktadır.

Bu çalışmada atrofik mandibulada interforaminal bölgeye implantların yerleştirilmesi ile protetik aşamaya kadar olan dönemde lateral ve frontal kuvvetlerin; vertikal, 17° ve 30° açılı monokortikal ve bikortikal yerleştirilen implantların çene kırığı üzerinde olası etkisinin değerlendirilmesi amaçlandı.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Çene kemiği ve rezorpsiyon

2.1.1. kemiğin Yapısı

Kemik, biyolojik ve mekanik özelliklere sahip, kollajen içerisinde kalsiyum ve fosfat kristallerinden oluşan sert bağ dokusudur. Üç boyutlu yapıları ve mekanik özellikleri farklı olan kortikal (kompakt) ve trabeküler (spongiöz, kansellöz) tabakalardan meydana gelir. Kortikal kemik, konsentrik (osteonlar, damar kanallarıyla birlikte Havers sistemleri), interstisyel ve paralel lameller içeren yoğun sıkışmış lamel tabakalarından oluşurken trabeküler kemik %70 oranında yumuşak dokudan meydana gelir. Kortikal kemik ise %95'e kadar mineralizedir. Bu özelliği ile kortikal kemik trabeküler kemikten 10-20 kat daha serttir. Kortikal kemik, trabeküler kemiğe göre implantlar için çok daha iyi desteklik sağlar (1).

Mandibula trabeküler kemiği saran dış kortikal tabakadan oluşmuş tübüler, uzun bir kemiktir. Mandibulanın sertliğini, anteriorda alt sınırdaki ve posteriorda üst sınırdaki daha kalın olan yoğun kortikal kemik belirler. Maksilla ise dışta ince bir kortikal kemikten, iç tarafta ise değişik yoğunluktaki trabeküler kemikten oluşur (1).

2.1.2. kemiğin Sınıflandırılması

Lekholm ve Zarb 1985 yılında, kemik kalitesi ve şekline göre yaptıkları klasik kemik sınıflaması halen kullanılmaktadır.

Bu sınıflamada kemik kalitesine göre;

- **Tip I:** Homojen kompakt kemik
- **Tip II:** Kalın kortikal kemik ile çevrili olan yoğun trabeküler kemik
- **Tip III:** İnce kortikal kemik ile çevrili kalın trabeküler kemik

- **Tip IV:** İnce kortikal kemik ile çevrili düşük yoğunlukta trabeküler kemik olarak gruplandırılmıştır (2).

Kemik şekiline göre ise;

- **A:** Alveolar kemiğin çoğu mevcut.
- **B:** Orta düzeyde reziduel kret rezorpsiyonu.
- **C:** İleri düzeyde reziduel kret rezorpsiyonu / sadece bazal kemik.
- **D:** Bazal kemikte rezorpsiyon başlangıcı.
- **E:** Bazal kemikte ileri seviyede rezorpsiyon

Misch tarafından (1999) yapılan kemik yoğunluğu sınıflaması ise şekildedir (3):

- **D1 kemik:** Yüksek oranda mineralize olan yoğun kortikal kemiktir ve ileri derecede rezorbe olmuş dişsiz anterior mandibulada görülür.
- **D2 kemik:** Krette yoğun, kalın poröz kortikal kemik ve altında kalın trabeküler kemiktir; anterior mandibula, posterior mandibula ve anterior maksillada lokalizedir.
- **D3 kemik:** İnce, poröz kortikal kemik ve altında ince trabeküler kemikten oluşmuştur; anterior maksilla, posterior maksilla, posterior mandibulada görülür.
- **D4 kemik:** Neredeyse hiç kortikal kemiğin olmadığı ve tüm kemik hacmini ince trabeküler kemik oluşturur.
- **D5 kemik:** Mineralizasyonunun tamamlanmadığı, olgunlaşmamış çok yumuşak kemiktir

Mandibulanın anterior bölgesinde D1 kemik görülme oranı posterior bölgenin 2 katı kadardır. Kemik yüksekliği anterior mandibulada azaldığında, D1 kemik izlenme sıklığı %25'lere kadar artar. D2 kemik yoğunluğu mandibulada en fazla görülen tiptir, anterior mandibula üçte iki oranında D2 kemikten oluşur. D3 kemik yoğunluğu en çok maksillada gözlenir. D4 kemik ise genellikle osteoplasti uygulamaları sonrasında görülür (4).

Kemik kalitesi başarısızlıkta risk faktörlerinden biridir (5,6). İdeal kemik kalitesine sahip kemikle kıyasladığında, düşük yoğunluklu kemikte uygulanan implantların başarısızlığının %16 oranında olduğu bildirilmiştir (7). Kötü kemik kalitesine sahip kretlere yerleştirilen 57 implantın 5 yıllık başarısının takip edildiği bir çalışmada, implantların %28'inin kaybedildiği bildirilmiştir (8).

2.1.3. Kemik Rezorpsiyonu

Kemik yaşam boyunca sürekli rezorpsiyon ve yeni kemik dokusu oluşumu döngüsü içerisinde. Osteoklastlar kemiği absorbe ederken aynı yerde osteoblastlar yeni kemik formasyonunu oluşturur. Metabolik aktivite trabeküler kemiğe kıyasla kortikal kemikte daha az izlenir. Bir yıl içerisinde kompakt kemik %4 oranında yenilenirken, trabeküler kemikte bu %20'dir (9). Fizyolojik etkenlerin veya mekanik kuvvetlerin etkisi altında yeniden şekillenme gerçekleşir. Wolf kanunu prensibine göre kemik, üzerine etkiyen kuvvetlere cevap olarak uzaması ve yeniden şekillenmesi, mekanik strese kemiğin bir cevabıdır. Yük uygulandığında kemiğin baskı alan yüzünde oluşan negatif potansiyel kemik oluşumunu uyarır. Stresin azaldığı yerde osteoklastlar rezorpsiyonu, stresin arttığı bölgede osteoblastlar yeni kemik oluşumunu stimüle eder (10). Herhangi bir neden ile bu dengenin değişmesi kemikte rezorpsiyonu başlatır.

Rezorpsiyon anatomik, mekanik, enflamatuar ve sistemik faktörlerin etkisiyle ortaya çıkan çok yönlü biyomekanik bir olaydır (11). Lokal ve sistemik faktörler kemik rezorpsiyonunda rol oynar. Lokal faktörler; kemikle ilişkili (anatomik), fonksiyonel ve protetik faktörlerdir. Lokal faktörler, diş çekiminden hemen sonra rezorpsiyonun erken döneminde etkili olurken, sistemik faktörler kretin büyük bölümü ortadan kalktıktan sonra etkin hale gelir (12). Kemiğin lokal ve sistemik faktörlere hassasiyetinde, maksilla ve mandibuladaki trabeküler/kortikal kemik miktarları rol oynar. Yoğun trabeküler kemik içeren maksilla, ısırma kuvvetleri ile oluşan gerilimleri mandibulada yoğun olarak bulunan kortikal kemikten daha iyi absorbe eder, aynı zamanda mandibulada maksillaya göre daha küçük bir alana kuvvet etki eder. Bu anatomik özelliğe bağlı olarak rezorpsiyon oranı mandibulada maksillaya oranla 4 kat daha fazladır (13,14). Mandibulanın posterior

bölgesindeki rezorpsiyon hızı ise, anterior bölgesinin yaklaşık 4 katı kadardır (4).

Cawood ve Howell (1988) maksilla ve mandibuladaki rezorpsiyon sınıflamasına göre 6 grup kret tanımlamıştır (15):

Sınıf I: Dişli kret

Sınıf II: Diş çekimi sonrası iyileşmesini yeni tamamlamış kret

Sınıf III: Uygun yükseklik ve genişlikte olan, yuvarlak formdaki kret

Sınıf IV: Uygun yükseklikte olan, ancak genişliği yetersiz bıçak sırtı kret

Sınıf V: Genişliği ve yüksekliği yetersiz olan düzleşmiş formdaki kret

Sınıf VI: Çeşitli derecelerde bazal kemik kaybını içeren, basık, negatif formda kret

Çekim sonrası rezidüel kemiğin durumu, yüksekliği, genişliği ve uygulanacak tedavi seçeneklerini de içeren bir sınıflamayı tanımlayan Misch sınıflandırmasında 4 temel grup ve 6 sınıf bulunur.

Div A: Diş çekiminden hemen sonra olan kemiktir. Tüm boyutlarda uygun kemiktir.

Div B: Az veya orta derecedeki rezorpsiyon durumudur. Yeterli kemik yüksekliği vardır, kemik genişliği azalmış olabilir.

Div C: Tek veya daha fazla boyutta (yükseklik, genişlik, kemik açısı, kron boyu/ kemik yüksekliği oranı) yetersiz olan kemiktir. Mevcut kemikte önce genişlikte, daha sonra yükseklikte azalma olur.

Div D: Uzun dönem dişsizlik ve sonucundaki rezorpsiyonla beraber alveolar kemik bazal kemiğin de rezorpsiyonuyla tamamen kaybedilir, yaygın atrofi ile karakterizedir (4).

2.1.4. Rezorbe Kretlerin Sınıflandırılması

Wical ve Swoope (1974), mental foramenin pozisyonunun mandibulanın alt

kenarına göre sabit olduğu bilgisini kullanarak mandibulanın başlangıçtaki yüksekliğini hesaplamak için yaptığı çalışmada, rezorbe kret yüksekliğinin 3 katının rezorpsiyon öncesi kemik yüksekliğini ve aradaki farkın rezorpsiyon miktarını verdiğini belirtmiştir (16). Bu sınıflama;

Sınıf I: Başlangıçtaki kemik miktarının 1/3 üne kadar olan rezorpsiyon

Sınıf II: Başlangıçtaki kemik miktarının 1/3 ü ile 2/3 ü arasında olan rezorpsiyon

Sınıf III: Başlangıçtaki kemik miktarının 2/3 ü ve daha fazlası oranında rezorpsiyon şeklindedir.

Kret rezorbsiyonunda yapısal değişim mukoperiostun altındaki kemikte boyutsal azalma şeklindedir. Kemik kaybının olduğu bölgelerde mukoperiost kalınlığında artış görülebilir (15,17). Cawood ve Howell rezidüel kret biçimlerini 6 tipte tanımlamıştır. Rezorbsiyonun farklı seviyelerini ayırt etmede hem klinik hem de araştırma amaçlı kullanımda oldukça elverişli bir yöntemdir (15).

Mandibula gövdesinin tam kaybı ile ilgili bir durum bildirilmemiştir. Ancak rezorbsiyonun kretle sonlanmayıp mandibulanın alt sınırında ince kortikal bir tabaka ya da maksillada hiç alveoler çıkıntı bırakmayacak şekilde dişlerin apekslerinin olduğu bölgeye kadar ilerleyebildiği bildirilmektedir (17). Klinik olarak rezidüel kret değerlendirilebilmekte ancak bıçak sırtı kretler bazen artmış ya da enflamasyonlu yumusak dokularca maskelenebilir. Rezidüel kret üzerinde yer alan yumusak dokular normal yada ödemli, ülserle olmak üzere değişik klinik görünümde olabilir (17). Mikroskopik çalışmalarda rezidüel kretlerin dış yüzeyindeki howship lakünlerinin kenarlarında osteoklastlar görülmüş ve osteoklastik aktivite ile ilgili bulgular izlenmiştir. Dış yüzey sıklıkla inaktiftir ve kemiği rezorbe eden hücreler içermemektedir. Rezidüel kret dış yüzeyinde yeni kemik oluşumuna dair kesin bir bilgi bulunmamakla birlikte; dissiz vakalarda rezidüel kretin boyutça büyümesinin radyolojik ya da klinik çalışmaların sonuçları ile tutarlılık göstermektedir (18).

Uzun kemiklerin büyümesi, kortikal kemik dokusunun osteoklastik aktiviteyle

uzaklaştırılıp, içeriden endosteal kemik formasyonu ile oluşturulmuş yeni kortikal kemikle yer değiştirmesiyle remodelasyon şeklinde olmaktadır (19). Endosteal kemik gelişimi, dıştaki osteoklastik aktivite ile uyumlu olmazsa kortikal tabaka kaybı sonucu medüller tabakanın kemiğin dış yüzeyine açılmasıyla sonlanabilir (19, 20). Dış kayıplarının alveoler kemiğin varoluş nedenini ortadan kaldırdığı ve bu durum sonrası oluşan rezorbsiyonun fizyolojik bir süreç olduğu kabul edilmektedir. Rezorbsiyon sonucunda kret tepesinde kortikal kemiğin kalmadığı durumlarda rezorbsiyon patolojik bir süreç olarak değerlendirilmektedir (21).

Rezorbsiyonun multi-faktöriyel, biyomekanik bir durum olduğu anatomik, fizyolojik ve mekanik faktörlerin rol oynadığı bildirilmektedir. Birçok ko-faktörün rezorbsiyonun kişiler arasında bu kadar farklı şekilde ortaya çıkmasını açıklamaktadır. Rezidüel kretin mevcut durumu rezorpsiyon hakkında bilgi verebilmektedir. Eğer bir kret yüksek, iyi yuvarlatılmış halde birkaç yıldır bulunuyorsa mevcut durumunu korumaya devam edebilir. Eğer kret, tip 2'den tip 4'e 2 yıldan kısa bir dönemde geliyorsa rezorpsiyonun devam edeceğinin göstergesi olacağı bildirilmektedir (15, 17).

Bölgesel kemik rezorpsiyonunda fizyolojik faktörler çok önemli olabilir. Periodontal hastalıkla ilişkili lokal biyokimyasal faktörler (Mikrobiyal dental plaktaki endotoksinler, osteoklast aktive edici faktör, prostoglandinler) rezorpsiyonun gelişiminde önemli bir rol oynamaktadır. Bölgesel kemik rezorpsiyonu faktörleri özellikle protez altında oluşan; artmış ya da azalmış vaskülariteye neden olabilen travmayla ilişkilendirilmektedir (22, 23).

Kemik remodelasyonu mekanik faktörlerden etkilenmektedir. Fizyolojik yüklere maruz kalan kemik yapısal olarak korunurken, fizyolojik kuvvetlerle karşılaşmayan kemik atrofiye uğramaktadır. Çiğneme kuvvetleri alveol kemiğine periodontal ligamentler ile iletilmektedir. Rezidüel kret tamamen farklı türden kuvvetlere maruz kalmaktadır (24,25). Kretin maruz kaldığı kuvvet miktarını azaltma etkisi viskoelastik bir materyal olarak nitelendirilen mukoperiostun içinde yer almaktadır (24, 26).

2.1.5. Tam Dişsiz Çenelerin Sınıflandırılması ve Tedavi Seçenekleri

Misch (2005), total dişsiz çeneleri üç ana sınıfa ayırmaktadır. Her bir çene anterior, sağ posterior ve sol posterior olarak 3 kısımda incelenmektedir. Mandibulada anterior bölge interforaminal, posterior bölge ise, foramen mentalelerden retromolar bölgeye kadar uzanan kısımlardır (4).

Tip I: Dişsiz kemik arkında kemik miktarı üç bölümde de aynıdır. Dört farklı divizyonu ile tanımlanmaktadır.

- **Tip I A Divizyonu** kemik miktarının her üç bölümde de yeterli genişlik ve yükseklikte olması,
- **Tip I B Divizyonu** kemiğin yeterli yüksekliğe sahip olması ancak kemik genişliğinin 5 mm'den az olması,
- **Tip I C Divizyonu** implant uygulaması için yeterli kalınlıkta kemiğin olması fakat kemik yüksekliğinin özellikle arka bölgelerde oldukça az olması.
- **Tip I D Divizyonu** dişsiz çeneler geleneksel tedaviler ve implant tedavilerinde en zorlayıcı durumunu içeren kemiğin aşırı derecede rezorbe durumunu tanımlamaktadır. Uygun boyutta endosseoz implant uygulanabilmesi için otojen iliak greftler ile kemik boyu yükseltilebilir. Başarısız bir tedavi patolojik kırıklar ve tedavi edilemez durumlar geliştirebilir. Bu tip kemikte, endosseoz implantlar, sadece alt çenenin ön bölgesinde bazal kemiğin en fazla bulunduğu yerlere uygulanabilir. Kısa ve geniş çaplı silindirik implantlar, özel kortikal frezler kullanılarak yerleştirilebilir.

Tip II: Tip II çenelerde sınıflamalar Tip I'e benzerlik göstermekle birlikte posterior bölge ve anterior bölge boyutları farklıdır. Genellikle posterior bölgede, anteriora göre daha fazla kemik rezorpsiyonu izlenir.

Tip II A ve B Divizyonu: Anterior bölgede geniş çaplı implantları yerleştirmek için yeterli miktarda kemik mevcut iken posterior bölgelerde ancak dar çaptaki silindirik implantları veya blade implantları yerleştirecek kadar 5 mm'den daha az kemik kalınlığı ve 8 mm ila 12 mm dikey kemik yüksekliği mevcut olduğu sınıflamadır. Otojen greftleme

işlemi yapılabilir (Şekil).

Tip II A ve C Divizyonu: Bu tip çenelerde anterior bölgede kısa uzunlukta kemik içi implant uygulanabilir.

Tip II A ve D Divizyonu: C divizyonundaki kemiği transplantasyonlar ile B şekline çevirmek mümkün olabilirken, D için bu imkansızdır.

Tip II B ve C Divizyonu: Vertikal ve horizontal yönde kemik yetersizliğinden dolayı posterior bölgeye implant uygulanmasının mümkün olmadığı durumdur. Sinir lateralizasyon veya sinus lifting teknikleri ile bu bölgelere implant uygulanabilir.

Tip III: Alt ve üst çene posterior bölgeler birbirinden farklılık gösterir. Bu durumun varlığında, sınıflamada kullanılan harfler önce ön bölgeyi, sonra sağ arka ve ardından, sol arka bölgeyi göstermektedir (4). İnterforaminal bölgeye 2 veya 4 implant yerleşimine imkan veren orta dereceli rezorbe mandibulalarda overdenture protezlerin fikse edilmesi için yaygın bir tedavi yöntemi olarak kullanılmaktadır (27,28)

2.2. Aşırı Rezorbe Mandibulada İleri Cerrahi İşlemleri

Standart implant tedavilerinin uygulanamayacağı aşırı rezorbe mandibulada, mevcut kemiğin genişliğini ve yüksekliğini arttırmak mümkündür. ogmentasyon prosedürleri ve distraksiyon osteogenezisi bu prosedürlerin başında gelmektedir (29).

Farklı teknikler ve greft materyalleri ile mandibular kret hacmini artırmak amacıyla onley ya da interpozisyonel kemik greftleri kullanılmaktadır (30). Otojen greftler; ileri derece rezorpsiyonda kemik yüksekliğini arttırabilmek için blok halinde uygulanmaktadır. Otojen kemik greftleri ağız içinden mandibular simfiz veya ramus bölgeleri, ağız dışı olarak ise genellikle iliak veya tibial bölgeleri tercih edilmektedir (31- 34). Bu greftler içerisinde en çok tercih edilenler iliak kemik, tibial greftler, kalvaria otojen greftlerdir (30,35). İkinci bir cerrahi operasyon gerektirir ve verici sahada komplikasyonlara neden

olabilirler (36,37). Greft uygulamalarının en önemli komplikasyonlar yumuşak doku yetersizliğine bağlı olarak dehisens oluşumu, greft bölgesinin enfekte olması, fraktürler, verici alanda morbidite olduğu bildirilmiştir (38,39). Tedavi sonrası ilk 6 aylık süreçte ortalama %25 rezorpsiyon gösterilmiştir (40).

Distraksiyon Osteogenezi; yetersiz kemik hacmi bulunan bölgeyi günde 1 mm aktive ederek, yeni kemik matriksi oluşumunu uyarmak suretiyle kemik hacmini arttırmaya yarayan cerrahi yöntem olarak bildirilmiştir. Verici saha olmaması ve morbidite riski bulunmayışı sebebiyle alternatif bir tedavi şekli olarak kabul edilmektedir. (41,42).

İleri cerrahi yöntemlerle kemik yükseltildikten sonra kemik içi implantların uygulanması konusunda farklı görüşler mevcuttur. Stellingsma ve ark. (2004), ileri cerrahi tedavilerinin başarı oranını %88 ile %100 arasında olduğunu (29); Perdijk ve ark. (2007) ise komplikasyon oranını %66 olduğunu ve alternatif tedavi de kısa implant uygulanmasının yer alabileceğini önermektedir (43).

Atrofik çenelerde anatomik yapıların varlığı nedeniyle mandibulada implant yerleşiminde inferior mandibular sinir engeli ile karşılaşılırken, maksillada maksillar sinüs engeliyle karşılaşmaktadır. Özellikle posterior bölgede implant yerleşimi için kemik ogmentasyonu, inferior mandibular sinir lateralizasyonu, kısa implant, zigoma ve pterigoid implant yaygın kullanımdadır (44). Kemik ogmentasyon prosedurlerinin süresi, greft materyalinin komplikasyon riski gibi dezavantajları bulunmaktadır (45). Sinir lateralizasyonu da nörosensitif bozukluklara neden olmaktadır (46). İmplantlar daha posteriora yerleştirilemediğinde yapılan uzun distal kantilever protezin ömrünü kısaltmaktadır. Vida gevşemesi, implantın ya da protetik elemanların mekanik kırıkları ve distal implant etrafında kemik kayıplarına neden olmaktadır. (47). İmplant sayısından bağımsız olarak distal kantilever uzunlununun optimal stabilite sağlaması için 7 mm'yi geçmemesi gerekmektedir. Uzun kantilever en distaldeki implantlara 2 kat daha fazla kuvvet uygulamaktadır (48,49). Bu nedenle ilave cerrahi işlem yapmadan kısa implant kullanımı için 6-7 mm alveol kemiği yüksekliğini gerekliliği vurgulanmaktadır. (50)

Pterigoid ve zigoma implantların kullanımında pterygopalatin fossa bölgesinde maksiller arter ve dallar komplikasyon riskini arttırmaktadır ve ileri cerrahi deneyimini gerektirmektedir (51,52).

Bu tekniklere alternatif olarak optimal implant yerleşimine engel olan anatomik yapıların varlığı durumunda açılı implantların protezin anterioposterior stabilitesini koruyarak distal kantilever uzunluğunu büyük ölçüde azaltan iyi bir tedavi seçeneği haline gelmektedir (53). Açılı implantlar protezlerin gerilme streslerini de azaltmaktadır (54). 2 boyutlu sonlu eleman analizi çalışmasında distal kantilever kullanımının implantlar etrafındaki marjinal kemikte yüksek streslere neden olduğu gösterilmiştir (55). Apikale eğimli implantların kullanımı ile distal kantilever kolunun kısaltılması kemik içindeki stresi azaltmaktadır (55). Ayrıca açılı implantların kullanımı distal kantilever uzunluğu mandibulada 6.5mm, maksillada 9.3mm kısaltmaktadır (53).

Açılı implant sistemi 2003 yılında Paulo Malo tarafından All-on-four protokolü olarak tamamen dişsiz çenelere ya da hemen çekim sonrasında 'köşe taşı' gibi yerleştirilen 2 düz anterior ve 2 açılı posterior implant sistemini tanımlamaktadır. Biyomekanik analizler aradaki implantların sayısından bağımsız olarak en posteriordaki ve en anteriordaki implantların kantilever yükünün büyük bir kısmını paylaştıklarını göstermektedir. Anterior implantların üzerine 0 ile 17° açılı çok parçalı vidalı abutmentler kullanılmaktadır. Posterior implantlar mandibulada mental foramenin, maksillada maksiller sinüsün anterior duvarının anteriorundan geçecek şekilde meziodistal yönde meziale doğru oklüzal düzlem ile yaklaşık 30° açı yapacak şekilde yerleştirilir. Bu konum yaklaşık olarak ikinci premolar ya da birinci molar pozisyonuna denk gelmektedir. Posterior implantlar üzerine 30-45° açılı çok parçalı vidalı abutmentler kullanılmaktadır (56,57).

Primer stabilite mekanik olarak immediate yüklemeye önemli rol oynamaktadır. Çoğunlukla uzun dönem atrofide problem olan vertikal implant yerleşimi

terkedilmektedir. (58). İmmediyat fonksiyonun sınıflandırması biyolojik prensiplerden çok mekanik mühendisliğe dayanmaktadır (59,60). Mandibulada açılı implant uygulamalarının immediyat fonksiyon tam ark sınıflandırması (61):

Sınıf A Mandibula: Birinci molar bölgesinde inferior alveolar sinirin üzerine implant yerleştirebilecek yeterli vertikal kemiğin bulunduğu durumdur (61). Mental foramenin posterioruna implant yerleştirilebilmektedir. 4 vertikal implant 20 mm ya da daha fazla aralıkla yerleştirilmektedir (62).

Sınıf B Mandibula: İ inferior alveolar sinirin üzerinde kemik yetersizliği implantın posteriora doğru açılarak foramenin posterioruna yerleşiminin mümkün olduğu ancak foramenin posterioruna vertikal implantın yerleşimi için yeterli kemik yüksekliğinin olmadığı durumdur. Bu durum çoğunlukla 10 mm distal kantilever planlandığı 2. premolar hizasından implant yerleşimine izin vermektedir (63). Anterior bölgeye 2 implant krete dik olacak şekilde eşit aralıklarla yerleştirilebilmektedir. 4 implant arası mesafe yaklaşık 15 mm aralıkta olup toplam ark mesafesi 40-45 mm' dir.

Sınıf C Mandibula: Foramenin üzerindeki yetersiz vertikal kemik varlığı nedeniyle açılı implant giriş noktası foramenin önünde birinci premolar bölgesine lokalize edilmektedir (61). Anteriposterior dağılım yaklaşık 10 ile 12 mm'ye kadar azalmaktadır. Yerleşim arkı yaklaşık 30 ile 40 mm 'dir. Kemik çoğunlukla yüksek yoğunlukta olduğu için anteriposterior dağılımı daha az arttıran 'all-on-3' yerleşimi kullanımı bir seçenek olarak gösterilmektedir (64,65).

Sınıf D Mandibula: Vertikal yüksekliğin 10 mm' den az olduğu ve Cawood Howell sınıf 5 ve 6 atrofisini karşılamaktadır (15). İ inferior alveolar sinir çoğunlukla ekspozedir ve kret tepesindedir. Anteriposterior dağılımını arttırmak için implant giriş bölgesi foramen konkavitesinden başlatılmaktadır. Anteriposterior dağılım yaklaşık 8 ile 12 mm arasında, toplam mesafe arkta yaklaşık 25 ile 35 mm olarak belirlenmektedir. Ark

uzunluğunda vertikal kemik boyutu azaldıkça implant yerleşim riskleri artmakta ve az sayıdaki implant varlığı yüklenme biyomekaniğini karşılayabilmektedir. Sınıf D mandibulanın hemen fonksiyonun sağlamak için 3 implant yeterli olabilmektedir (62).

İmplant yerleşiminin maksimum anterioposterior dağılım göstermesini sağlamak ve sinir hasanını engellemek için preprotetik cerrahi planlama gerekmektedir (67,68). All-on-four tablasının oluşturulmasında anterior ve posterior bölgede aynı düzlemde kemik yüksekliğinin elde edilmesi için vertikal yönde kemiğin alınması gereklidir (62). Alt ve üst çenede açılı implant uygulamalarının tedavi planlaması yetersiz interark mesafe nedeniyle protetik başarısızlığa neden olabilmektedir. Minimum 20 mm interark mesafe gerekmektedir (2,68). İnterark mesafenin minimum 20 mm olması ve all-on-four tablasının oluşturulması fonksiyonu protetik rehabilitasyon için önemlidir (61).

Alveolar düzlemin interpupillar çizgiye paralel hale getirilmesi, üst ve alt 'All on-four' beraber yapıldığında tablaların birbirine paralel olması gerekmektedir (68). Kumsaati defektleri şeklinde alveolar daralma vakalarında alveolar genişlik azalmaktadır (2). İmplant uygulayabilmek için yeterli yer barındıran alveolar bazise kadar indirgeme yapmak zorunda kalınabilmektedir. Belirgin periapikal defektlere neden olan ağır periodontal doku kayıplı vakalarda tablanın ayarlanması optimal implant yerleşimine engel olan defektleri elemine etmektedir (61).

Osteoporetik hastaların mandibulalarında alveol kemik yüksekliği azaltıldığında primer stabilitenin sağlanması mümkün olmamaktadır. Vertikal kemik uzunluğu biraz daha azaltılarak inferior kenar kemiğe daha uzun implantların fiksasyonu ile bikortikal yerleşim yapılmaktadır. Kortikal kemiğin olmadığı durumlarda immediyat yükleme için gerekli yeterli tork ve implant stabilitesi sağlanamamaktadır (69). Ayrıca kemik yüksekliği mental kasın kemiğe bağlandığı yere kadar yapıldığında çene ucu sarkmasına neden olabilmektedir (70). Lingual yüzey implantların primer stabilitesi için anahtar rol oynamaktadır (71). Belirgin osteoporoz varlığında ve uzun implantlar kullanıldığında bile inferior kenar kemiğine ulaşamadığında, lingual yüzey implant stabilitesi için çok önemli

olmaktadır. Lingual yüzey kalınlaştıkça, primer stabilite ve osseointegrasyonda başarı artmaktadır (72).

Açılı implantlarla sağlanan All-on-Four tekniğinin avantajları; açılı pozisyonda posteriora daha uzun implantların kullanımı ile bikortikal ankraj imkanının sağlanması, anatomik yapıların korunması, implant sayısındaki azalma ve greftleme işlemine gerekliliğin olmaması ile maliyetin düşmesi (73), komplikasyon riskinin ogmentasyon prosedürlerine göre daha az olması (74), daha az sayıda implant kullanımı ile protezin implant üst yapısına pasif oturmasının daha kolay sağlanabilmesi (75), tedavi süresinin kısılması olarak kabul edilmektedir. Açılı abutmentlere ihtiyaç duyulduğunda restorasyon prosedürlerinin zorluğu parçalı abutment için yeterli vertikal mesafeye ihtiyaç olması (73) ise dezavantajı olarak sıralanabilir.

Krekmanov ve ark. (2000) distal kantilever uzunluğunu mandibulada 6.5mm azalması için mental foramenler arasındaki posterior implantların 25° ile 35° distale açılı yerleştirilebileceğini, bilateral kantilever uzunluğunun 20 mm 'ye kadar arttırılabileceği açılı implantların ömrünün vertikal yerleştirilen implantların ömrüyle benzerlik gösterdiğini bildirilmiştir (53).

Açılı implant uygulama protokolünde posterior implantların mental foramenin anteriorunda 30° distal açı ile yerleştirildiği , anterior implantların ise kanin ve lateral bölgesine vertikal olarak yerleştirildiği bildirilmiştir (29). Açılı implant uygulama protokolünde posterior implantları açlandırmak kemik içindeki implant boyunu %50 'ye kadar arttırmakta olduğu; anterior implantlarda açlandırılırsa aynı şekilde bir artma olacağı, 4 implantın da "V" şeklinde açlandırılması ile 5mm yüksekliğinde mandibulaya 10 mm 'lik 4 implant yerleştirilebileceği bildirilmiştir (56,76). Bu sistemle yerleştirilen implantlar sonrası hemen geçici protezlerin uygulanabileceği; implant yuvalarının inferior sınırdan uzaklaşması ile kırık riskinin arttıracağı bildirilmiştir (76).

2.3. Atrofik Çenelerde Travma

Gelişmekte olan veya az gelişmiş ülkelerde trafik önlemlerinin yetersizliğinden ve iç karışıklıklardan dolayı travmalar daha şiddetli olmaktadır (77). Dünya sağlık örgütü dünya nüfusunun yaşlandığını, travma oranlarının arttığını ve gelecekte de artacağını bildirmiştir (78,79). 2000 ile 2010 yılları arasında yaşlı hastaların maksillofasiyal travmalarında artış izlenmesi ve mandibular kırıklarının tüm maksillofasiyal kırıklar arasında %20 'ye ulaşmasında rol oynayan etkenlerin yaşam süresinin uzaması, yaşlı nüfusun artması ve yaşlı insanların daha aktif bir hayat sürmesinin göstergesi olduğu bildirilmiştir (80,81,82,83).

Mandibula insan vücudunun en çok kırılan onuncu, fasiyal kemiklerin ise ikinci kemiği olduğu (84), mandibula kırıklarının maksilla kırıklarına göre 1.5 kat daha fazla olduğu (85), dişsiz çeneler de ise kırıkların daha çok atrofik çenelere sahip yaşlı bireylerde görüldüğü bildirilmiştir (86). Azevedo ve ark. 10766 mandibula kırığı olduğunu ve bununda yıllık 100.000 insanda %11,5 oranına denk geldiğini rapor etmektedir (87). Sakr ve ark. ise 509 hastanın %61'inde (88) mandibula fraktürü olduğunu bildirmiştir. Czerwinski ve ark. 181 hastada 307 mandibula kırığı olduğunu bu kırıkların yaklaşık %33'ünün omurga, pelvis ve ekstremiteler kırıkları ile birlikte izlendiğini bildirmiştir (89)

Mandibula fraktürlerinin cinsiyetlere göre dağılımında en sık genç ve orta yaş erkeklerde izlenirken orta ve ileri yaş kadınlarda sıklığı azdır (90). Bormann ve ark. 'ın çalışmasında 65 yaş sonrası kadınlarda mandibula fraktürü görülme sıklığında bir artış izlendiği bildirilmiştir. Etiyolojisinde en çok trafik kazaları olan 696 mandibula fraktürünün %42'sinin kondil, %21 'inin simfiz ve parasimfiz, %20 'sinin angulus ve %15 'inin korpus bölgesinde olduğunu rapor edilmiştir (91).

Trafik kazaları, kavga, düşme, is kazaları, atesli silah ve spor yaralanmaları mandibular fraktürlerinde izlenen etiyolojik faktörlerdir (90). 10766 hasta ve 13434 mandibula kırığının %54'ü kavga ve şiddet kaynaklı olduğu (87), 230 yetişkin mandibula fraktürünün %38'nin trafik kazaları nedeni olduğu rapor edilmiştir (92). 252 mandibula

kırığının etiolojisinde %36.2 ile trafik kazaları, %26.7 ile kavga ve siddet, %22.4 ile de dsmeler rol oynamıştır (93).

Yang ve ark. 65 yaş üstü hasta gruplarında %12,7 tam dişsizlik bildirmiştir (94). Mugino ve ark. 1980 ile 2004 yılları arasında tedavi ettiği 335 mandibula kırığı vakasında %3 oranında dişsizlik, %2.3 oranında ise atrofik mandibula olduğunu, bu oranlara bakıldığında klinisyenlerin atrofik dişsiz mandibula fraktürleri ile ilgili klinik tecrübesinin az olduğunu belirtmiştir (95).

Yamamoto ve ark. 247 maksillofasial yaralanmayı inceledikleri çalışmasında; düşmelerin %70 inin 75 yaş üstü hastalarda, trafik kazalarının 75 yaş altı hastalarda olduğunu bildirmiştir. 247 hastanın 140 'ında (%56.7) mandibulada, 17 'sinde ise (%6.9) hem mandibula hem de ortayzde kırık bildirilmiştir. Mandibuladaki kırıklarda 93 hastada tek, 45 hastada iki, 12 hastada 3 ve 1 hastada 4 kırık hattı olduğu ve 148 kırık hattının kondilde, 33 kırık hattının korpusta, 24 kırık hattının simfizde, 6 kırık hattının ise alveol kemikte olduğu bildirilmiştir (96).

Tam veya yarı gömülü 20 yaş dişleri kemik kaybı oluşturarak angulus mandibulayı zayıflatacağı ve kırıklara sebep olabileceği ancak 190 hastanın incelendiği çalışmada erupşiyonun miktarı ile kırık arasında ilişki kurulamadığını bildirilmiştir (97).

Maksillofasiyal kırıkların yaşlı hastalarda yaşla ilişkili değişiklikler sistemik patolojiler ilişkide olduğu ancak kırıkların etiolojisi insidansı ve paterninin coğrafyaya ve sosyoekonomik seviyeye göre değişiklik gösterdiği bildirilmiştir (98). Atrofik mandibulada spontan kırıklar bildirilmesine rağmen (99,100), atrofik veya uzun süreli dişsiz mandibulada travma ile kırık meydana gelebileceği gibi travma olmadan meydana gelebilecek spontan kırıkların çok yaygın olmadığı görüşü hakimdir (101). Mandibulada meydana gelen patolojik kırıkların tüm mandibula kırıklarına oranının %2 olduğu ve kırık oluşturabilecek patolojilerin varlığında normal kabul edilebilen travmaların bile kırık meydana getirdiği bildirilmiştir (102).

Luhr ve ark. kırık hattındaki kemik yüksekliğini göz önünde bulundurarak atrofik mandibulada kırık sınıflamasını tanımlamıştır. Kırık hattındaki kemik yüksekliği 20 mm 'den az ise atrofik olarak sınıflandırılacağını, 16 ile 20 mm Sınıf 1, 11 ile 15mm Sınıf 2, 10 mm 'den az kemik yüksekliği ise Sınıf 3 olarak tanımlamıştır (103) (Tablo 2.1).

LUHR SINIFLAMASI	KIRIK HATTINDA MANDİBULA YÜKSEKLİĞİ
SINIF 1	16-20 MM
SINIF 2	11-15 MM
SINIF 3	<10 MM

Tablo 2.1: Luhr Sınıflaması

Genç ve yaşlı hastalarda mandibula kırıklarının tedavi prensipleri benzer olsa da kemik atrofisinin miktarı, kalan diş sayısı ve doku iyileşmesinde yetersizlikler; yaşlı hastaların kısıtlı fiziksel fizyolojik özellikler ve kardiyovasküler problemlerin tedavi yaklaşımlarını değiştirdiği bildirilmiştir (104,105). Anjiyografi ile atrofik mandibulanın beslenmesinin incelendiği çalışmada atrofik mandibulanın primer beslenmesinin periost tarafından sağlandığı, açık redüksiyonla kırık tedavisinde periostun kaldırılmasının beslenme bozukluğu meydana getireceği bildirilmiştir (106). Atrofik mandibular fraktürlerinin tedavileri kortikal kemik yoğunluğunun yüksek olması ve beslenmenin periost tarafından sağlanması ve kas kuvvetlerinin yoğunluğu sebebiyle komplikedir (107,108). Ayrıca yaşlı hastalarda genel anestezi komplikasyonları, mandibulanın kortikal kemik oranının artması, beslenmesinin azalması ve fiksasyon prosedürlerinin zorluğu sebebiyle komplike olduğu bildirilmiştir (109).

Dişsiz mandibulada en yaygın implant komplikasyonlarından birinin mandibula fraktürleri olduğu bildirilmiştir (110,111). Yaşam sürelerinin uzaması ve yaşlı hastaların konfor ve estetik beklentilerinin artması ilerleyen yaşlarda implant uygulamalarının arttığı

rapor edilmiştir (112,113). İmplantların kullanımı yaygınlaştıkça atrofik mandibulalarda implant sebepli fraktürlerin sayısının artmakta olduğu bildirilmiştir (114,115).

Dental implantlara bağlı mandibula fraktürlerini ilk olarak Albreksson rapor etmiştir (116) ve literatürde fraktür sıklığı %0.2 olarak bildirilmiştir (118). Mandibula fraktürlerinin aşırı rezorbe mandibulada implant cerrahisi komplikasyonları arasında nadir görülmesine rağmen en korkulan komplikasyon olduğu rapor edilmiştir (119). Mandibulada minimum 7mm kemik yüksekliği ve 6mm kemik genişliğinin implant uygulanması için yeterli olmasına rağmen (110), implant bölgelerinin freze edilmesi atrofik mandibulada kemik bütünlüğünü azalttığını ve iyileşme dönemlerinde bu hastaların travmatik kuvvetlere karşı uyarılması gerektiği vurgulanmaktadır (100). Ancak travma olmaksızın rutin oral fonksiyonların bile aşırı rezorbe mandibulada implant sonrası fraktürlerin izlenebileceği bildirilmiştir (120,121)

Nadir bir komplikasyon olarak implant cerrahisinden sonra mandibular fraktürü genellikle aşırı rezorbe mandibula ile ilişkilendirildiğinden (6,122), bu tip mandibulaya sahip hastalar implant cerrahisi öncesi fraktür komplikasyonu ile ilgili uyarılmasının gerektiği bildirilmektedir (122).

İmplant tedavisi ile atrofik çenelerin protetik rehabilitasyonu sonrasında atrofik mandibulada fraktür rapor edilmiştir. 2015 yılına kadar 18 adet makalede 40 hastada protez yükleme öncesi fraktür rapor edilmiştir (Tablo 2.2).

Yazar	Hasta Sayısı	Notlar
Albrektsson (1988) ¹¹⁶	1	Aşırı atrofik mandibula yalnızca implant deimplante edildikten sonra kırık iyileşmesi
Binder (1989) ¹²²	1	İmplant yerleşimi sonrası osteomyelit ve fraktür
Mason et al (1990) ¹²¹	3	Osteoporoz ile birlikte kırık
Tolman and Keller (1991) ³⁸	5	Erkek hastalarda travma etkenli
Shonberg et al (1992) ¹²³	1	Erkek hastada aşırı atrofik mandibulada
Miloro and Quinn (1994) ¹²⁴	2	1 hastada enfeksiyon sonrası, 1 hastada spontan fraktür
Rothman et al (1995) ¹²⁵	2	Osteoporoz etkenli
Carls et al (1996) ¹²⁶	5	3 hastada enfeksiyon 2 hastada osteotomi nedeni
Schug et al (1999) ¹²⁷	3	3 bayan hasta
Raghoobar et al (2000) ¹¹⁷	4	İmplant yerleşimi veya sökümü sırasında
Gerry et al (2000) ¹¹⁸	4	3 hasta otojen greft ile 1 hasta rekonstruksiyon plağı ile fikse edildi
Meijer et al (2003) ⁷⁶	1	Periimplantitis sonucu fraktür
Murata et al (2004) ¹²⁸	1	Bayan hastada şiddetli rezorpsiyon
O'Sullivan et al (2006) ¹²⁹	1	Erkek hastada osteomyelitis
Chrcanovic et al (2009) ¹⁰⁸	3	1 hastada parsiyel dişsizlik varlığı
Aziz et al (2009) ¹³⁰	1	Şiddetli rezorpsiyon
Almasri ve El-Hakim (2012) ¹³¹	1	Kontrol altında hipotiroid
Verzola et al (2015) ¹³²	1	Oral bifosfonat kullanımı

Tablo 2.2: İmplantla bağlı mandibula kırıkları

Klinik gözlemler ve in vitro çalışmaları ile total dişsizlik olgularının implantla rehabilitasyonu için mandibular tam ark sabit protez çalışmalarında 5 veya 6 implant yerine 4 implant uygulanması önerilmiştir (133-136). Ancak protezlerin cantilever uzunluklarının çigneme kuvvetlerine dayanıklılığının önemi bildirilmiştir (137). Gallucci ve ark. 5 yıl sonunda kantilever uzantılı protezlerde başarı oranını %86.7 olarak bildirmiştir (138).

Aşırı rezorbe mandibulada en az 4 implant önerildiği ancak 4 'ten fazla implantın fraktür ihtimalini arttırdığı bildirilmiştir (28). Simfiz bölgesi 10 mm 'den az yüksekliğe sahip dişsiz mandibulalı hastalarda implant uygulanmasının fraktürlere neden olabileceğinden hastaların iyi değerlendirilmesi gerektiği bildirilmiştir (107).

Mandibulanın geometrisine ve yapısal özelliklerine göre simfiz ve parasimfiz bölgelere uygulanan kuvvetler sonucu mekanik cevapların bölgesel olarak değişiklik gösterdiği bunların kalınlık, yoğunluk ve sertlik olduğu bildirilmiştir. Kondil boynunda kemik kalınlığı düşük olduğundan bu bölge kırığa yatkındır (83). Mandibulaya uygulanan travmatik kuvvet ile korpus mandibulada oluşan eşdeğer gerilme kuvvetleri en çok kalınlığın, yoğunluğun ve sertliğin fazla olduğu bölgelerde oluştuğu bildirilmiştir (140,141)

2.5. Kuvvet Analizleri

Kuvvet analizleri bir cisme etki eden kuvvetlerin, cisim içerisinde oluşturdıkları gerilimlerini saptayarak, etkilerini değerlendirmek amacıyla uygulanan analizlerdir.

Kuvvet, cismin hızını, yönünü ve şeklini değiştiren etki olarak tanımlanır. Büyüklüğü, süresi, yönü, tipi ve magnifikasyonu olan vektörel bir niceliktir. Birimi Newton (N) veya kilogram kuvvet (kgf) olup; $1 \text{ kgf} = 9.8 \text{ N}$ 'dur.

" F (kuvvet) = m (kütle) x a (ivme)" olarak formüle edilir. Cisme etkiyen kuvvet sıkışma (baskı/compressive), gerilme (çekme/tensile) ve makaslama (kayma/shear) olmak üzere 3 tiptedir. Baskı kuvvetleri, cismin partiküllerini bir araya getirmeye zorlarken, çekme kuvveti birbirinden uzaklaştırır. Makaslama kuvvetleri ise birbirileri üzerinden kaymalarına sebep olur.

Kütle bir cismi meydana getiren madde miktarı olup cismin ivme kazanmaya karşı uyguladığı direnç olarak da tanımlanabilir. Bir cismin ağırlığı ise, cisim üzerindeki yerçekimi kuvvetidir. Kütle ve ağırlık karıştırılsa da, kütle yerçekiminden bağımsızdır ve cismin değişmeyen bir özelliğidir.

Stres (Gerilme), birim alana düşen kuvvet miktarıdır. Stresin büyüklüğü uygulanan kuvvetin büyüklüğü ve kuvvetin dağıldığı alana bağlıdır (142). Bir cisme kuvvet uygulandığında, cisim içinde kuvvetle aynı miktarda ancak ters yönde bir tepki gerilmesi oluşur. Kuvvet karşısında oluşan bu tepkiye stres adı verilir. Hem uygulanan kuvvet, hem de içerideki gerilme direnci cismin tüm yüzeyine yayılır (143).

Stres (S) = Kuvvet (F) / Alan (A) olarak formüle edilir. Birimi Paskaldır ($P = N/m^2$). Ancak çalışmalarda ürünlerin karakteristik dayanımının ifadesinde kullanıldığı için gerilme birimi Megapaskal olarak geçmektedir ve $1 \text{ MPa} = 1 \text{ N/mm}^2$ 'dir (144)

Bir cisim üzerine uygulanan kuvvet, uygulandığı alanla ters orantılı olarak etki eder. Çok farklı açılardan ve yönlerden cisim üzerine gelen kuvvetlerin bileşenleri sonucu stres türü ortaya çıkar. Cisme dik olarak uygulanan kuvvetler, cisim içinde dik (normal) stresleri yaratırken, horizontal ya da teğet olarak gelen kuvvetler ise makaslama (kayma/shear) streslere neden olur.

Dik gelen stresler doğrultularına göre sıkışma (baskı) ya da uzama (çekme) etkisi yaratır. Aynı doğrultuda ancak farklı yönlerde uygulanan kuvvetler cisimde uzamaya neden olur. Bu kuvvetin neden olduğu deformasyona karşı oluşan direnç, uzama stresi (tensile stres) dir. Eğer cisme uygulanan kuvvet aynı doğrultuda fakat farklı yönlerde ise, bu durumda cisim içinde baskı direnci yani baskı stresi (compressive stres) oluşur (145,146).

Normal gerilimler σ sembolü ile kayma gerilimleri ise τ sembolü ile gösterilirler. Cisim üzerinde oluşan stresler genelde tek başına oluşmaz, bir kuvvet baskın olmakla beraber, 3 kuvvet de aynı anda mevcuttur. Bu streslere birleşik (kompleks) stresler denilmektedir (147).

Gerinim (Strain) (birim şekil değiştirme) cisme kuvvet uygulandığında, yani stres oluştuğunda cismin her alanında meydana gelen birim uzunluktaki değişimi, cismin fiziksel deformasyonu (elastik veya plastik) olarak tanımlanır ve uzunluktaki değişimin, orijinal uzunluğa oranı olup, ölçü birimi yoktur (148). Elastik gerinimde, stres ortadan kalktıktan sonra cisim eski haline döner. Plastik gerinimde ise geri dönülemez olup cisimde şekil değişikliği, kopma ya da kırılmalara neden olur (149).

Gerinim ve gerilme birbirinden farklı niceliklerdir. Gerilim büyüklük ve yönü olan bir kuvvet iken, gerinim bir kuvvet değil sadece bir büyüklüktür (148,150). **Elastisite (Young's) Modülü** cisimlerin üzerine etkiyen kuvvetin kaldırılmasıyla, ilk durumuna dönme yetisine elastisite denir. Üzerindeki yükün kaldırılmasıyla ilk durumuna tamamen geri dönen cisimlere elastik cisim denir (151). Elastisite modülü, gerilmenin gerinime oranı olup (stres/strain), materyalin sertliğinin ölçüsünü verir. Birimi Gigapaskal (GPa)'dır (148).

Her madde kendine özgü elastisite modülüne sahip olup elastisite modülü kg/cm^2 cinsinden ölçülür. Elastisite modülü arttıkça cismin katılığı da artar. Yüksek bir elastisite modülüne sahip bir cisim, aynı kuvvetler altında, düşük elastisite modülüne sahip bir cisimden daha az deformasyona uğrar (148).

Hooke Kanunu belirli sınırlar dahilinde, cisimde meydana gelen uzamanın, çekme kuvveti ile orantılı olduğunu söyleyen kanundur. Kuvvet ile meydana getirdiği uzama arasındaki basit lineer bağlantı, ilk defa İngiliz matematikçi Hooke tarafından 1678 yılında formüle edilmiştir.

$$\gamma : P / AE$$

γ : cismin toplam uzaması

P: cisimi uzatan kuvvet

l: cismin uzunluğu

A: cismin kesit alanı

E: cismin elastisite modülü

Cisimde meydana gelen uzama, çekme kuvveti ve cismin uzunluğu ile doğru orantılı iken, kesit alanı ve elastisite modülü ile ters orantılıdır (152).

Poisson Oranı elastik sınırlar içinde kuvvete lateral gerinimin, aksiyal gerinime oranıdır. Başka bir deyişle; cismin enine birim deformasyonunun, boyuna birim deformasyonuna oranı 'Poisson oranı' olarak ifade edilmektedir. ν ile sembolize edilir (152).

$$\nu : -\epsilon_2 / \epsilon_1$$

ϵ_2 : enine birim deformasyon

ϵ_1 : boyuna birim deformasyon

Poisson oranı, bütün maddeler için 0 ile 0,5 arasında değişkenlik gösterir ve cisme ait ayırıcı bir özelliktir. Gerdirilen bir lastik şeridin boyunun uzamasına karşılık, eninin daralması örnek gösterilebilir (143).

Lineer Elastik Cisim cismin yapısında oluşan deformasyonun veya gerinimin, uygulanan kuvvetler ile orantılı olarak değiştii cisimdir.

İzotropik Cisim yükün doğrultusuna bağlı olmaksızın, her yerinde aynı fiziksel karakteristiği gösteren materyaldir (144). Başka bir tanımı ise, cismin yapısal elemanlarının her doğrultuda materyal özelliklerinin aynı olduğu durumdur (152).

Homojen Cisim materyalin noktadan noktaya aynı özelliği gösterdiği cisimdir.

2.5.1. Kuvvet Analizi Yöntemleri

- Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi
- Gerilim ölçer (Strain Gauge) Kuvvet Analiz Yöntemi
- Kırılgan Vernik (Brittle Lacquer) Kuvvet Analiz Yöntemi
- Radyoteleometri Kuvvet Analiz Yöntemi
- Holografik İnterferometri ile Kuvvet Analizi Yöntemi
- Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi
- Sonlu Elemanlar (Finite Element) Kuvvet Analiz Yöntemi (153).

2.5.1.1. Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi

Diğer analiz yöntemlerine kıyasla, modeldeki iç baskıları ve gerilimleri gözle görülebilen ışık taslakları haline dönüştürerek, gerilimin doğrudan gözlenmesine imkan veren bir analiz tekniğidir. Bazı ortamların kuvvet altında çift kırıcılık göstermesi ve ışığın polarizasyonu olan iki temel prensiple çalışır. Işık, Nicol prizmasından geçince polarize

olur. Bu polarize ışık huzmesi, yüklenmiş fotoelastik materyalden geçtiğinde maddeyi farklı hızlarda geçen dikey titreşimlere dönüştürür. Bu faz farkı polariskopla gözlenerek, oluşan stres düzeyleri tespit edilir (153). Bu yöntem, materyaldeki kritik stres noktalarının ve düzensiz geometrideki stres yoğunluğunun belirlenmesinde önemli bir analizdir (154). Fotoelastik kuvvet analiz yöntemi, 2 boyutlu, 3 boyutlu ve yarı 3 boyutlu olarak üç farklı teknikle uygulanabilir (155).

2.5.1.2. Gerilim ölçer (Strain Gauge) Kuvvet Analiz Yöntemi

Gerilim ölçer analiziyle, yük altındaki cisimlerde oluşan doğrusal şekil değişiklikleri saptayan aletler ile yapılır. Bu aletler mekanik, mekanik-optik, optik, akustik, elektrik ve elektronik özelliklidir. Elektriksel gerilim ölçer ile, cisim elastikiyet limitleri dahilinde gerilir, böylece daha ince ve daha uzun bir forma kavuşur. Bu değişiklikler yapı içinde sıra ile elektriksel direnci arttıracaktır ya da tam aksine iletken aygıt, cisme baskı yapacak ve böylece cismin boyu kısalacak, kalınlaşacak ve bu sayede elektriksel direnci azalacaktır. Gerilim ölçer yönteminde, bu elektriksel direncin ölçülmesiyle yapı içinde oluşan stres miktarı belirlenir (152).

2.5.1.3. Kırılgan Vernik (Brittle Lacquer) Kuvvet Analizi Yöntemi

Analizi yapılacak olan modele özel bir vernik sürülüp fırınlandıktan sonra yükleme yapılır. Kuvvetlerin yoğun olduğu bölgede görülen çatlaklar ile kuvvetin doğrultusu gözlenir (153)

2.5.1.4. Holografik İnterferometri ile Kuvvet Analizi

Lazer ışını kullanılarak bir cismin 3 boyutlu görüntüsünün holografik film üzerinde kaydedilmesini sağlayan optik bir tekniktir. Bu yöntem ile yüzey deformasyonları nanometre (nm) boyutunda algılanıp görünen ışın saçaklarına dönüştürülerek analiz edilir (153).

2.5.1.5. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi

Homojen, izotropik bir materyale periyodik olarak yükleme yapıldığında ısıda oluşan periyodik değişiklikler materyalin ilgili noktalarındaki asal streslerin toplamı ile doğrudan orantılıdır' prensibini esas alan bir yöntemdir. Çiğneme esnasında bu analiz için gereken periyodik yükleme frekansına ulaşmak mümkün olsada dental implantların statik yüklemesi bu yöntemle yapılamamaktadır (153).

2.5.1.6. Radyoteleometri ile Kuvvet Analiz Yöntemi

Birleşik bir donanım ve yazılım yardımıyla elde edilen verilerin, herhangi bir materyale bağlantısı olmadan transferi üzerine kurulmuş bir analiz yöntemidir (153).

2.5.1.7. Sonlu Elemanlar (Finite Element) Analizi Yöntemi

Sonlu Elemanlar Analizi yöntemi (SEA) cismin matematiksel modeli hazırlanarak, herbir elementin gerinim ve gerilmesini bilgisayar programları ile ölçme işlemlerini içerir. Yapısal analizi, eksternal kuvvet, basınç, termal değişiklikler ve diğer faktörlerin neden olduğu gerilim ve gerinimin belirlenmesine olanak tanır (151).

SEA, yapısal mühendislik problemlerinin çözümü amacıyla kullanılmaktadır. İlk defa 1960 yılında havacılık ve uzay endüstrisinde geliştirilmiş ve günümüzde akışkanlar mekaniği, ısı transferi, elektromanyetik analiz, akustik gibi pek çok alanda kullanılır hale gelmiştir (156).

Bu yöntem ile bir cismin 1, 2 veya 3 boyutlu analizi sayısal olarak yapılabilmektedir (148). Bu matematiksel analiz yöntemi, her ne kadar karmaşık geometriye sahip mühendislik yapı sistemleri için geliştirilmiş olsa bile bilgisayar teknolojisinin gelişimiyle dişhekimliği biyomekaniğinde de kullanım alanı bulmuştur. SEA yöntemini implant dişhekimliğinde ilk kullanan 1979 yılında Weinstein ve ark. 'dır (157).

SEA yöntemleri; termal, nonlinear, model, burkulma (buckling) ve dinamik analizler şeklindedir. Aşamaları aşağıdaki gibidir;

1. Analiz edilecek cismin gerçek boyutu ve özellikleriyle orantılı 2 veya 3 boyutlu model hazırlanır. Cismin geometrisi belirlenir; sonlu elemanlar yönteminde modeller sınırlı sayıda eleman olarak adlandırılan basit geometrik şekillere bölünür. Bu elemanlar belli noktalardan birbirlerine bağlıdır ve bu noktalara düğüm 'node' denir. Katı modellerde, her bir elemandaki yer değiştirmeler, doğrudan düğüm noktalarındaki yer değiştirmeler ile ilişkili iken, düğüm noktalarındaki yer değiştirmeler ise elemanların gerilmeleriyle ilişkilidir. Modelde ki yapıların materyal özellikleri değerleri olan elastik modülü ve poisson oranları belirlenir. Sınırlandırmalar temel sınır (boundary) koşulları ve yükleme oranları belirlenir.

2. Sonlu eleman modeli yaratılır. Sonlu elemanlar ayrıştırılarak mesh'ler oluşturulur.

3. Her bir eleman için ayrı ayrı yazılan denklemler genelleştirilir ve denklem dizisi haline getirilir. Bu denklemlerin çözümü ile düğüm noktası değerlerine ulaşılır.

4. Sonuçlar analiz edilir ve yorumlanır (158,159).

SEA yönteminin diğer yöntemlere göre avantajları;

- Gerçeğe çok yakın model, yazılımlar sayesinde oluşturulabilmesi
- Karmaşık geometriye sahip katı cisimler modellenebilmesi
- Gerilme dağılımı ve lokalizasyonları hassas bir şekilde elde edilebilmesi
- İstenilen sayıda değişik malzeme ile farklı modeller oluşturulabilmesi
- Uygulanan kuvvetlerin malzeme özelliklerinin, geometrilerinin kolayca değiştirilebilmesi ve analizin kolayca tekrarlanabilmesi
- Analiz sonuçları çok kısa sürede elde edilebilmesi

Sonlu elemanlar analizi yönteminin dezavantajları;

- Doğru bir analiz için matematik model sisteminin, mutlaka gerçeğe yakın olması sağlanmalıdır.
- İyi bir sonlu eleman modeli oluşturabilmek için mesleki bilgi, değerlendirme kabiliyeti ve tecrübe gerekir.
- Donanımlı bir bilgisayar ve güvenilir sonlu eleman analizi yazılımı esastır.
- Analiz sonuçlarını düzenlemek ve yorumlamak uğraştırıcı ve zordur (158,159).

2.5.2. Diş Hekimliğinde SEA

SEA yöntemi ile kemiğin biyomekanik özelliklerini veren sonuçların biyomekanik testlerle çıkan sonuçlar ile ilişkili olduğunu bildirmiştir (160-162). Mekanik kuvvetler altında mandibulanın kompleks biyomekanikliğinin incelenmesinde SEA yönteminin faydalı ve non-invaziv bir yöntem olduğunu aksi takdirde kemiğin kuvvete karşı cevabının öngörüsünün zor olduğunu bildirilmiştir (163). Biyomekanik problemlerin incelenmesi için önemli bir araç haline gelen SEA; implantlar etrafında kortikal ve kanselöz kemikteki stress ve gerilme değerlerini ayrı ayrı ölçebilmek için yeterli bir yöntem olduğu bildirilmiştir (164). İn vitro analiz çalışmasında, in vivo yapıların özelliklerinin tam olarak aynısını yansıtmak mümkün değildir. SEA çalışmalarında, biyolojik yapıların aksine tüm unsurlar homojen, izotropik ve lineer kabul edilmektedir (165-168).

SEA ile stress oluşumu Von mises değerleri (maksimum eşdeğer gerilme) veya maksimum eşdeğer gerinim ile elde edilir. Von mises kriterlerinin kırılma objeleri için uygun olmadığı, kırılma objeleri için maksimum eşdeğer gerinim yönteminin uygun olduğu bildirilmiştir (169).

SEA ile belli doku ve bölgelerde biyolojik simülasyonlar ile oluşan biyomekanik değişikliklerin hesaplanabildiği ve bu sayede SEA ile mandibulada travmatik kuvvetlerin

meydana getirdiği değişiklikleri anlaşılabilceği bildirilmiştir (82,83)

SEA analizlerinin eşdeğer gerilme ve eşdeğer gerinim değerlerinin implantta ve kemikte farklı kuvvetler sonucu gösterdiği değişikliklerin diğer in vitro çalışmalarla paralel olduğu rapor edilmiştir (160,161,162,170,171,172).

SEA modelleri ile oluşan stres değerleri, biyolojik yapılardakinin kesin olarak aynı olmadığı için kemik yapısının rezorpsiyonu ve apozisyonu gibi stres miktarına bağlı olan biyolojik değişiklikler tam olarak bilinemez. Kemik ve implant arasında %100 osseointegrasyon mümkün değildir ancak SEA çalışmalarında implant-kemik arasındaki osseointegrasyon %100 olarak kabul edildiğinden in vivo şartlarla farklılık görülebilmesinin mümkün olduğu bildirilmiştir (173,174). SEA ‘nın kullanıldığı mekanik çalışmalarda kırık hatlarına uygulanan miniplakların farklı sistemlerin kondil ve simfiz kırıklarında farklı stabilizeye gösterdiği bildirilmiştir (175-177)

Krekmanov ve ark. distal yerleşimli implantları 25° ile 35° açıldırmanın cantilever uzunluğunu ortalama 6.5 mm kısalttığını ve daha uzun implantların uygulanmasının mümkün olduğunu rapor etmiştir (53). Malo ve ark. tanımladıkları “All-on-four” protokolünde anteriorda 2 implantın aksial, posterior implantların da distale açılı yerleştirilerek tüm implantların birbirine fikse edilmesi gerektiğini bildirmiştir (56,57). SEA ‘nın mandibulada kuvvetler sonucu meydana gelen kuvvetlerin öngörülebilmesinde geçerli ve noninvaziv bir yöntem olduğu bildirilmiştir (178). Mandibulaya lateral yönden gelen kuvvetin mandibulanın posteriorunda kırık hattı oluşturabileceği bildirilmiştir (179). İki boyutlu SEA çalışmalarında posterior implantların distale açıldırılmasının kemiğe ulaşan stresleri azalttığı (180), üç boyutlu SEA çalışmalarında posterior implantların distale açıldırılmasının biyomekanik streslere karşı dayanıklılığı arttırdığını ileri sürülmektedir (55,181).

Bu çalışmada atrofik mandibulada interforaminal bölgeye implantların yerleştirilmesi ile protetik aşamaya kadar olan dönemde lateral ve frontal kuvvetlerin; vertikal, 17° ve 30° açılı monokortikal ve bikortikal yerleştirilen implantların çene kırığı üzerinde olası etkisinin değerlendirilmesi amaçlandı.



3. GEREÇ ve YÖNTEM

Çalışmada tam dişsiz atrofik mandibulanın mental foramenler arasına farklı açılarda monokortikal ve bikortikal yerleştirilen 4 implant bölgesinde lateral ve frontal kuvvetin etkisi SEA yöntemi ile belirlendi. 3 boyutlu (3D) ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması ve SEA işlemi için Intel Xeon 2.40 GHz işlemci, 250 GB Hard disk, 8 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Professional 64 bit işletim sistemi olan bilgisayar kullanıldı.

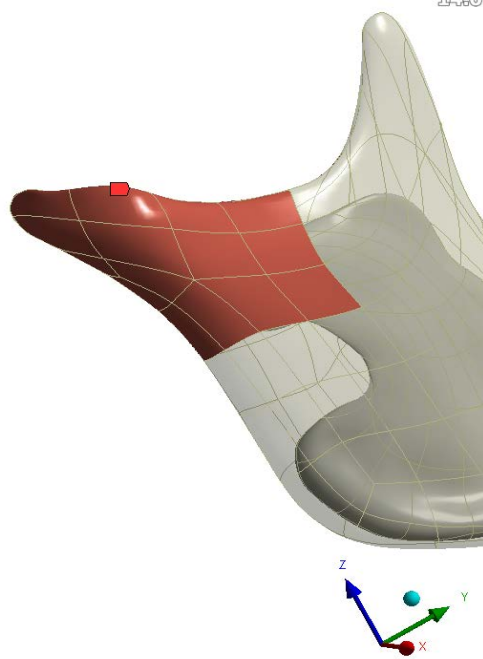
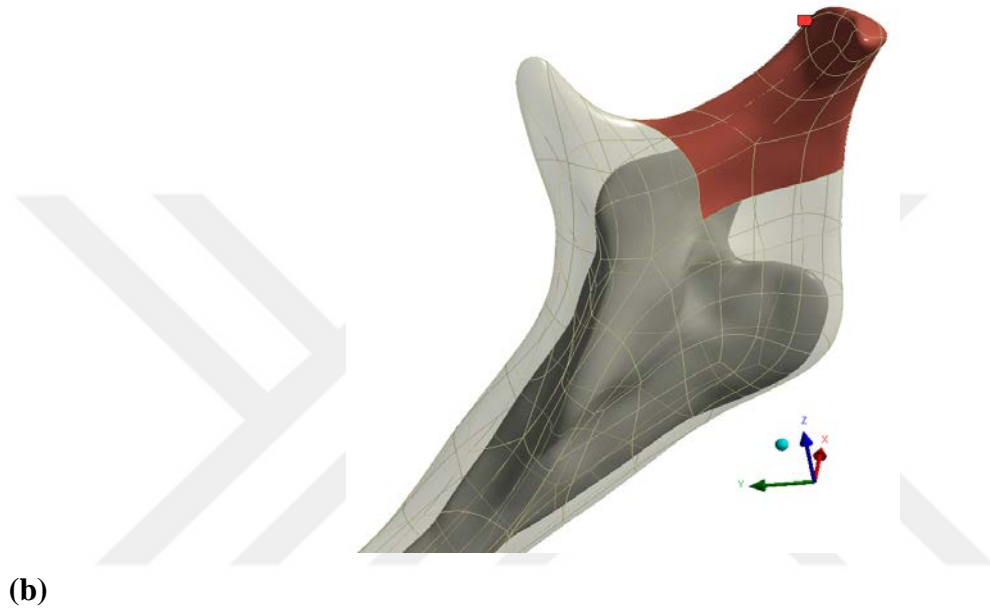
Tam dişsiz bir hastanın mandibulası (12mm) konik hüzme ışınli bir tomografi ile DICOM formatında görüntüledi. Ham datanın 651x651 çözünürlüğünde ve 0.2 mm kalınlığında kesitler ile elde edilen DICOM dosyası bilgisayar ortamında görüntülerin yeniden oluşturulabildiği bir yazılım olan Mimics 12.1 yazılımına (Materialise, Leuven, Belçika) yüklendi. Yazılım ile yeniden oluşturulan görüntüler üzerinde sadeleştirme ve yeniden biçimlendirme işlemleri yapıldı. Mimics yazılımında kesitler üzerinde ayırıştırılan kemik dokularının 3 boyutlu modeli oluşturuldu. Bu 3 boyutlu model, Mimics yazılımındaki sadeleştirme yöntemleri ile asimetrik alanların simetriği oluşturuldu, düzgün oranlara sahip elemanlardan oluşan, pürüzsüz bir yüzey haline getirilerek alt çene kemiğinin modelleme işlemi tamamlanarak “.stl” formatına getirildi. Geomagic 3D (3D Systems, Rock Hill, SC, USA) programı yardımıyla 3 boyutlu hemimandibula bilgisayar destekli tasarım modeli (computer aided design), (CAD) elde edildi. Mandibulanın 3 boyutlu CAD modelinin elde edilmesinin ardından SOLIDWORKS software (Dassault Systèmes SolidWorks Corp., Waltham, MA, USA) programı ile 3.75 mm çapında ve 8,10,12 ve 15mm boylarında konik ve yiv tasarımından arındırılmış dental implantlar yerleştirildi. Tabloda gösterilen materyallerin elastisite modülleri ve poisson oranı değerleri çalışmada kullanıldı (179).

Materyal	Elastik Modül (E)	MPa Poisson Oranı
Titanyum Alaşımı (Ti-6Al-4V)	110000	0.34
Kortikal kemik	8700	0.33
Trabeküler kemik	500	0.3

Tablo 3.1: Elastik modül ve Poisson Oranı

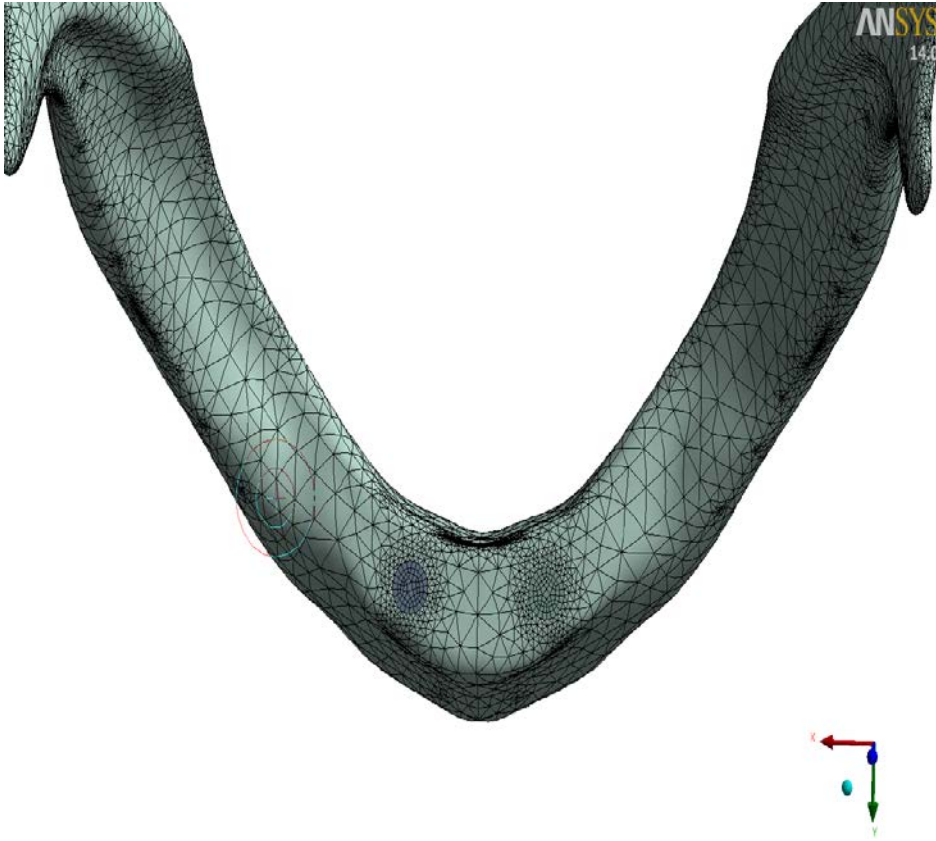
Model kortikal ve trabeküler kemiğin alt ve yan bölgesinden her DOF (Degree of freedom)'da '0' harekete sahip olacak şekilde sabitlenerek direk sınır koşulları oluşturuldu. İmplant materyali olarak Ti-6Al-4V alaşımı belirlendi. Mandibula linear elastic modele sahip olduğundan kortikal ve spongioz kemik lineer ve homojen olarak belirtildi (179). Kuvvet uygulaması öncesi mandibula sınır koşullarının oluşturulması için mandibular kondil bölgesinden sabitleme yapıldı (Şekil 3.1).

a)



Şekil 3.1: Mandibula sınır koşullarının oluşturulması için mandibular kondil bölgesinde işaretli yerlerden sabitlemenin görüntüsü (a) medial (b) lateral

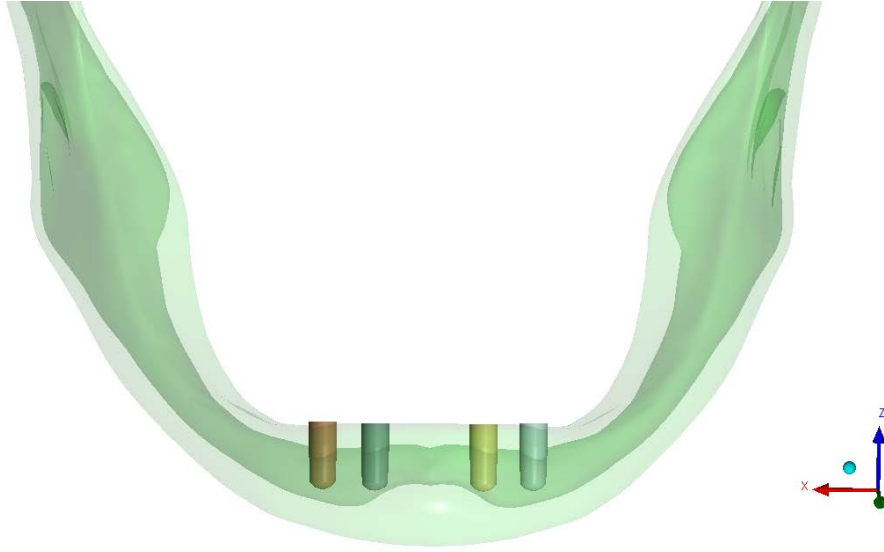
Yükleme koşullarının oluşturulması için CAD modelleri SEA yazılımına ANSYS (Workbench 15.0; ANSYS Inc., Providence, RI, USA) programı kullanılarak aktarıldı. Bu yazılım ile kemik modelleri 3 boyutlu düğüm meşleri 0.5mm – 1mm boyutlarında elemanlara ayrıldı. Düğüm sayısı bütün mandibulada 140000 ile 165000 arasında, eleman sayısı ise 90000 ile 110000 olarak belirlendi. Mandibula kondillerden sabitlenip 10 MPa statik kuvvet frontal ve lateral planda 1sn süre ile uygulandı (179) (Şekil 3.2).



Şekil 3.2: CAD modelde düğümlerin görüntüsü

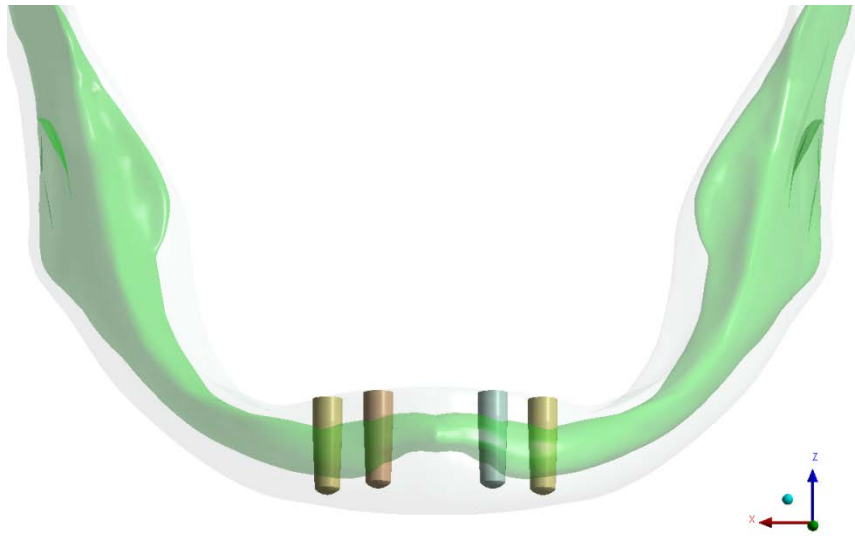
Solidworks programı ile tasarlanan implant modelleri monokortikal (kret tepesi ile spongiöz kemiğin bitim sınırı) ve bikortikal (kret tepesi ile bazal kemik arası) yerleşimli 4 adet dental implant mental foramenler arası bölgeye vertikal, 17° veya 30° açılı olarak yerleştirildi ve toplam 6 model oluşturuldu.

Model 1: Sağ ve sol lateral ve premolar bölgelerine vertikal ve monokortikal olarak toplam 4 adet dental implant yerleştirildi (Şekil 3.3).



Şekil 3.3: Sağ ve sol taraflı lateral ve premolar bölgelerine vertikal ve monokortikal implantların görüntüsü

Model 2: Sağ ve sol lateral ve premolar bölgelerine vertikal ve bikortikal olarak toplam 4 adet implant yerleştirildi (Şekil 3.4).



Şekil 3.4: Sağ ve sol taraflı lateral ve premolar bölgelerine vertikal ve bikortikal implantların görüntüsü

Model 3: Sağ ve sol lateral bölgesine vertikal ve premolar bölgelerine 17° açılı ve monokortikal olarak toplam 4 adet implant yerleştirildi (Şekil 3.5).



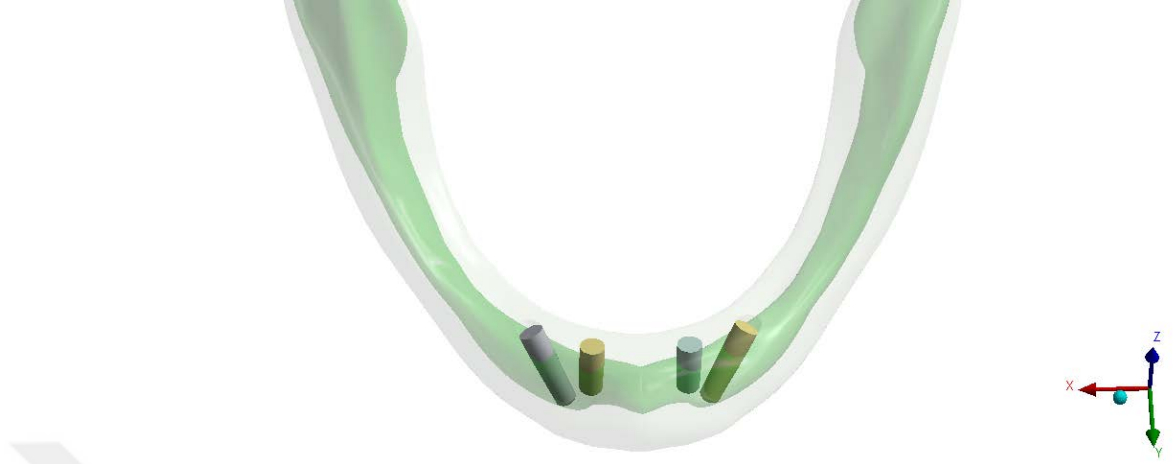
Şekil 3.5: Sağ ve sol lateral bölgesine vertikal ve premolar bölgelerine 17° açılı ve monokortikal implantların görüntüsü

Model 4: Sağ ve sol lateral bölgesine vertikal ve premolar bölgelerine 17° açılı ve bikortikal olarak toplam 4 adet implant yerleştirildi (Şekil 3.6).



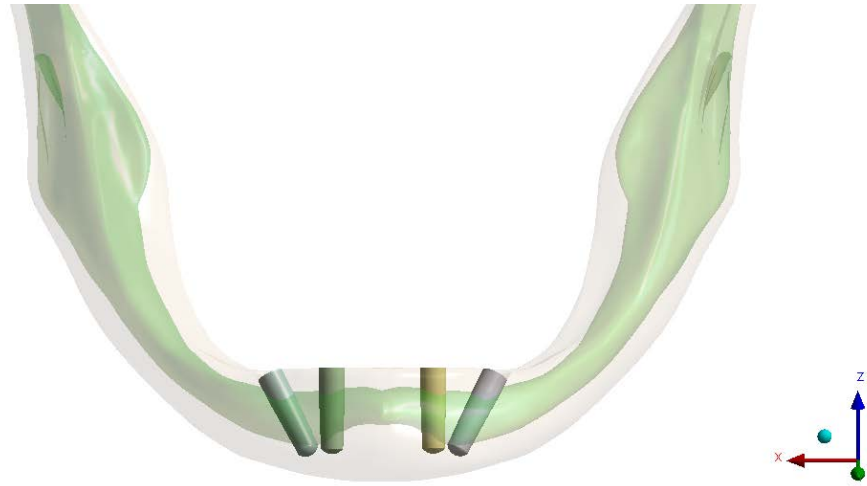
Şekil 3.6: Sağ ve sol lateral bölgesine vertikal ve premolar bölgelerine 17° açılı ve monokortikal implantların görüntüsü

Model 5: Sağ ve sol lateral bölgesine vertikal ve kanin bölgelerine 30° açılı ve monokortikal olarak toplam 4 adet implant yerleştirildi (Şekil 3.7).



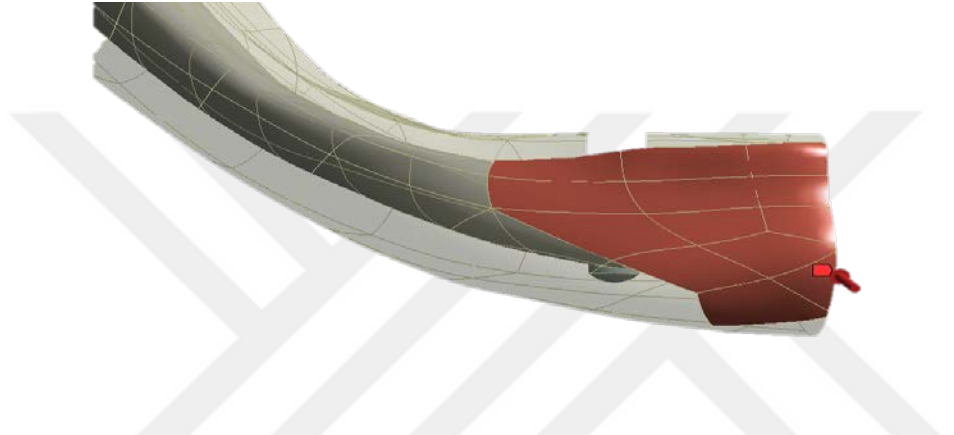
Şekil 3.7: Sağ ve sol lateral bölgesine vertikal ve kanin bölgelerine 30° açılı ve monokortikal implantların görüntüsü

Model 6: Sağ ve sol lateral bölgesine vertikal ve kanin bölgelerine 30° açılı ve bikortikal olarak toplam 4 adet implant yerleştirildi (Şekil3.8)

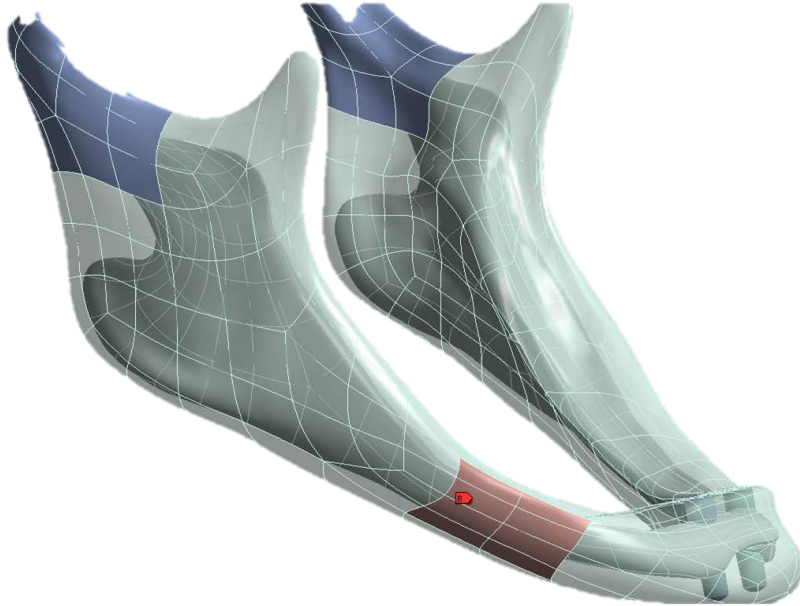


Şekil 3.8: Sağ ve sol lateral bölgesine vertikal ve kanin bölgelerine 30° açılı ve bikortikal implantların görüntüsü

10 MPa değerindeki kuvvetin lateral olarak mandibulaya x d¼zleminde (Şekil 3.9) ve frontal olarak y d¼zleminde (Şekil 3.10) uygulanması sonucu 6 farklı modelde oluşturduğu stress dağılımları monokortikal ve bikortikal yerleşimli vertikal, 17° ve 30° açılı implant modellerinde ölç¼ld¼. SEA ile kortikal kemikte maksimum eşdeğer gerinim (strain) verileriyle, implantlar üzerinde oluşturdukları stres dağılımları ise eşdeğer gerilme (Von Mises) verileriyle değerlendirildi (169) Stresin oluşturduğu alandaki renkli kontur bantlarında farklı stress düzeylerinin belirlenmesi farklı renk skalası ile gösterildi.

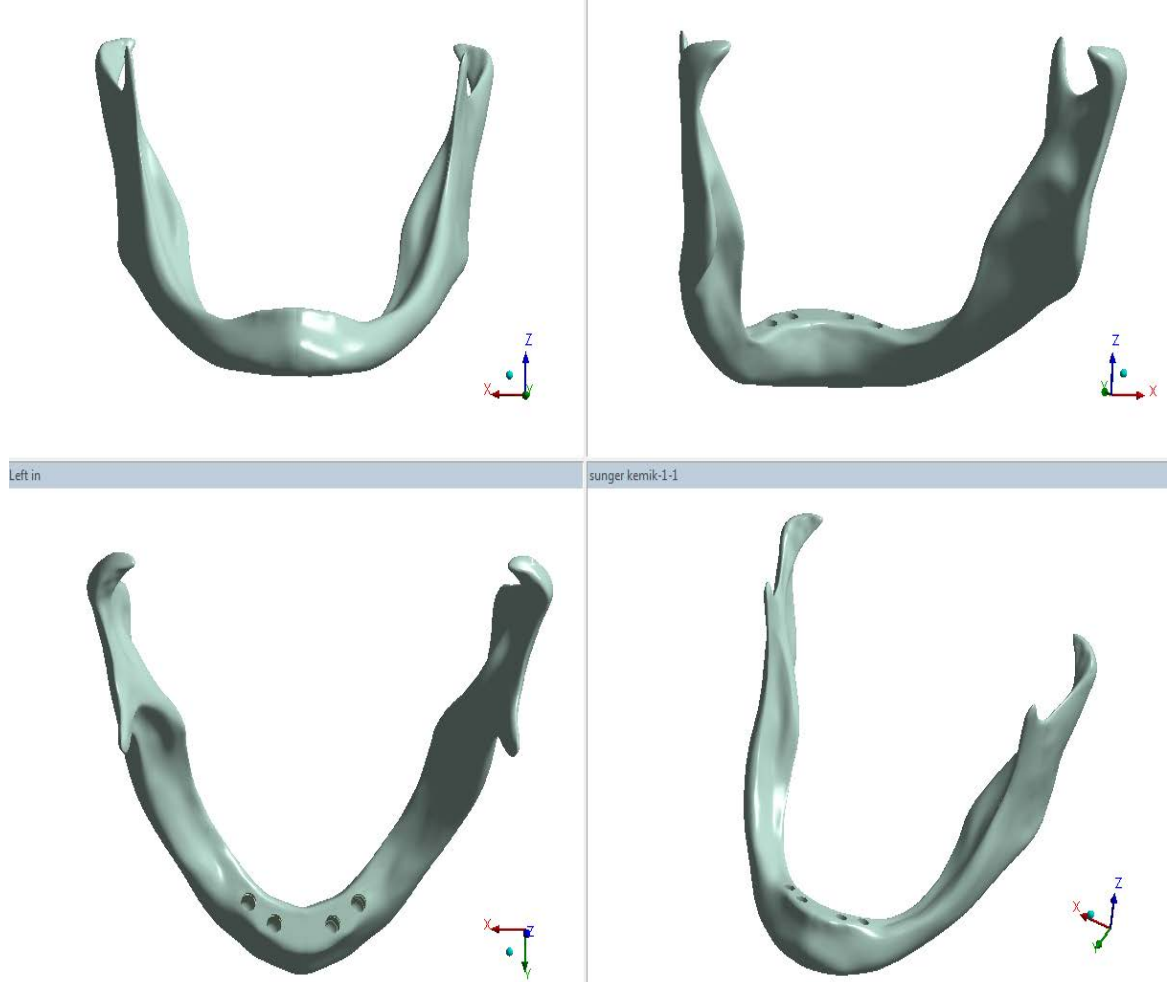


Şekil 3.9: 10 MPa değerindeki kuvvetin frontal olarak mandibulaya y d¼zleminde uygulanma bölgesinin görüntüsü



Şekil 3.10: 10 MPa değerindeki kuvvetin lateral olarak mandibulaya x d¼zleminde uygulanma bölgesinin görüntüsü

Sonuçların yorumlanması için koronal düzleme paralel X düzlemi, sagittal düzleme paralel Y düzlemi ve vertikal düzlem için Z düzlemi oluşturuldu (Şekil 3.11)



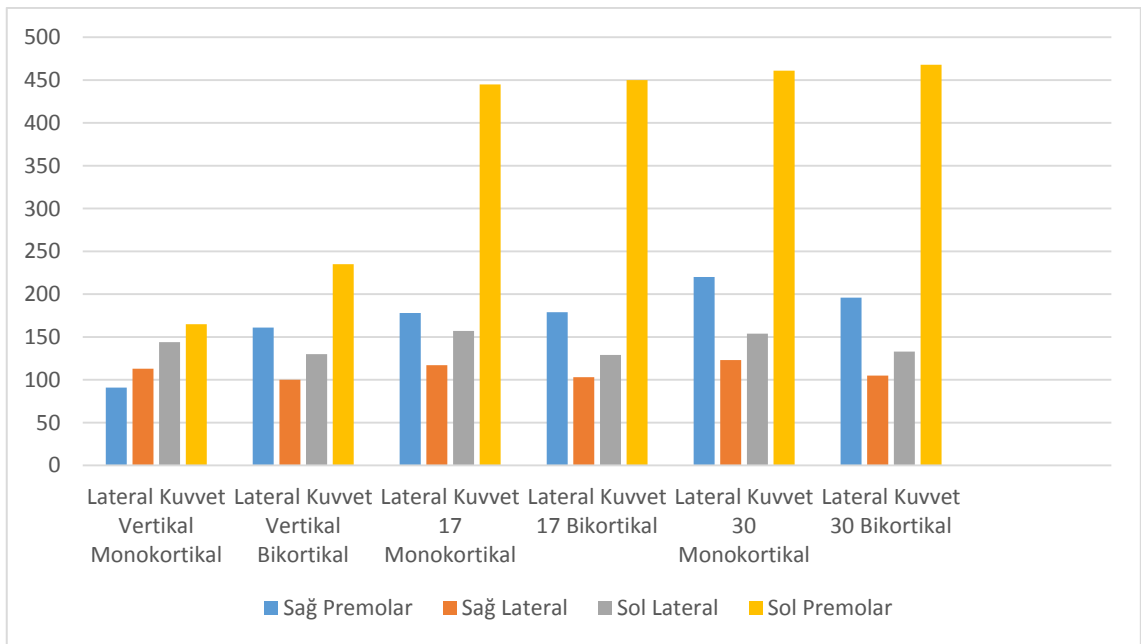
Şekil 3.11: Koronal, sagittal ve vertikal düzleme paralel x, y, z düzlemlerinin görüntüsü

3.1. İstatistiki değerlendirme:

SEA sonucunda elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucunda ortaya çıktığı için, bu değerlerin istatistiksel analizi yapılmamaktadır. Herbir modeldeki analiz sonuçları çizelge ile verildi ve karşılaştırılmaları bar grafik ile yapılarak model üzerindeki stres dağılımları şekillerle gösterildi.

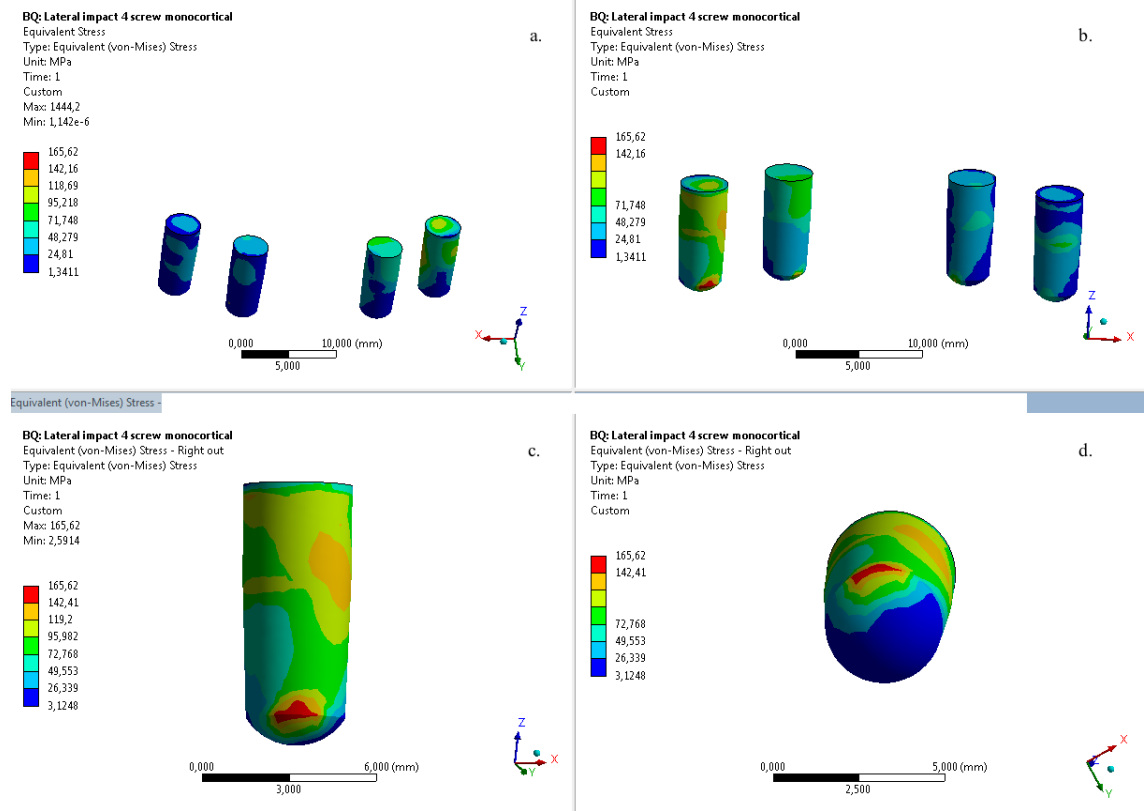
4. BULGULAR

10 MPa lateral kuvvet uygulanan vertikal, 17° ve 30° açılı; monokortikal ve bikortikal yerleşimli implantlarda oluşan maksimum eşdeğer gerilme kuvvetleri Şekil 4.1 'de gösterilmektedir. Lateral yönde uygulanan kuvvet tüm modellerde en fazla karşı taraftaki premolar bölgesinde kaydedildi. En düşük değer 91 MPa, en yüksek değer 468 MPa kaydedildi.



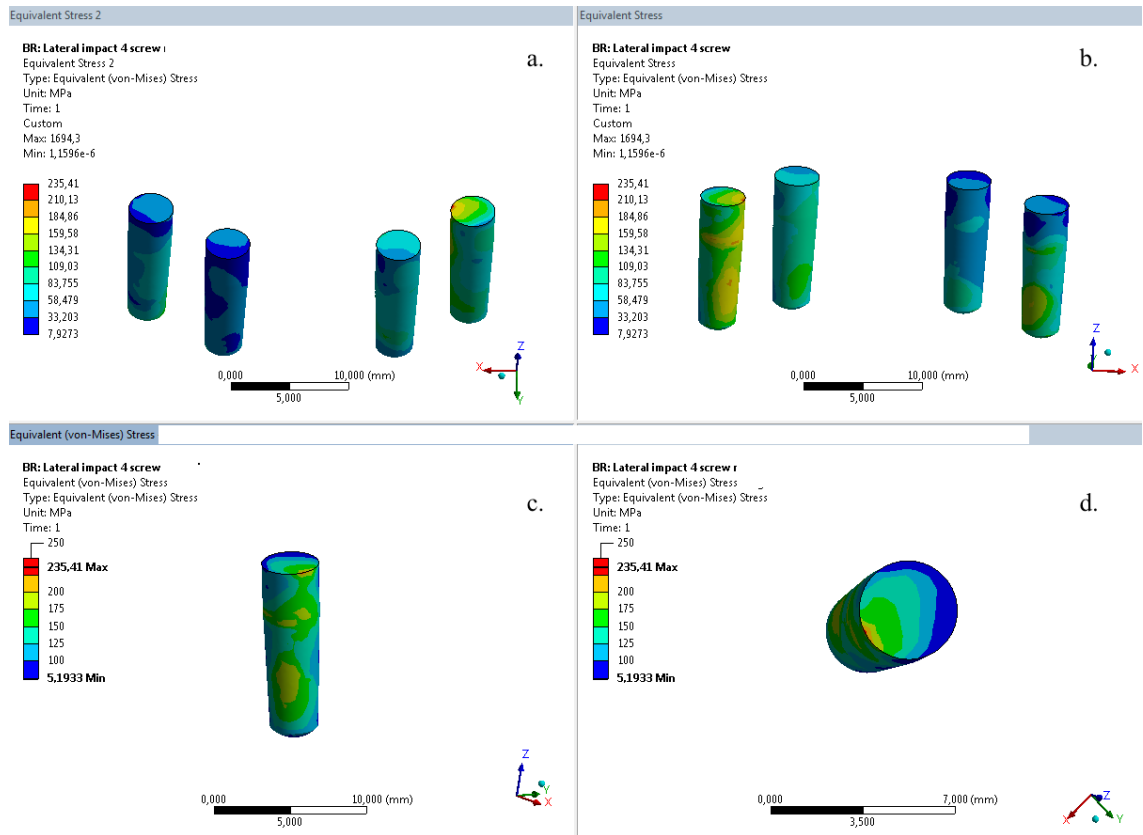
Şekil 4.1: Lateral yönlü kuvvette maksimum eşdeğer gerilme kuvvet değerleri (MPa)

10 MPa lateral kuvvet uygulanan monokortikal ve vertikal yerleşimli implantların atrofik mandibuladaki yerleşim yerlerine göre oluşan eşdeğer gerilme kuvveti Şekil 4.2 'de gösterilmektedir. Maksimum eşdeğer gerilme kuvveti lateral kuvvetin aksi yönündeki premolar implantın apeksinde 165.62 Mpa olarak ölçüldü.



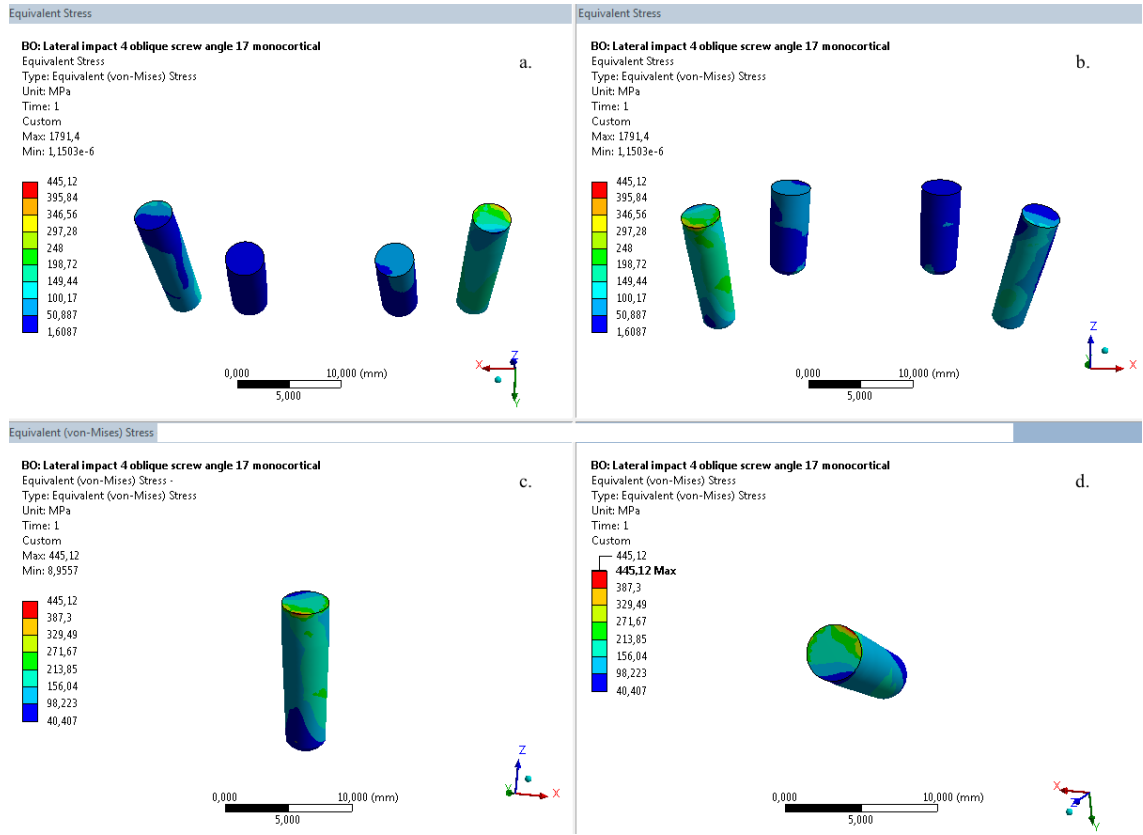
Şekil 4.2: Lateral kuvvet uygulanan vertikal monokortikal yerleşimli implantta eşdeğer gerilmenin (a) vestibülden, (b) lingualden, (c) lingualden, (d) apikalden görüntüsü

10 MPa lateral kuvvet uygulanan bikortikal ve vertikal yerleşimli implantların atrofik mandibuladaki yerleşim yerlerine göre oluşan eşdeğer gerilme kuvveti Şekil 4.3 'te gösterilmektedir. Maksimum eşdeğer gerilme kuvveti lateral kuvvetin aksi yönündeki premolar implantın kret tepesiyle temas ettiği noktada 225.43 Mpa olarak ölçüldü.



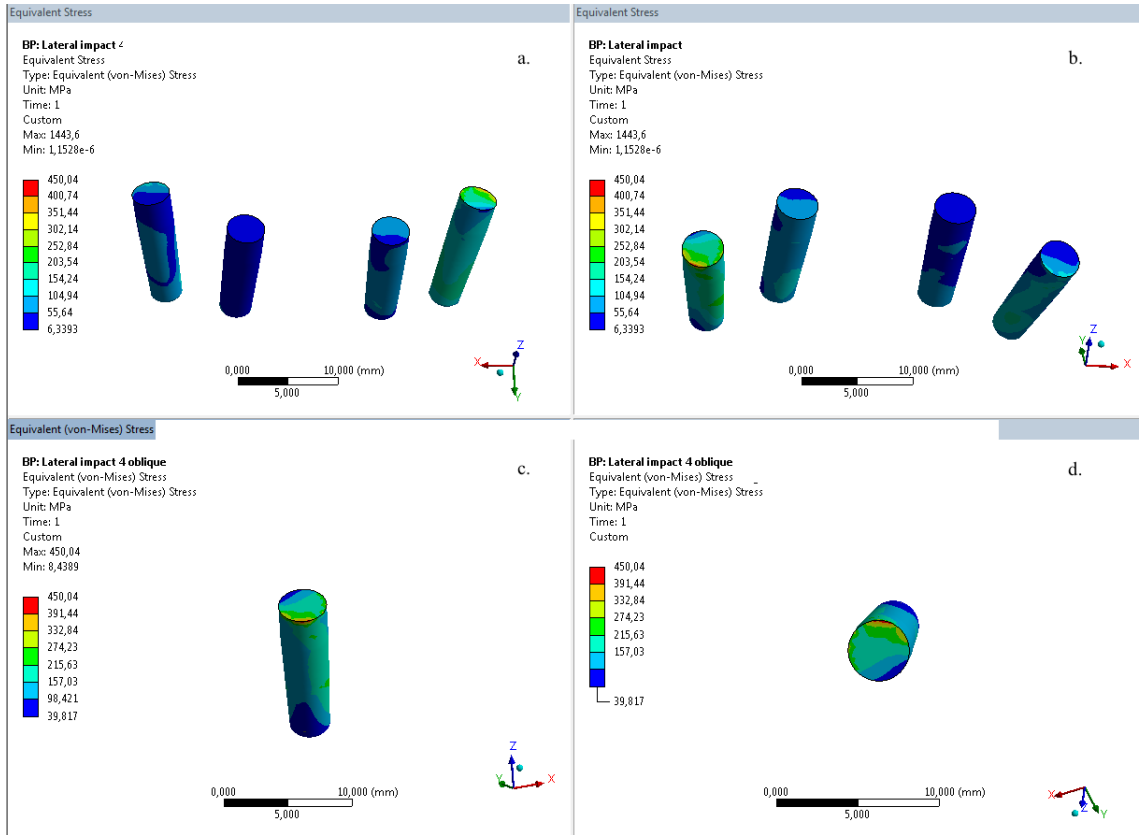
Şekil 4.3: Lateral kuvvet uygulanan vertikal bikortikal yerleşimli implantta eşdeğer gerilmenin (a) vestibülden, (b) lingualden, (c) lateralden, (d) korondan görüntüsü

10 MPa lateral kuvvet uygulanan monokortikal lateral implantların ve 17° açılı premolar monokortikal yerleşimli implantların atrofik mandibuladaki yerleşim yerlerine göre oluşan eşdeğer gerilme kuvveti Şekil 4.4 'te gösterilmektedir. Maksimum eşdeğer gerilme kuvveti lateral kuvvetin aksi yönündeki premolar implantın kret tepesiyle temas ettiği noktada 445.012 Mpa olarak ölçüldü.



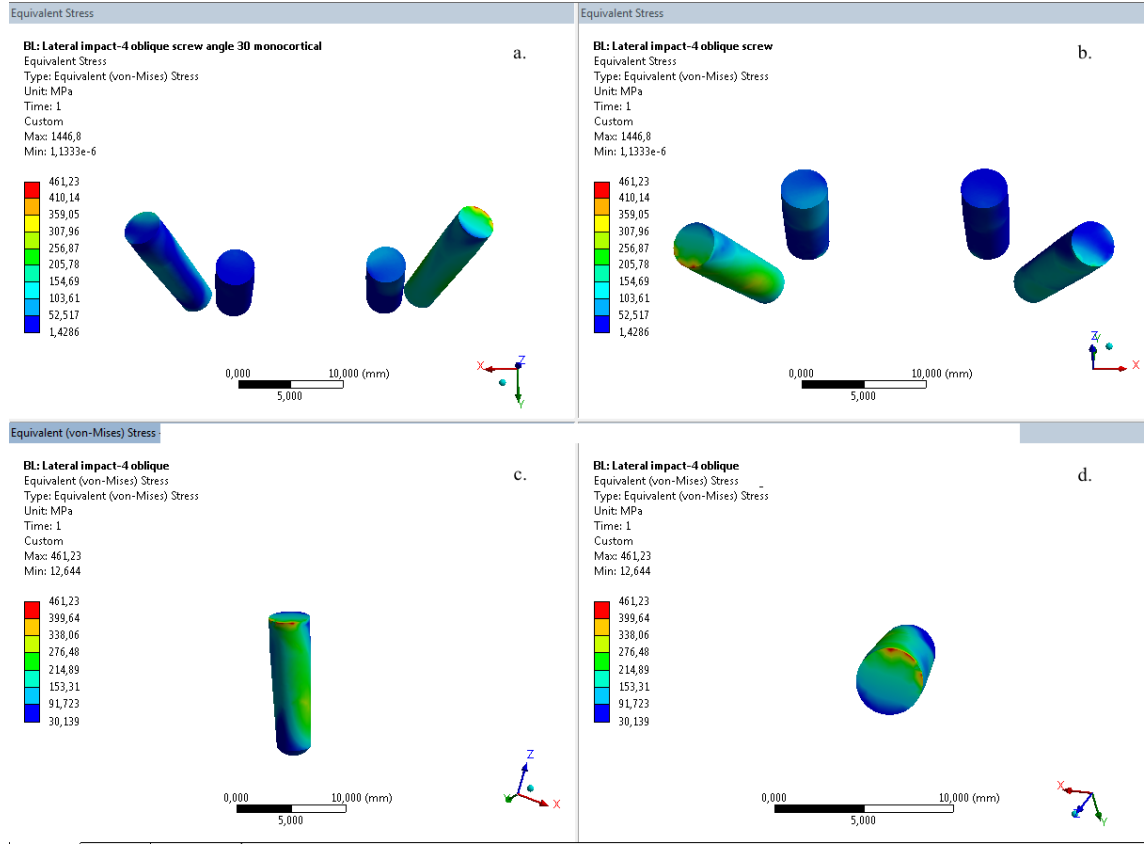
Şekil 4.4: Lateral kuvvet uygulanan 17° açılı monokortikal yerleşimli implantta eşdeğer gerilmenin (a) vestibülden, (b) lingualden, (c) lateralden, (d) koronalden görüntüsü

10 MPa lateral kuvvet uygulanan bikortikal lateral implantların ve 17° açılı premolar bikortikal yerleşimli implantların atrofik mandibuladaki yerleşim yerlerine göre oluşan eşdeğer gerilme kuvveti Şekil 4.5 'te gösterilmektedir. Maksimum eşdeğer gerilme kuvveti lateral kuvvetin aksi yönündeki premolar implantın kret tepesiyle temas ettiği noktada 450.04 Mpa olarak ölçüldü.



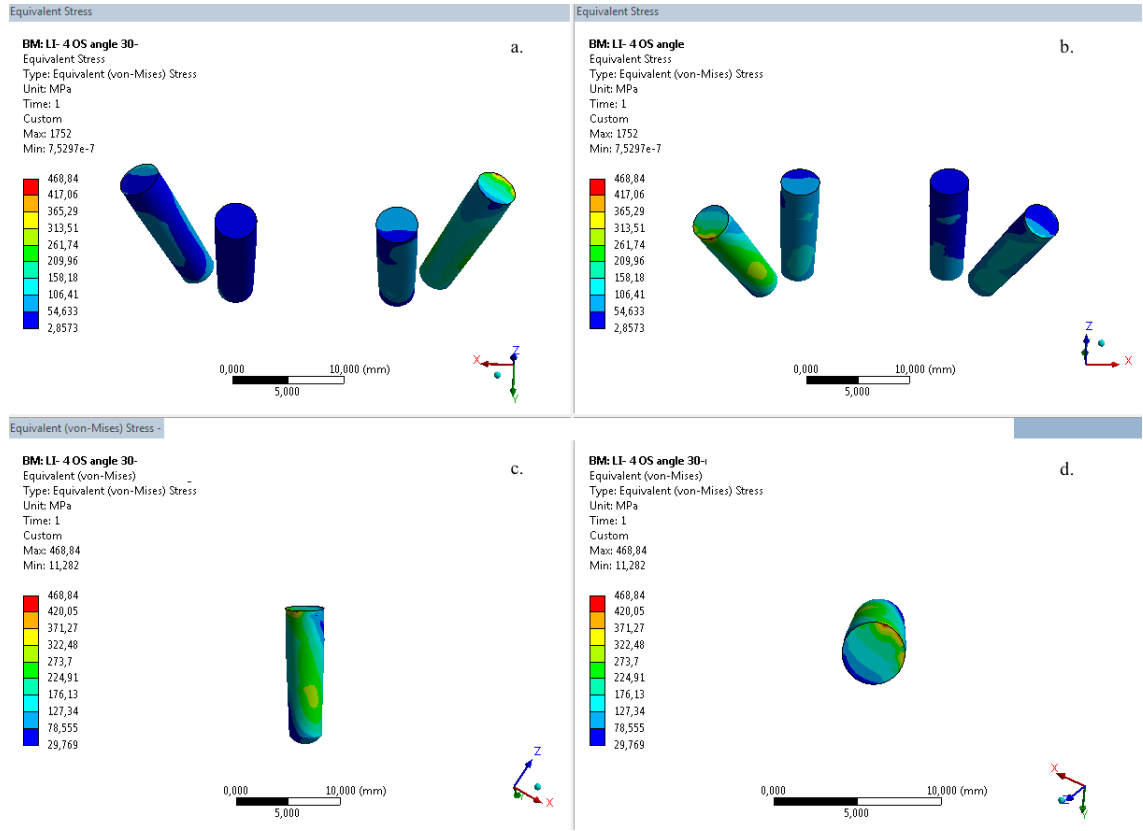
Şekil 4.5 : Lateral kuvvet uygulanan 17° açılı bikortikal yerleşimli implantta eşdeğer gerilmenin (a) vestibülden, (b) lingualden, (c) lateralden, (d) koronalden görüntüsü

10 MPa lateral kuvvet uygulanan monokortikal lateral implantların ve 30° açılı premolar monokortikal yerleşimli implantların atrofik mandibuladaki yerleşim yerlerine göre oluşan eşdeğer gerilme kuvveti Şekil 4.6 'da gösterilmektedir. Maksimum eşdeğer gerilme kuvveti lateral kuvvetin aksi yöndeki premolar implantın kret tepesiyle temas ettiği noktada 461.23 Mpa olarak ölçüldü.



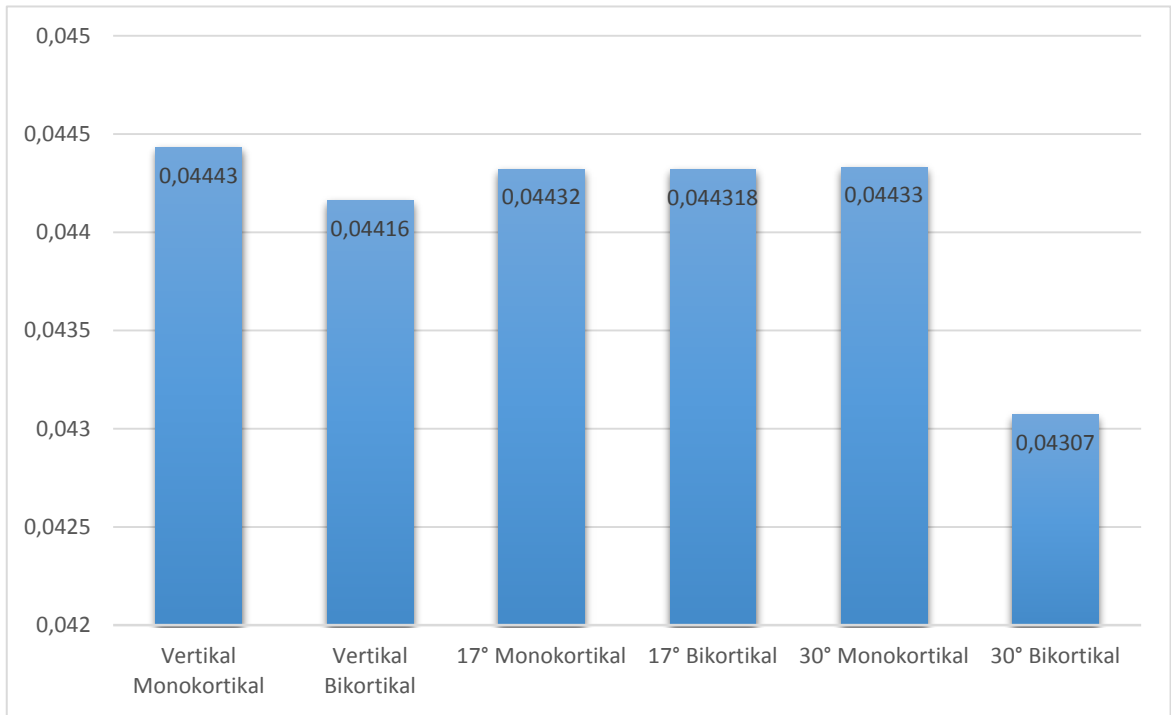
Şekil 4.6: Lateral kuvvet uygulanan 30° açılı monokortikal yerleşimli implantta eşdeğer gerilmenin (a) vestibülden, (b) lingualden, (c) lateralden, (d) korondan görüntüsü

10 MPa lateral kuvvet uygulanan bikortikal lateral implantların ve 30° açılı premolar bikortikal yerleşimli implantların atrofik mandibuladaki yerleşim yerlerine göre oluşan eşdeğer gerilme kuvveti Şekil 4.7 'de gösterilmektedir. Maksimum eşdeğer gerilme kuvveti lateral kuvvetin aksi yönündeki premolar implantın kret tepesiyle temas ettiği noktada 468.84 Mpa olarak ölçüldü.



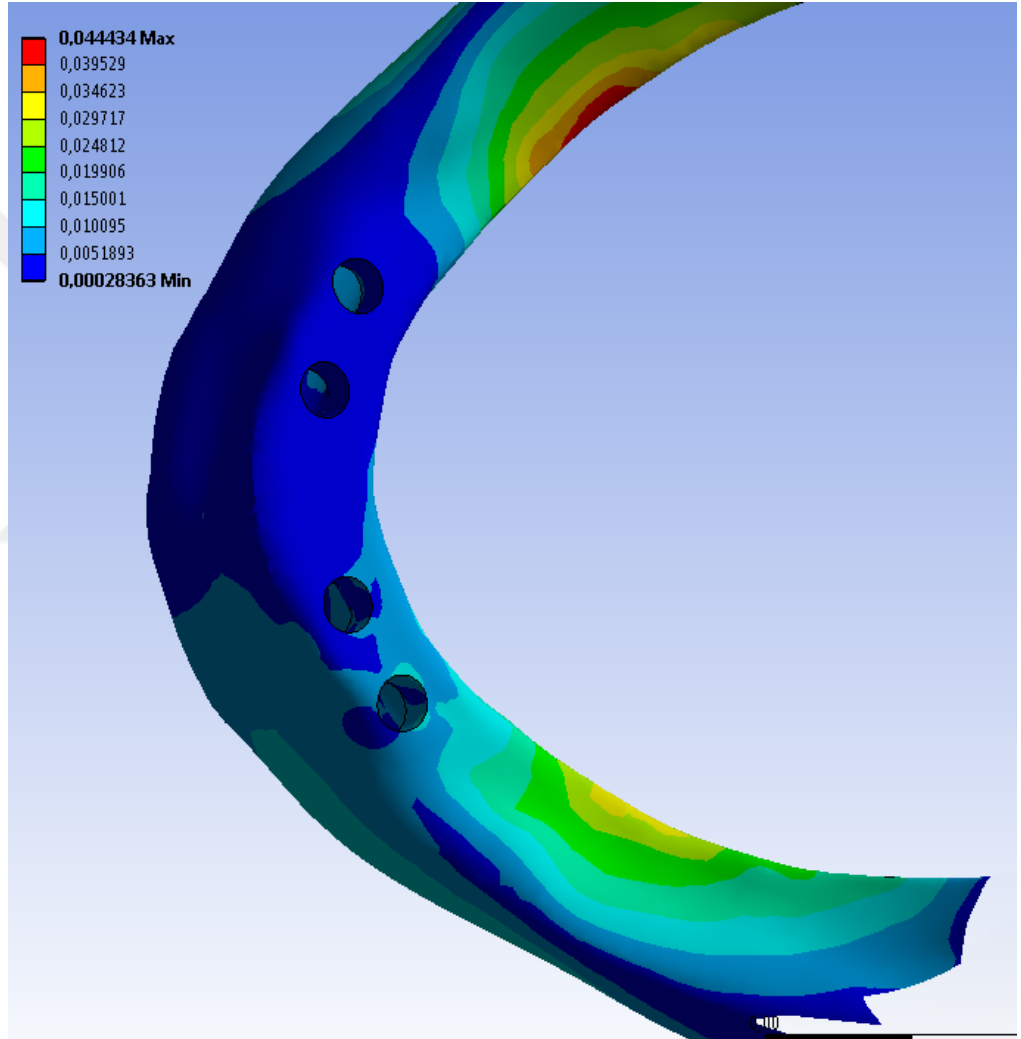
Şekil 4.7: Lateral kuvvet uygulanan 30° açılı bikortikal yerleşimli implantta eşdeğer gerilmenin (a) vestibülden, (b) lingualden, (c) lateralden, (d) koronalden görüntüsü

10 MPa lateral kuvvet uygulanan monokortikal ve bikortikal yerleşimli; vertikal, 17° ve 30° açılı implantların yerleştirildiği modellerde mandibulada oluşan maksimum eşdeğer gerinim değerleri Şekil 4.8 'de gösterilmektedir. En küçük değer 0,04307mm/mm iken; en büyük değer 0.4443 mm/mm olarak kaydedildi (Şekil 4.8).



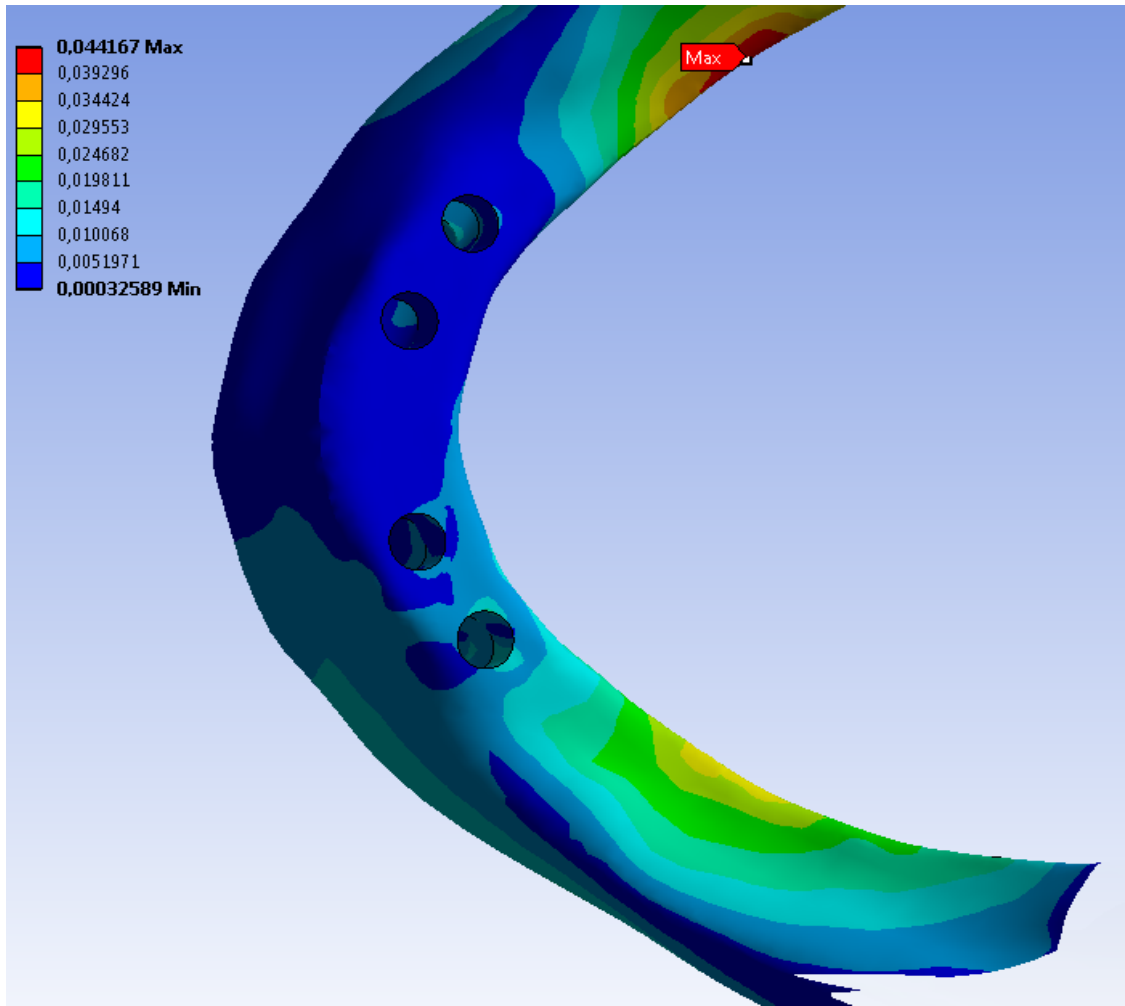
Şekil 4.8: 10 MPa lateral kuvvet uygulanan monokortikal ve bikortikal yerleşimli; vertikal, 17° ve 30° açılı implantlarda maksimum eşdeğer gerinim değerleri (mm/mm)

10 MPa lateral kuvvet uygulanan monokortikal vertikal yerleşimli implantlı atrofik mandibulada oluşan eşdeğer gerinim değerleri Şekil 4.9 'da gösterilmektedir. Lateral kuvvetin aksi yöndeki premolar ve lateral implantların etrafındaki mandibulada maksimum eşdeğer gerinim değeri 0.044434 mm/mm olarak ölçüldü.



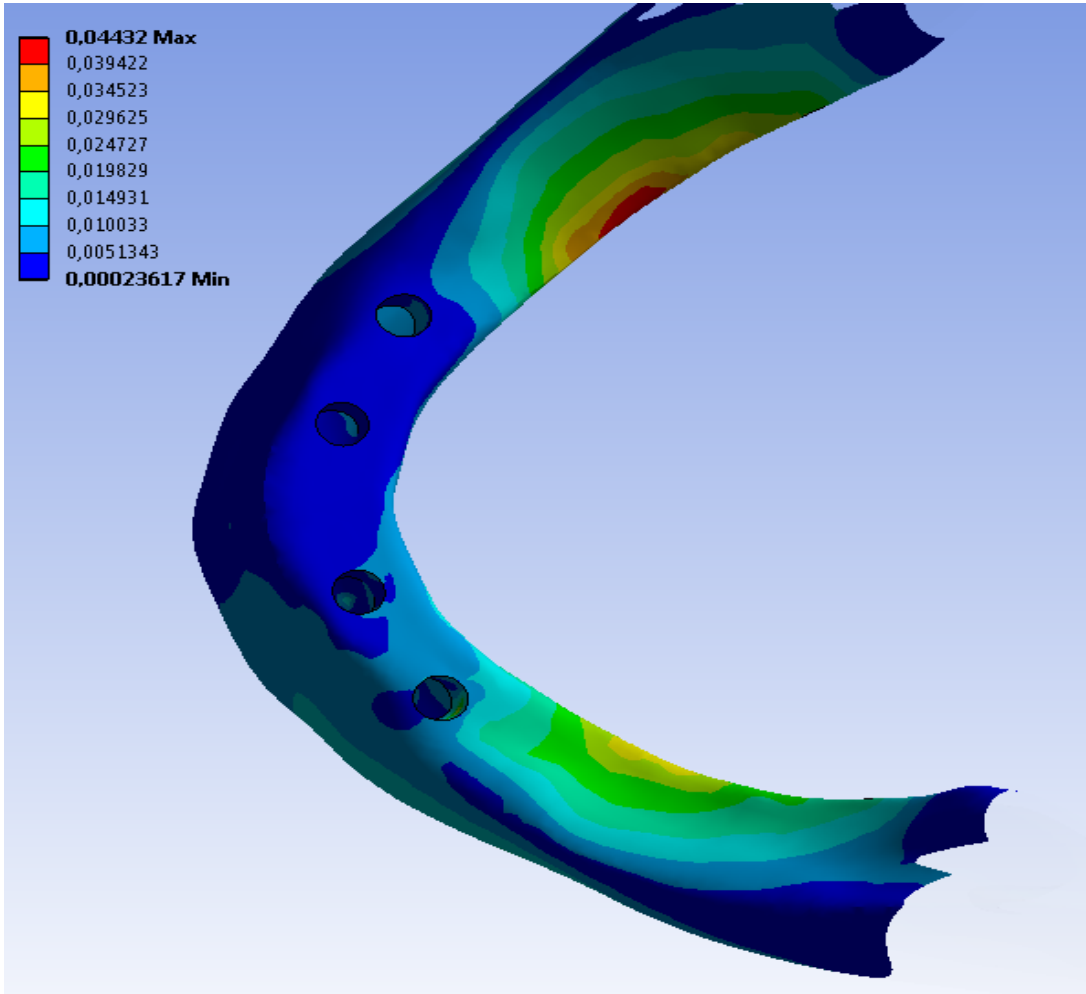
Şekil 4.9: Lateral kuvvet uygulanan vertikal monokortikal yerleşimli implantlarda maksimum eşdeğer gerinim izlenen bölgenin görüntüsü

10 MPa lateral kuvvet uygulanan bikortikal vertikal yerleşimli implantlı atrofik mandibulada oluşan eşdeğer gerinim değerleri Şekil 4.10 'da gösterilmektedir. Lateral kuvvetin aksi yöndeki premolar ve lateral implantların etrafında mandibulada maksimum eşdeğer gerinim değeri 0.044167 mm/mm olarak ölçüldü.



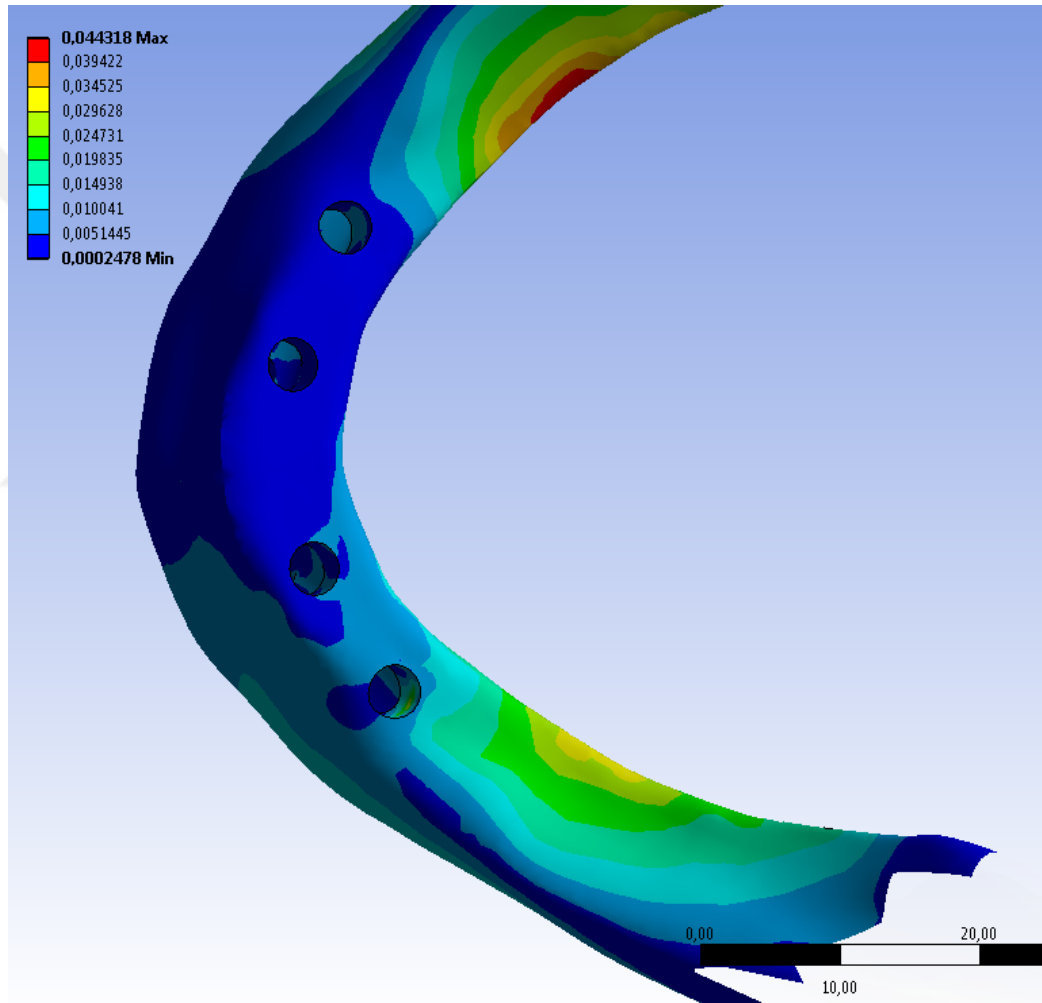
Şekil 4.10: Lateral kuvvet uygulanan vertikal bikortikal yerleşimli implantlarda maksimum eşdeğer gerinim izlenen bölgenin görüntüsü

10 MPa lateral kuvvet uygulanan lateral implantlar monokortikal vertikal yerleşimli premolar implantlar monokortikal 17° yerleşimli implantlı atrofik mandibulada oluşan eşdeğer gerinim değerleri Şekil 4.11 'de gösterilmektedir. Lateral kuvvetin aksi yöndeki premolar ve lateral implantların etrafındaki mandibulada maksimum eşdeğer gerinim değeri 0.04432 mm/mm olarak ölçüldü.



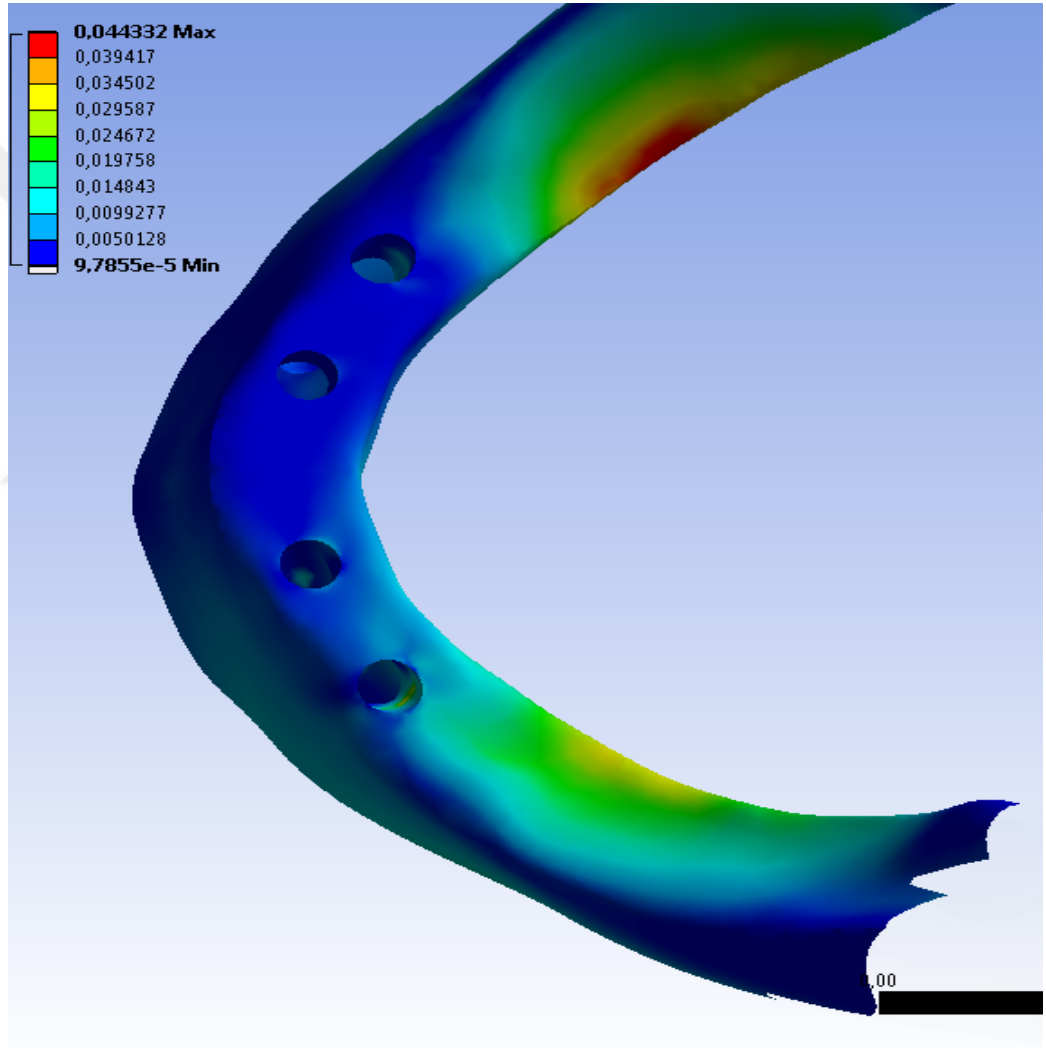
Şekil 4.11: Lateral kuvvet uygulanan premolar bölge implantlar 17° monokortikal yerleşimli implantlarda maksimum eşdeğer gerinim izlenen bölgenin görüntüsü

10 MPa lateral kuvvet uygulanan lateral implantlar bikortikal vertikal yerleşimli premolar implantlar bikortikal 17° yerleşimli implantlı atrofik mandibulada oluşan eşdeğer gerinim Şekil 4.12’de gösterilmektedir. Lateral kuvvetin aksi yöndeki premolar ve lateral implantların etrafındaki mandibulada maksimum eşdeğer gerinim değeri 0.044318 mm/mm olarak ölçüldü.



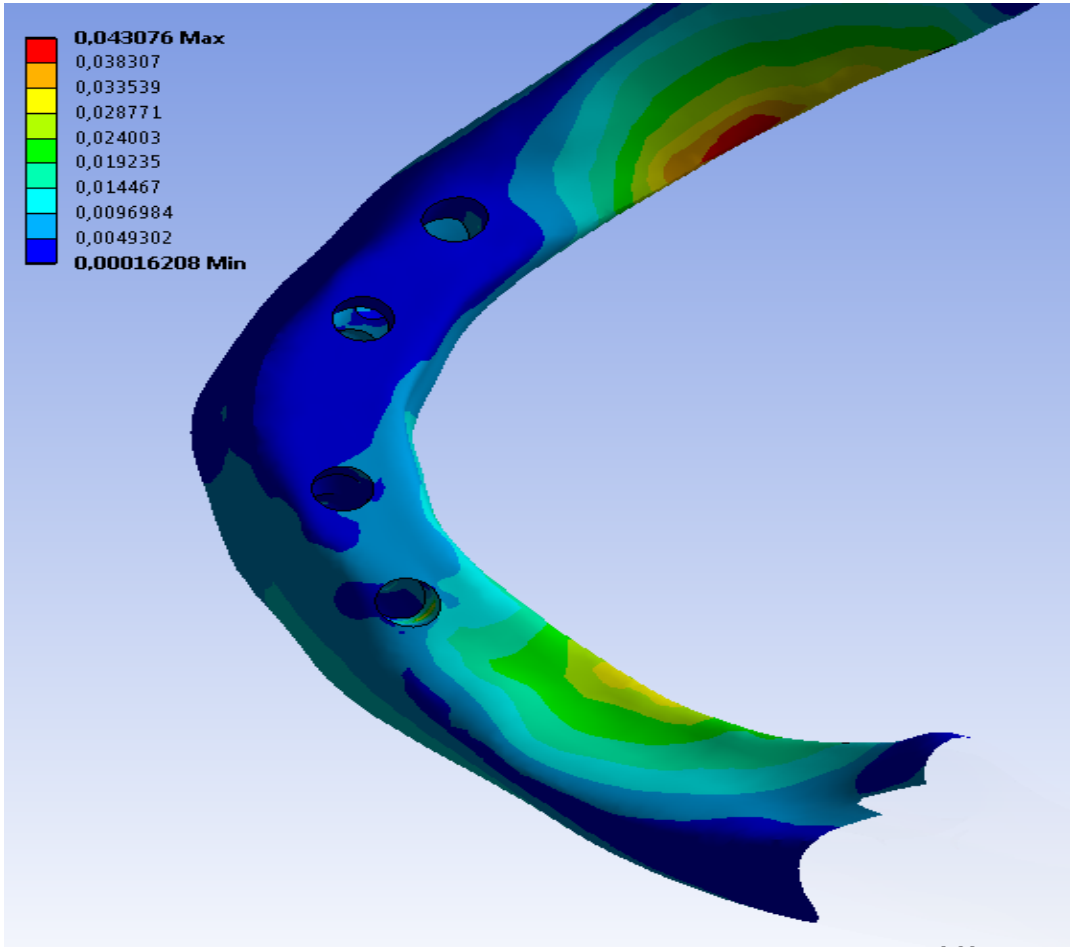
Şekil 4.12: Lateral kuvvet uygulanan premolar bölge implantlar 17° bikortikal yerleşimli implantlarda maksimum eşdeğer gerinim izlenen bölgenin görüntüsü

10 MPa lateral kuvvet uygulanan lateral implantlar monokortikal vertikal yerleşimli premolar implantlar monokortikal 30° yerleşimli implantlı atrofik mandibulada oluşan eşdeğer gerinim değerleri Şekil 4.13’de gösterilmektedir. Lateral kuvvetin aksi yöndeki premolar ve lateral implantların etrafındaki mandibulada maksimum eşdeğer gerinim değeri 0.044318 mm/mm olarak ölçüldü.



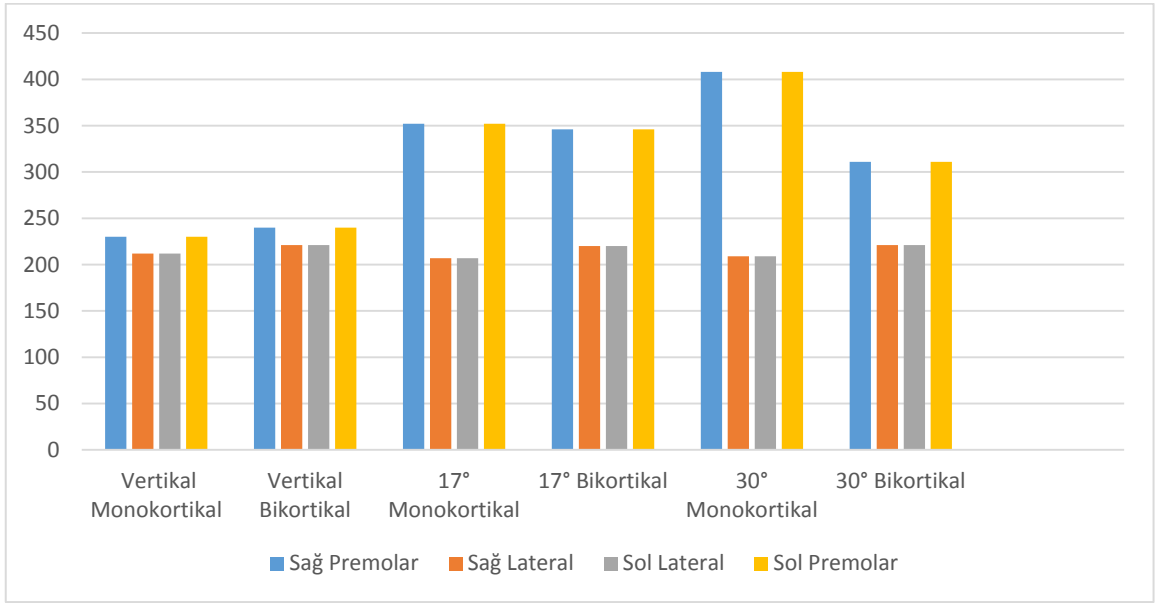
Şekil 4.13: Lateral kuvvet uygulanan premolar bölge implantlar 30° monokortikal yerleşimli implantlarda maksimum eşdeğer gerinim izlenen bölgenin görüntüsü

10 MPa lateral kuvvet uygulanan lateral implantlar bikortikal vertikal yerleşimli premolar implantlar bikortikal 30° yerleşimli implantlı atrofik mandibulada oluşan eşdeğer gerinim değerleri Şekil 4.14 'te gösterilmektedir. Lateral kuvvetin aksi yöndeki premolar ve lateral implantların etrafındaki mandibulada maksimum eşdeğer gerinim değeri 0.043076 mm/mm olarak ölçüldü.



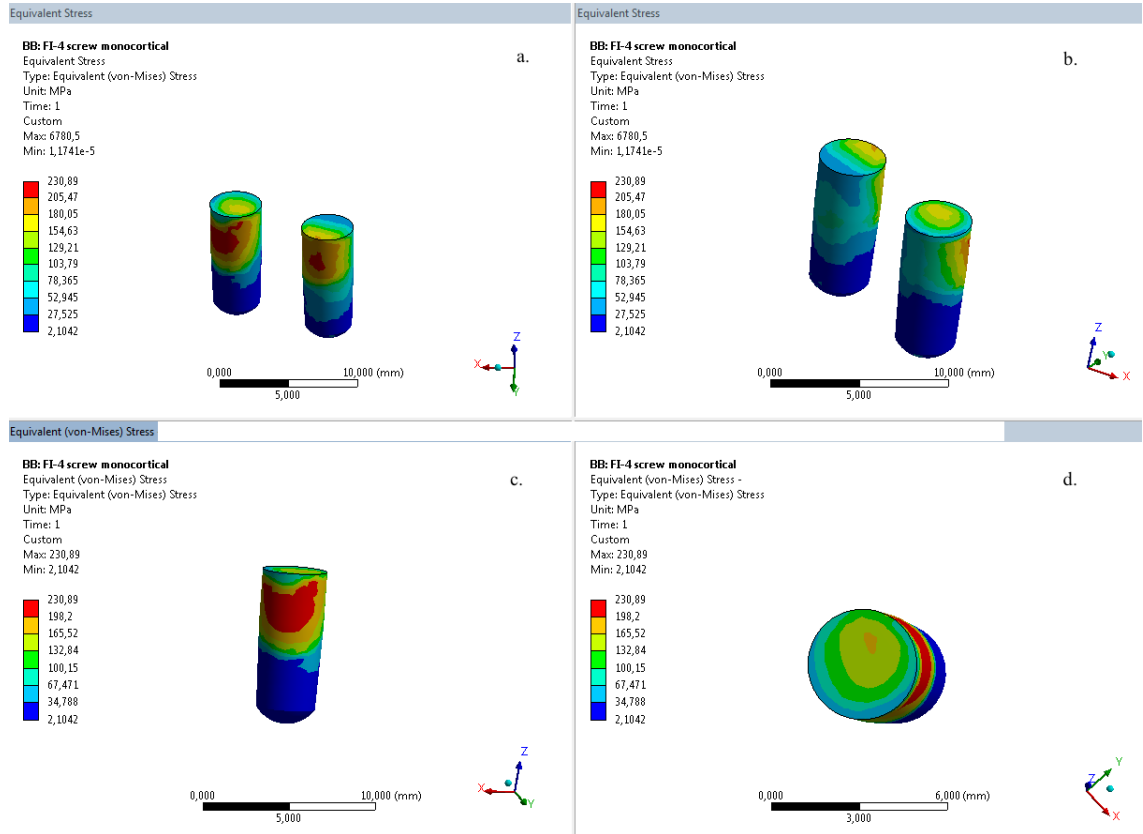
Şekil 4.14: Lateral kuvvet uygulanan premolar bölge implantlar 30° bikortikal yerleşimli implantlarda maksimum eşdeğer gerinim izlenen bölgenin görüntüsü

10 MPa frontal kuvvet uygulanan monokortikal ve bikortikal yerleşimli; vertikal, 17°ve 30°açılı implantların atrofik mandibuladaki yerleşim yerlerine göre oluşan eşdeğer gerilme kuvveti Şekil 4.15 'te gösterilmektedir. Frontal yönde uygulanan kuvvetin en fazla izlendiği bölge bütün modellerde premolar bölgesi olarak kaydedildi. En düşük değer 207 MPa, en yüksek değer 408 MPa olarak kaydedildi.



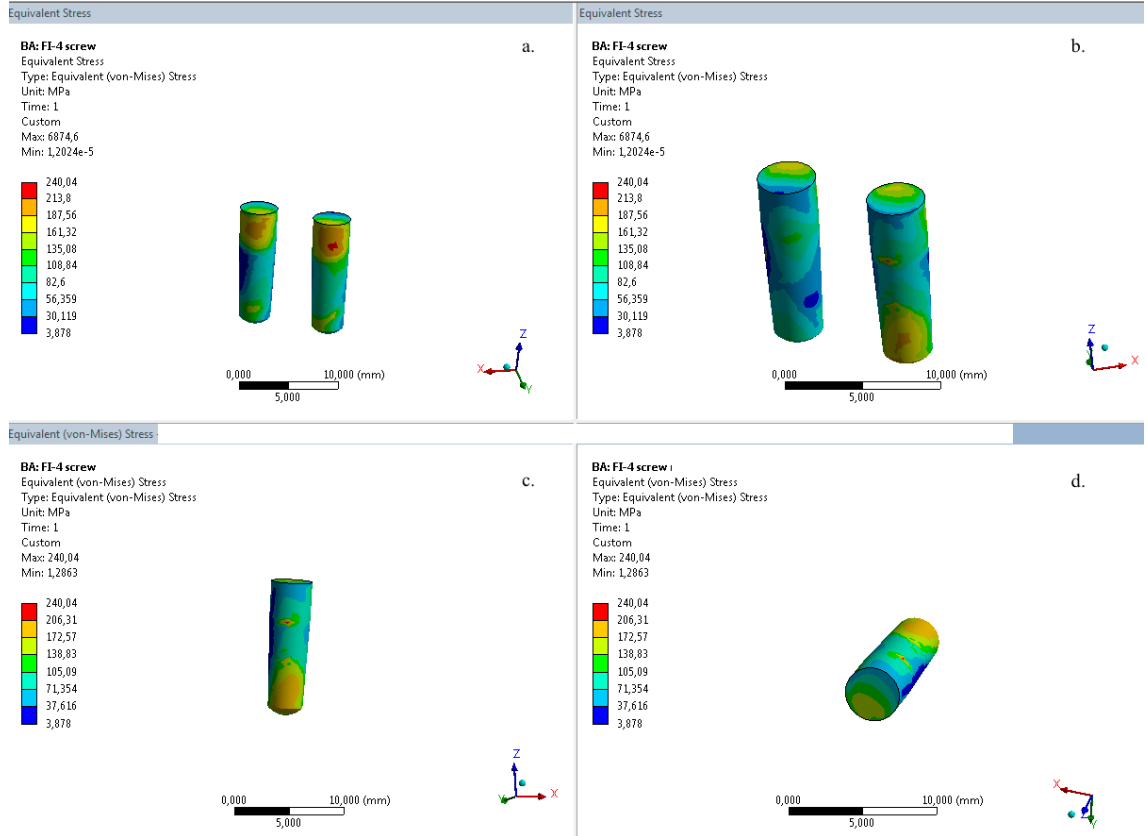
Şekil 4.15: Frontal yönlü kuvvette maksimum eşdeğer gerilme kuvvet değerleri (Mpa)

10 MPa frontal kuvvet uygulanan monokortikal ve vertikal yerleşimli implantların atrofik mandibuladaki yerleşim yerlerine göre oluşan eşdeğer gerilme kuvveti Şekil 4.16 'da gösterilmektedir. Premolar implantın yüzeyinde maksimum eşdeğer gerilme kuvveti 230 Mpa olarak ölçüldü.



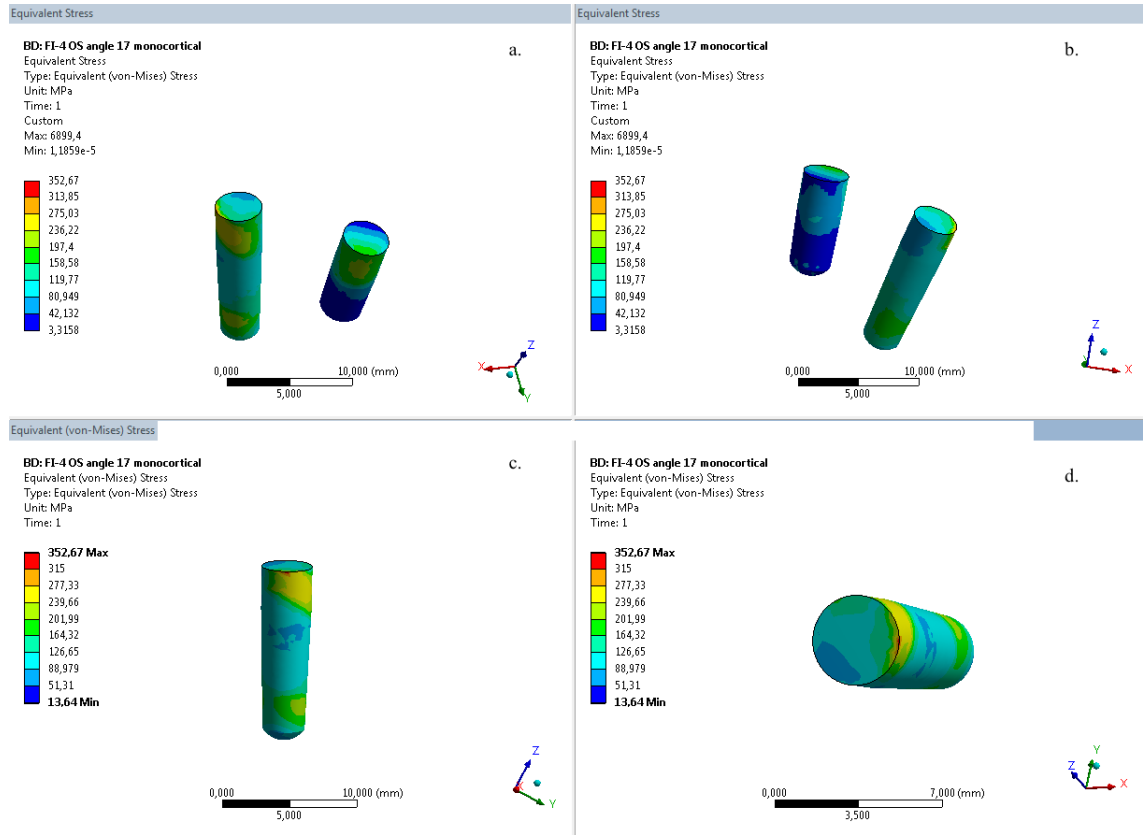
Şekil 4.16: Frontal kuvvet uygulanan vertikal monokortikal yerleşimli implantta eşdeğer gerilmenin (a) vestibülden, (b) lingualden, (c) lateralden, (d) koronalden görüntüsü

10 MPa frontal kuvvet uygulanan bikortikal ve vertikal yerleşimli implantların atrofik mandibuladaki yerleşim yerlerine göre oluşan eşdeğer gerilme kuvveti Şekil 4.17 'de gösterilmektedir. Premolar implantın kret tepesiyle temas ettiği noktada maksimum eşdeğer gerilme kuvveti 240 Mpa olarak ölçüldü.



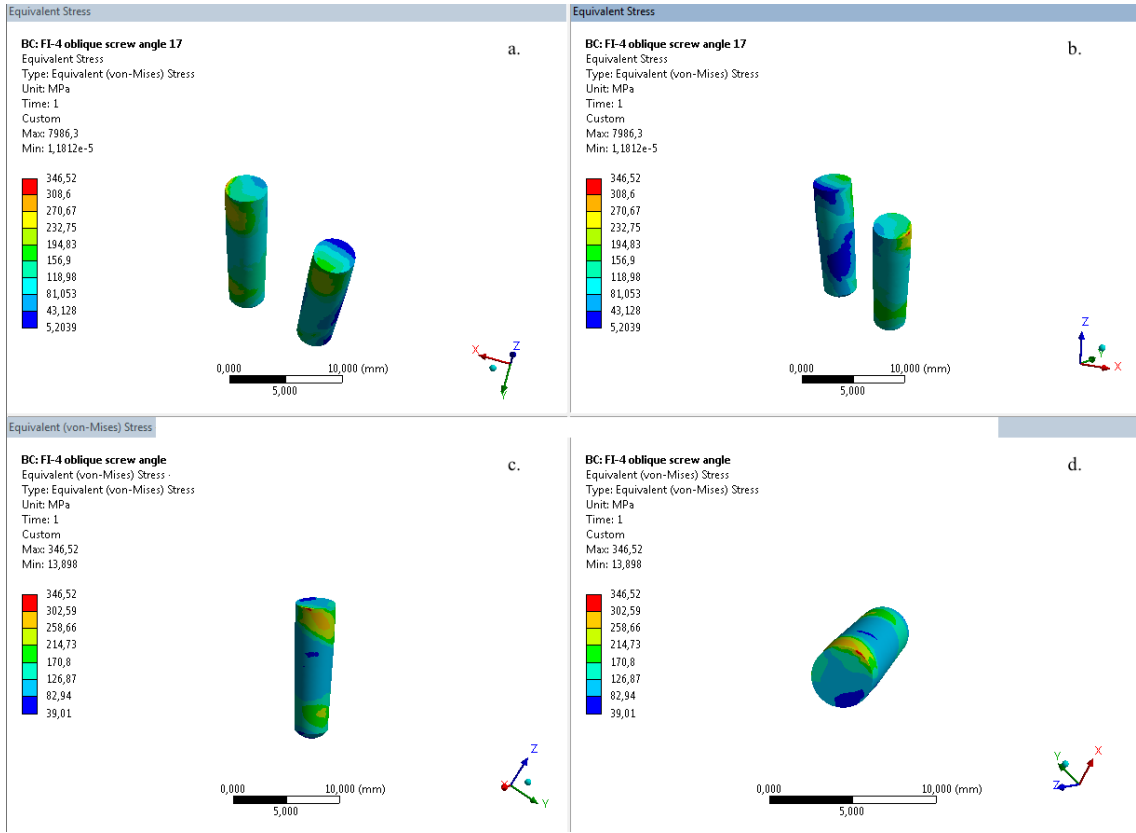
Şekil 4.17: Frontal kuvvet uygulanan vertikal bikortikal yerleşimli implantta eşdeğer gerilmenin (a) vestibülden, (b) lingualden, (c) lateralden, (d) koronalden görüntüsü

10 MPa frontal kuvvet uygulanan vertikal monokortikal yerleşimli lateral ve 17° açılı monokortikal yerleşimli premolar implantların atrofik mandibuladaki yerleşim yerlerine göre oluşan eşdeğer gerilme kuvveti Şekil 4.18 'de gösterilmektedir. Posteriodaki implantın yüzeyinde maksimum eşdeğer gerilme kuvveti 352 MPa olarak ölçüldü.



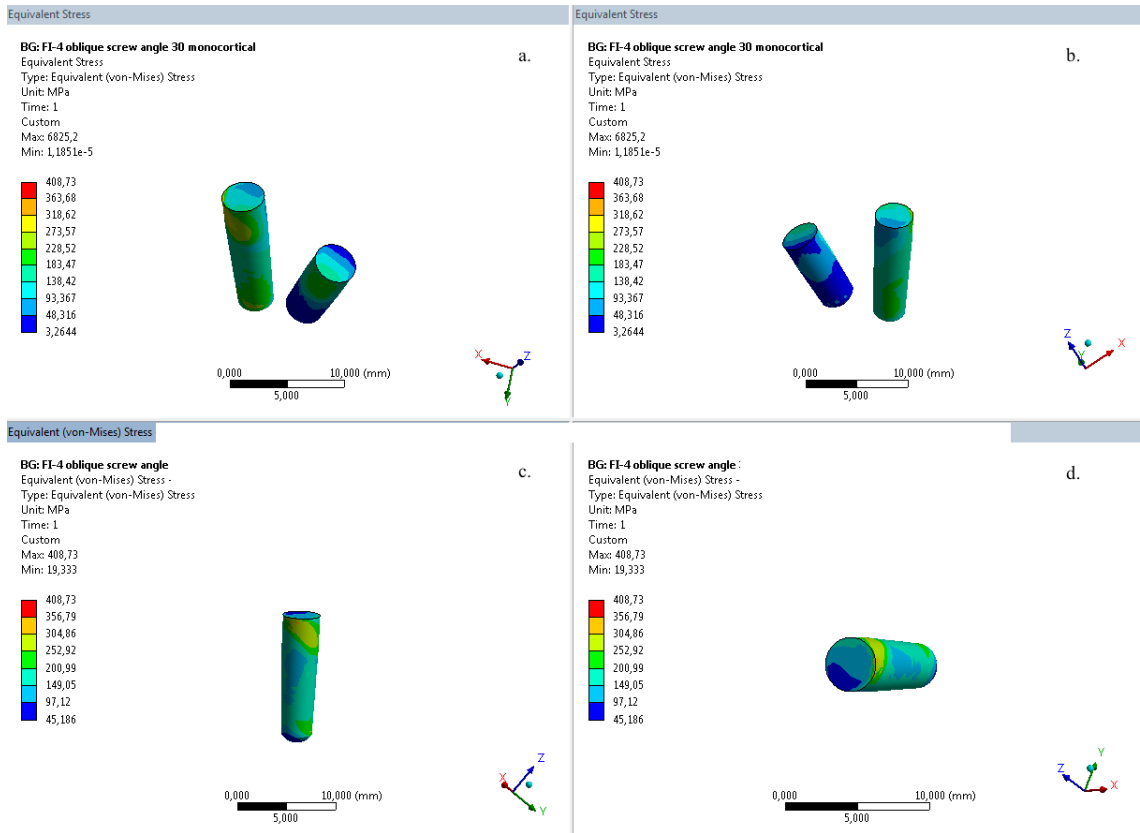
Şekil 4.18 : Frontal kuvvet uygulanan 17° açılı monokortikal yerleşimli implantta eşdeğer gerilmenin (a) vestibülden, (b) lingualden, (c) lateralden, (d) koronalden görüntüsü

10 MPa frontal kuvvet uygulanan vertikal bikortikal yerleşimli lateral ve 17° açılı bikortikal yerleşimli premolar implantların atrofik mandibuladaki yerleşim yerlerine göre oluşan eşdeğer gerilme kuvveti Şekil 4.19 'da gösterilmektedir. Posteriordeki implantın yüzeyinde maksimum eşdeğer gerilme kuvveti 346 MPa olarak ölçüldü.



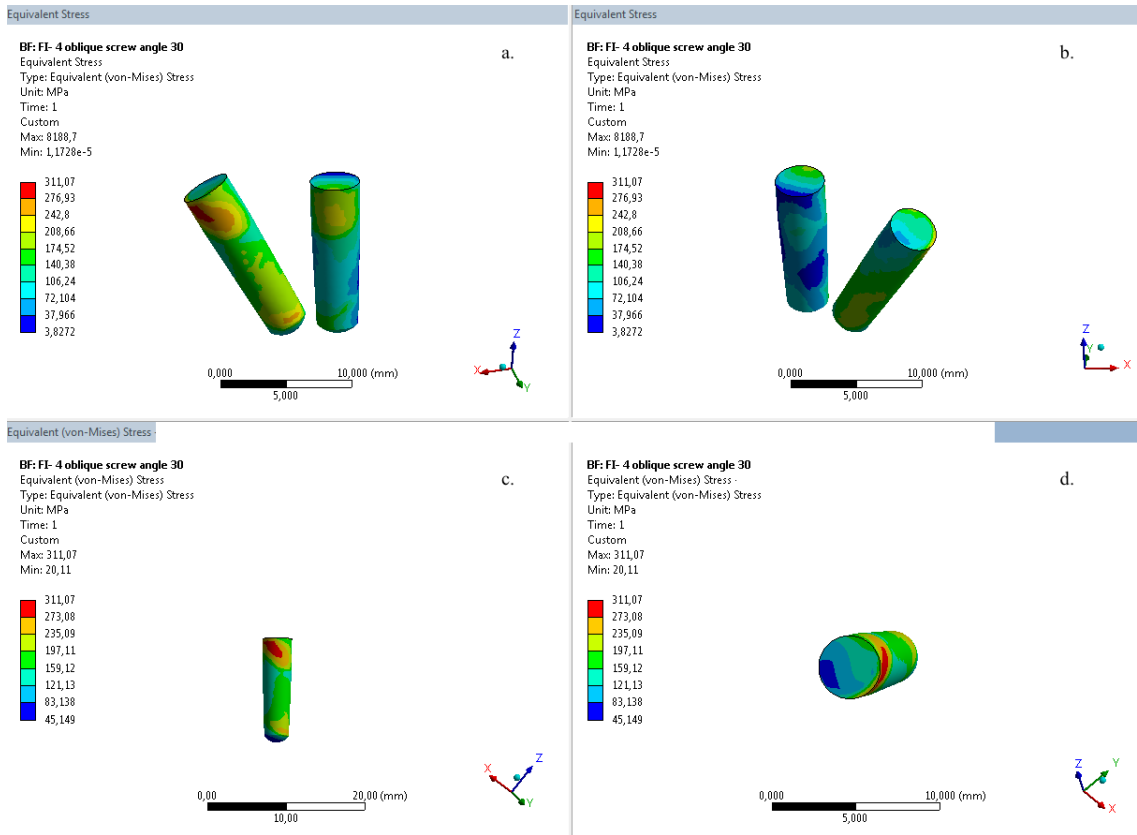
Şekil 4.19: Frontal kuvvet uygulanan 17° açılı bikortikal yerleşimli implantta eşdeğer gerilmenin (a) vestibülden, (b) lingualden, (c) lateralden, (d) koronalden görüntüsü

10 MPa frontal kuvvet uygulanan vertikal monokortikal yerleşimli lateral ve 30° açılı monokortikal yerleşimli premolar implantların atrofik mandibuladaki yerleşim yerlerine göre oluşan eşdeğer gerilme kuvveti Şekil 4.20 'de gösterilmektedir. Posteriordaki implantın yüzeyinde maksimum eşdeğer gerilme kuvveti 408 MPa olarak ölçüldü.



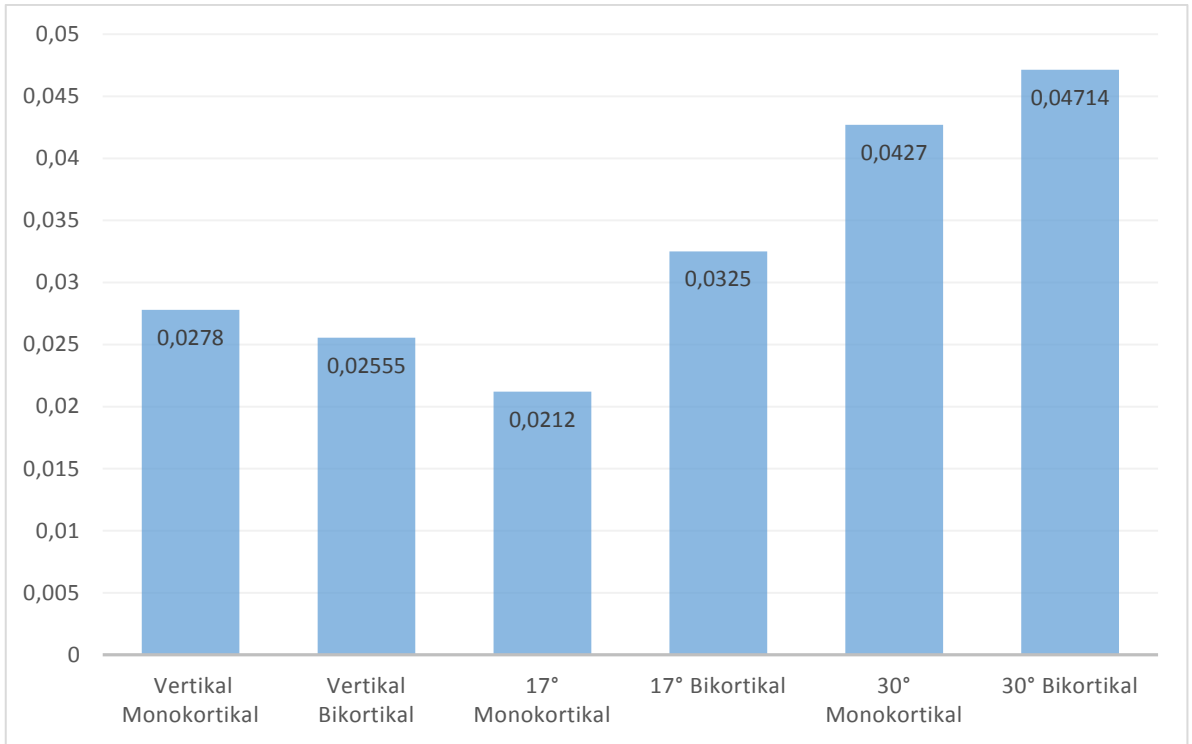
Şekil 4.20: Frontal kuvvet uygulanan premolar 30° açılı monokortikal yerleşimli implantlardaki eşdeğer gerilmenin (a) vestibülden, (b) lingualden, (c) lateralden, (d) korondan görüntüsü

10 MPa frontal kuvvet uygulanan vertikal bikortikal yerleşimli lateral ve 30° açılı bikortikal yerleşimli premolar implantların atrofik mandibuladaki yerleşim yerlerine göre oluşan eşdeğer gerilme kuvveti Şekil 4.21 'de gösterilmektedir. Posteriordaki implantın yüzeyinde maksimum eşdeğer gerilme kuvveti 311 MPa olarak ölçüldü.



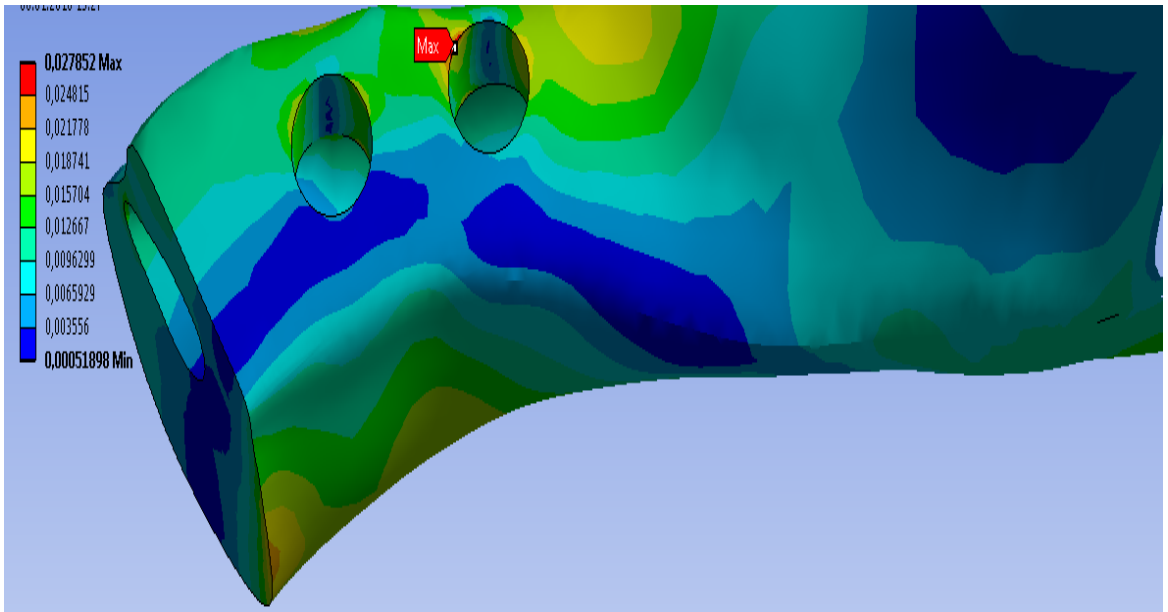
Şekil 4.21: Frontal kuvvet uygulanan 30° açılı bikortikal yerleşimli implantta eşdeğer gerilmenin (a) vestibülden, (b) lingualden, (c) lateralden, (d) koronalden görüntüsü

10 MPa frontal kuvvet uygulanan monokortikal ve bikortikal yerleşimli; vertikal, 17° ve 30° açılı implantların yerleştirildiği modellerde oluşan maksimum eşdeğer gerinim değerleri şekilde gösterilmektedir (Şekil 4.22). En düşük değer 0,0212 mm/mm iken en büyük değer 0,4741 mm/mm olarak izlendi.



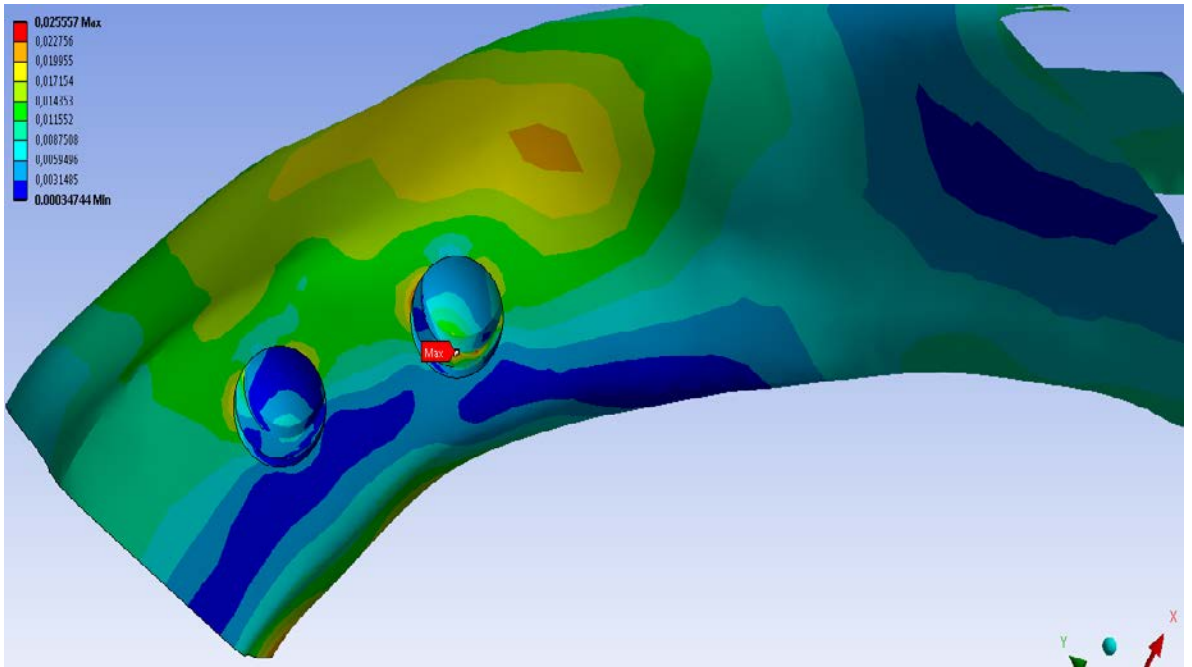
Şekil 4.22: 10 MPa frontal kuvvet uygulanan monokortikal ve bikortikal yerleşimli; vertikal, 17° ve 30° açılı implantlarda maksimum eşdeğer gerinim değerleri (mm/mm)

10 MPa frontal kuvvet uygulanan monokortikal vertikal yerleşimli implantların atrofik mandibulada oluşan maksimum eşdeğer gerinim değerleri Şekil 4.23 'te gösterilmektedir. Premolar implantların etrafında mandibulada maksimum maksimum eşdeğer gerinim değeri 0,0278 mm/mm olarak ölçüldü.



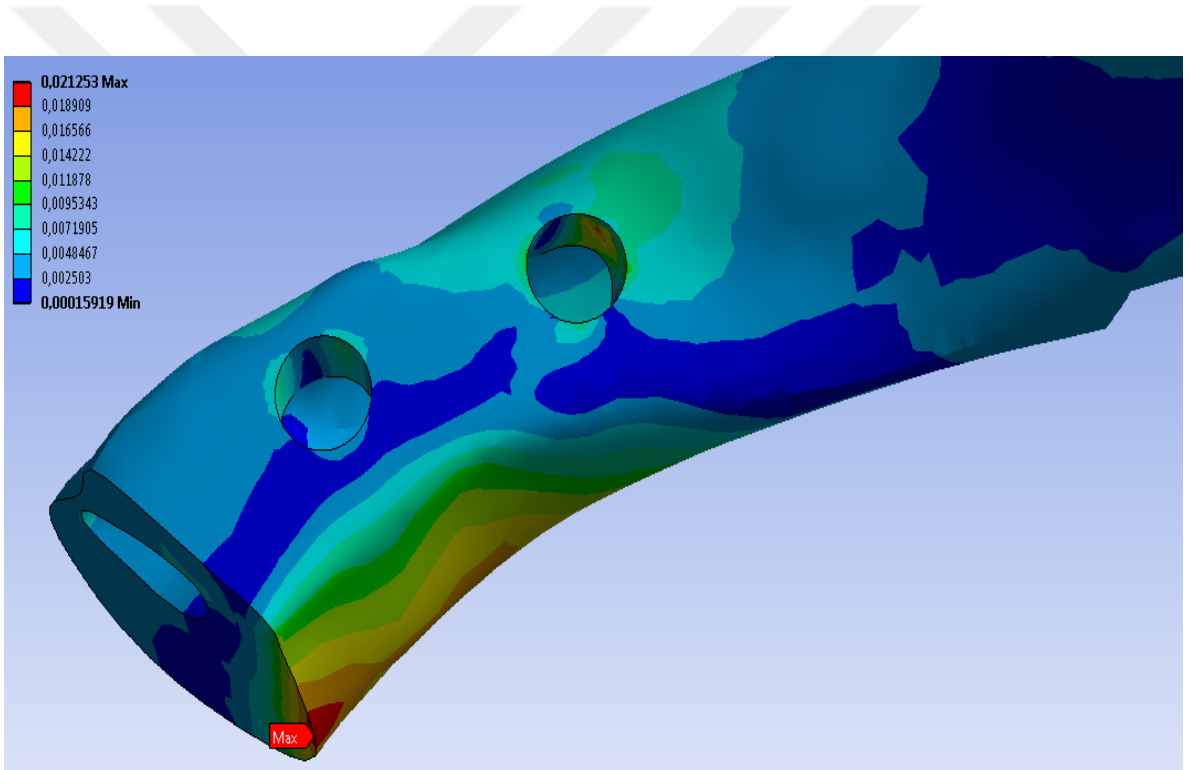
Şekil 4.23: Frontal kuvvet uygulanan vertikal monokortikal yerleşimli implantlarda maksimum maksimum eşdeğer gerinim görüntüsü

10 MPa frontal kuvvet uygulanan bikortikal vertikal yerleşimli implantların atrofik mandibulada oluşan maksimum eşdeğer gerinim değerleri Şekil 4.24 'te gösterilmektedir. Premolar implantların etrafında mandibulada maksimum maksimum eşdeğer gerinim değeri 0,02555 mm/mm olarak ölçüldü.



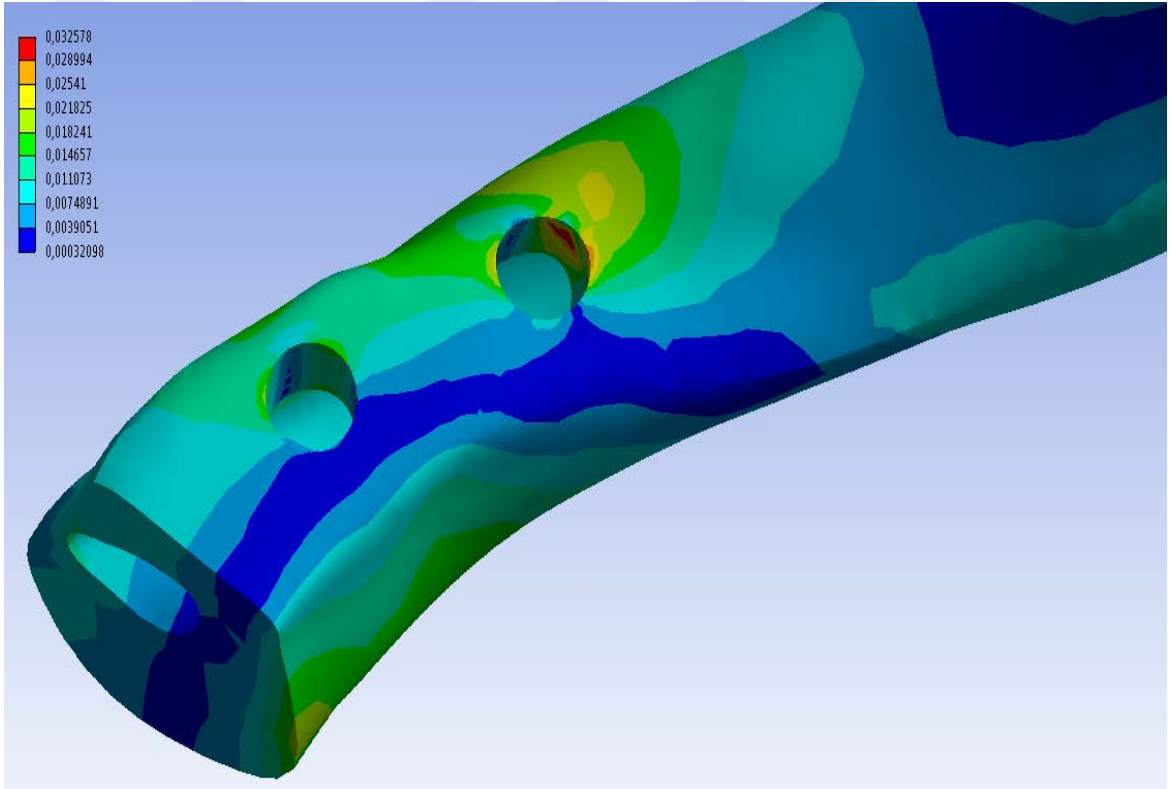
Şekil 4.24: Frontal kuvvet uygulanan vertikal bikortikal yerleşimli implantlarda maksimum maksimum eşdeğer gerinim görüntüsü

10 MPa frontal kuvvet uygulanan monokortikal vertikal yerleşimli lateral ve , 17° yerleşimli premolar implantların bulunduğu atrofik mandibulada oluşan maksimum eşdeğer gerinim değerleri Şekil 4.25 'te gösterilmektedir. Premolar implantların etrafında mandibulada maksimum maksimum eşdeğer gerinim değeri 0,0212 mm/mm olarak ölçüldü.



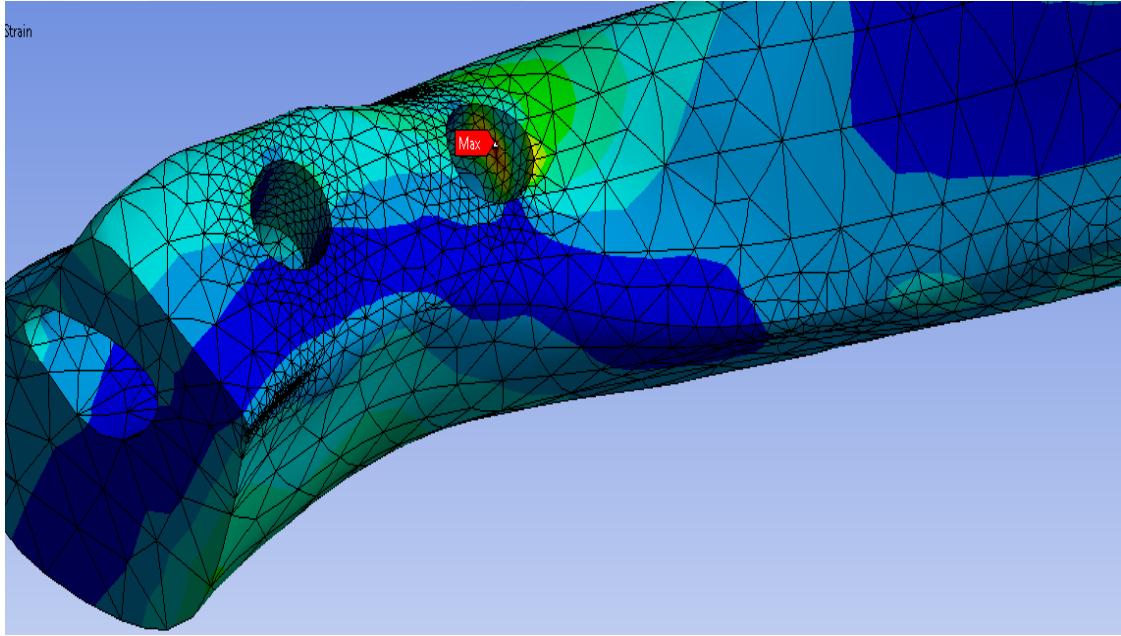
Şekil 4.25: Frontal kuvvet uygulanan 17° monokortikal yerleşimli implantlarda maksimum maksimum eşdeğer gerinim görüntüsü

10 MPa frontal kuvvet uygulanan bikortikal vertikal yerleşimli lateral implant ve bikortikal 17° yerleşimli premolar implantların bulunduğu atrofik mandibulada oluşan maksimum eşdeğer gerinim değerleri Şekil 4.26 'da gösterilmektedir. Premolar implantların etrafında mandibulada maksimum maksimum eşdeğer gerinim değeri 0,0325 mm/mm olarak ölçüldü.



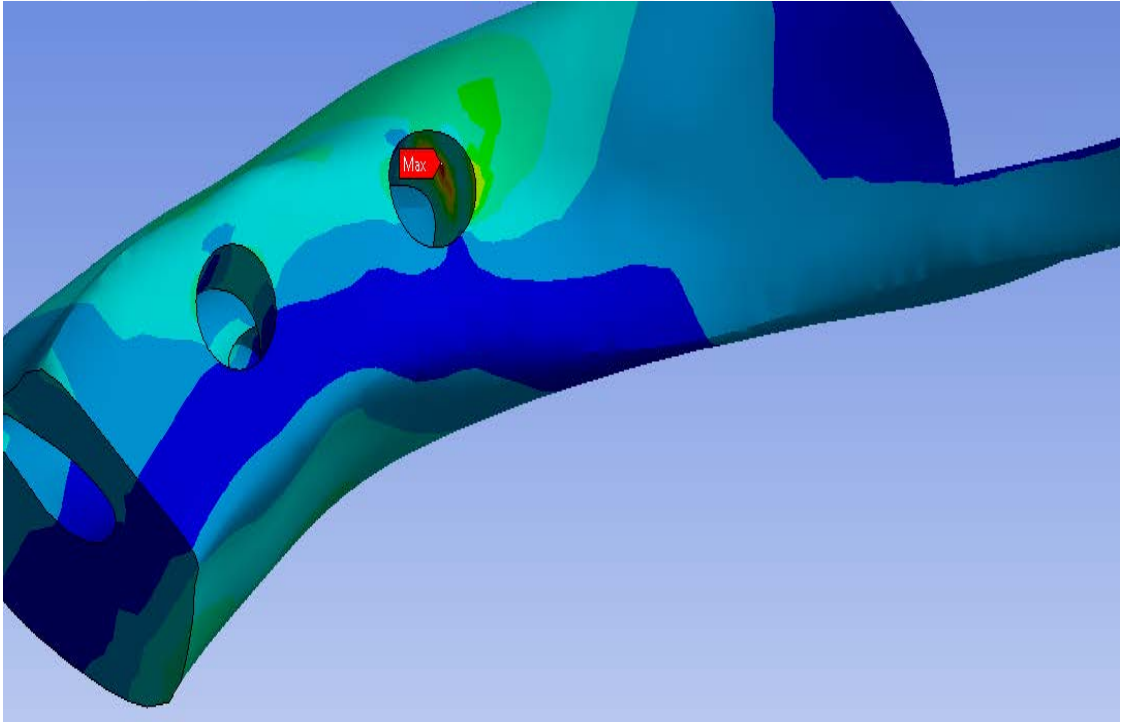
Şekil 4.26: Frontal kuvvet uygulanan 17° bikortikal yerleşimli implantlarda maksimum maksimum eşdeğer gerinim görüntüsü

10 MPa frontal kuvvet uygulanan monokortikal vertikal yerleşimli lateral ve monokortikal 30° açılı yerleşimli premolar implantların bulunduğu atrofik mandibulada oluşan maksimum eşdeğer gerinim değerleri Şekil 4.27’de gösterilmektedir. Premolar implantların etrafında mandibulada maksimum maksimum eşdeğer gerinim değeri 0,0427 mm/mm olarak ölçüldü.



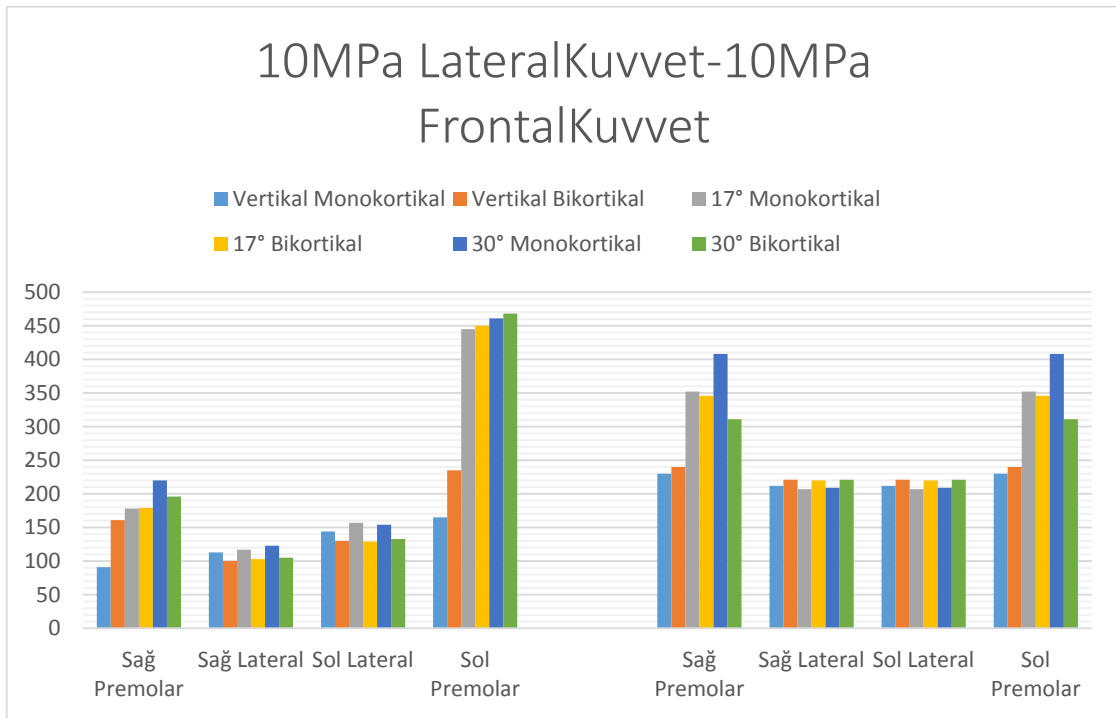
Şekil 4.27: Frontal kuvvet uygulanan 30° monokortikal yerleşimli implantlarda maksimum maksimum eşdeğer gerinim görüntüsü

10 MPa frontal kuvvet uygulanan bikortikal vertikal yerleşimli lateral ve bikortikal 30° açılı yerleşimli premolar implantların bulunduğu atrofik mandibulada oluşan maksimum eşdeğer gerinim değerleri Şekil 28 'de gösterilmektedir. Premolar implantların etrafında mandibulada maksimum maksimum eşdeğer gerinim değeri 0,04714 mm/mm olarak ölçüldü.



Şekil 4.28: Frontal kuvvet uygulanan 30° bikortikal yerleşimli implantlarda maksimum maksimum eşdeğer gerinim görüntüsü

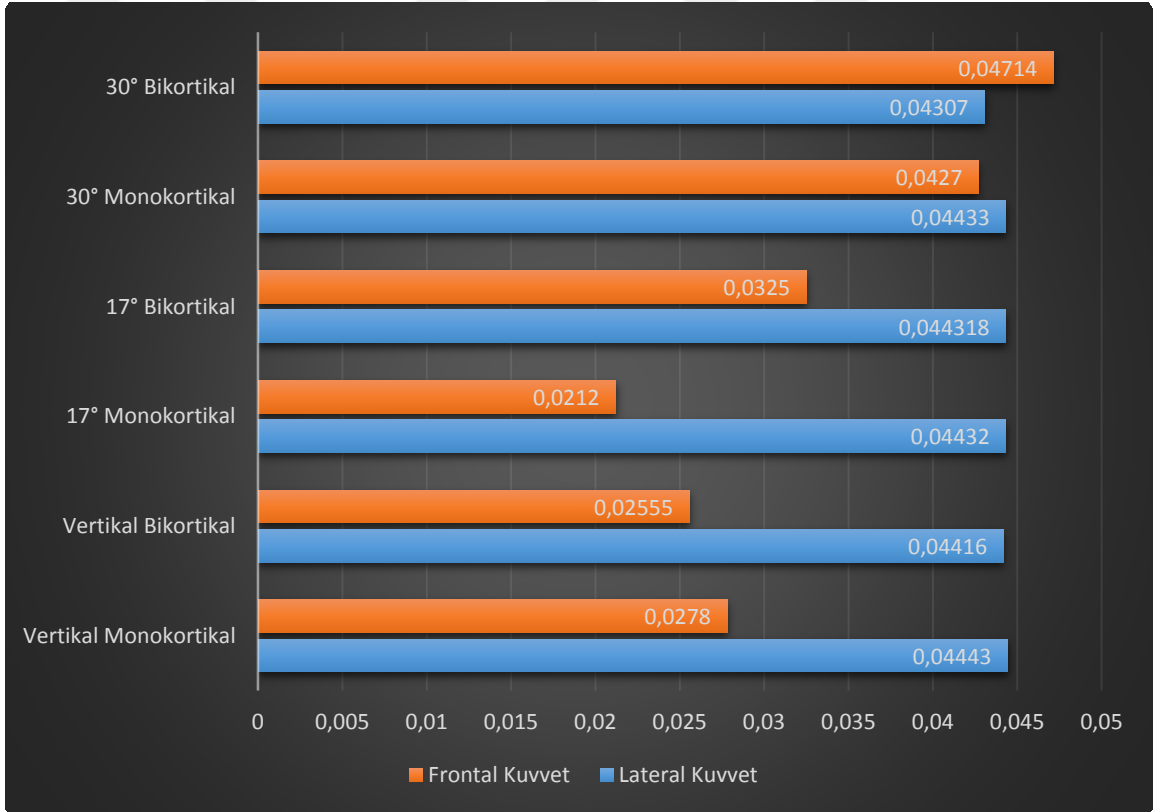
10 MPa lateral kuvvet uygulanan modellerde implant etrafındaki en yüksek eşdeğer gerilme kuvveti 468 MPa ile karşıt arktaki 30° bikortikal yerleşimli implantta ölçüldü. 10 MPa frontal kuvvet uygulanan modelde en yüksek eşdeğer gerilme kuvveti 408 MPa ile 30° monokortikal yerleşimli implantta ölçüldü (Şekil 4.29).



Şekil 4.29: 10 Mpa lateral ve 10 MPa frontal kuvvet uygulanan modellerde implant etrafındaki en yüksek eşdeğer gerilme (MPa)

10 MPa lateral kuvvet uygulanan modellerde mandibuladaki en yüksek maksimum eşdeğer gerinim 0,04443mm/mm ile vertikal monokortikal yerleşimli modelde ölçüldü. 10 MPa frontal kuvvet uygulanan modellerde en yüksek maksimum eşdeğer gerinim 0,04714 mm/mm ile 30° bikortikal yerleşimli modelde ölçüldü (Şekil 4.30).

10 MPa lateral kuvvet uygulanan modellerde mandibuladaki en düşük maksimum eşdeğer gerinim 0,04307 mm/mm ile 30° bikortikal yerleşimli modelde ölçüldü. 10 MPa frontal kuvvet uygulanan modellerde en düşük maksimum eşdeğer gerinim 0,0212 mm/mm ile 17° monokortikal yerleşimli modelde ölçüldü (Şekil 4.30)



Şekil 4.30: 10 MPa lateral ve frontal kuvvet uygulanan modellerde mandibuladaki en yüksek maksimum eşdeğer gerinim değerleri (mm/mm)

5. TARTIŞMA ve SONUÇ

Dişsiz rezorbe mandibulada hareketli protez kullanan hastalar ciddi fonksiyonel ve psikolojik problemler yaşamaktadır. Yumuşak ve sert doku kaybı protez kullanımında ağrı, yemede zorluk ve stabilite problemlerine neden olmaktadır (117). Dünya sağlık örgütü dünya nüfusunun yaşlandığını, travma oranlarının arttığını ve gelecekte de artacağını bildirmiştir (98,99). Düşme vakalarının genellikle 75 yaş üstü hastalarda gözlemlendiği, yaşlı hastaların günlük hayatta düşmelerinin yaşlılığın fizyolojik etkileriyle, denge kaybının yaşla beraber artmasıyla, reflekslerde azalma ve sistemik patolojik şartlar sebebiyle gerçekleştiği bildirilmiştir (77,96). Kemik fizyolojisi yaşlı bireylerde kompleks yapıda olup morfolojik değişimler ve kemik sertliğinde artış izlenmektedir. Yaşlı popülasyonda mandibular dişlerin kaybının kemikte atrofiye, kortikal kemik oranının artışı, vaskülaritede azalma ve beslenmede bozukluğa neden olduğu ve bu etkenlerin fraktür ihtimalini arttırdığı bildirilmiştir (182). Bu durum yaşlı bireylerde yılda %4.4 oranında düşme veya kaza nedenli travmaya maruz kalma riskini arttırmaktadır.

İmplant yerlerinin freze edilmesinden sonra labial ve lingual bölgede 1-2 mm kortikal kemik kalması ideal olduğu ve bunun 3 boyutlu planlama ile cerrahi öncesi tasarlanması gerektiği; mandibular yüksekliğin de en az 6-7 mm olması gerektiği bildirilmiştir (98). Bu yüksekliğin olmadığı durumlarda mandibulanın güçlendirilmesi için ogmentasyon teknikleri önerilmiştir (108). Atrofik mandibulanın augmente edilmesinin temel nedenlerinden biri de implant yerleşimi için hacim kazandırmak ve estetik kriterleri göz önünde bulundurmak olsada, bu işlemlerin yapılmadığı mandibulada kırık riskinin de göz önünde bulundurulması gerekmektedir (183). Aşırı atrofik mandibulada implant cerrahisi sırasında mandibulanın bütünlüğünün implant yuvası hazırlanması nedeniyle bozulması kırık oluşturma olasılığını arttırdığı bilinmektedir (108). Yetersiz mandibular yüksekliğin, implant bölgesindeki patolojilerin, osseoentegrasyon yetersizliğinin ve yanlış cerrahi tekniğin varlığında mandibular fraktürlere neden olabileceği ileri sürülmektedir (108,138).

Aşırı atrofik mandibula; interforaminal bölge yüksekliğinin 12 mm ve altı olduğunu durumu tanımlamaktadır (29,184). Batenburg ve ark.(1998) aşırı rezorbe

mandibulada implant destekli hareketli protez için ideal implant sayısının 4 olmasını önermesine rağmen (27), Chrcanovic ve ark.(2009) 2'den fazla implant uygulamasının mandibulanın bütünlüğünü bozduğunu ve fraktür riskini arttırdığını bildirmektedir (108). Dental implantlar etrafında ilk sene 1mm, devam eden senelerde 0.2mm olması uygun kabul edilen marjinal kemik kaybının izlenmesi (125,185); atrofik mandibulada uzun dönemde fraktürlerin gelişmesi ile ilişkilendirilmektedir (186).

Mandibulada kırıklar en çok sırasıyla kondil, korpus, ve simfiz bölgesinde görülürken düşme ile simfize uygulanan kuvvet ile kondil kırıklarının meydana geldiği bu kırıkların simfiz kırıklarıyla kombine de olabileceği; atrofik mandibulada ise düşme ile daha çok korpus kırıklarına neden olduğu bildirilmiştir (96). 4 veya daha az dişi olan hastalarda korpus kırığının görülme olasılığının 10 veya daha fazla dişi olan hastalara oranla bariz şekilde daha fazla olduğu bildirilmiştir (96). Dişsiz hastalarda korpus kırıklarının diğer bölge kırıklarına göre daha sık görüldüğü, bunun mandibulanın yüksekliğinde azalmayla beraber beslenmesindeki bozuklukla ilişkili olduğu bildirilmiştir (78)

İmplant uygulamalarına bağlı mandibula fraktürleri literatürde ilk olarak Albrektsson (1988) tarafından rapor edilmiştir (116). İmplant yerleşimli çenelerde mandibula fraktürleri çok sık görülmemekle birlikte %0.2 olarak bildirilmiştir (123,124).1990 ile 2007 yılları arasında dişsiz mandibulada implant yerleştirilen 475000 hastada mandibula fraktür insidansı %0.05 olduğu ancak 157 hastadaki kırığın dikkate değer bir sayı olduğu bildirilmiştir (107).

Aşırı atrofik mandibulada implant için tercih edilen interforaminal bölge olan simfiz bölgesinin 10mm 'den az yüksekliğe sahip hastalarda implant ile mandibular kırığının ilişkilendirilmesi gerektiğinden hastaların iyi değerlendirilmesi önerilmiştir (107). Atrofik mandibulada anterior implantlar için 8 ile 10 mm kemik yüksekliği durumunda uygulanan implantların inferior sınırı aşacağı, mental foramenler arası bölgede oluşturulan 4 adet 4 mm 'lik implant yuvasının kemikteki stresin artmasına sebep olduğu ve implant yuvalarının birbirine yakın olmasının kırık ihtimalini arttıracığı bildirilmiştir (15,17,29)

Hareketli protezin iki implantla desteklendiği durumlarda bar veya ball ataçman ekseninde rotasyon yaptığı, çiğneme kuvvetlerinin direk olarak alveolar kemiğe iletileceği, yutkunma sırasında dilin günde ortalama 200 kere ön kesicileri ittiği bildirilmiştir (187). Meijer ve ark. 'nın (1992) SEA çalışmalarında bu sonuca benzer olarak en yüksek implant çevresi kuvvetlerinin bar ataçman kullanılarak 2 implantla desteklenen modellerde oluştuğunu bildirilmiştir (173).

Literatürde dişsiz mandibulada farklı tedavi konseptlerinin karşılaştırıldığı az sayıda çalışma olduğu ve 2 veya 4 implant kullanımının implant çevresi üzerine etkilerinin kesin bir sonuca ulaşmadığı bildirilmiştir (187). Ketabi ve ark. implant destekli protezlerin 2 yerine 4 implantla desteklenmesinin implant etrafında kemik rezorpsiyonun doğrudan etkilediğini ve protezler 4 implantla desteklendiğinde kemik rezorpsiyonunun daha az olduğunu bildirmiştir (187) Alman Maksillofasiyal Cerrahi Derneği (DGZMK) implant destekli protezlerin stabilite ve kemik rezorpsiyonu açısından değerlendirildiğinde 2 yerine 4 implantla desteklenmesi gerektiği bildirilmiştir (DGZMK). İmplant destekli protezlerin 2 veya 4 implantla desteklenmesi kararının hastanın genel sağlığı, estetik ve fonksiyonel beklentileri göz önünde bulundurularak alınması gerektiği ağız içi konforun oluşturulması, çiğneme kuvvetlerine karşı implant çevresi kemik rezorpsiyonun daha az olması ve immediate protetik restorasyon yapılabilmesi için 4 implant tercih edilmesi gerektiği bildirilmiştir (187,188).

Chee ve Jivraj (2006) hastanın anatomik durumunun 4 implanta izin verdiği koşullarda avantaj ve dezavantajların hastaya anlatılması ve mümkünse implant destekli hareketli protezin planlama dışı bırakılıp sabit veya hibrit protez planlanması gerektiğini bildirmiştir (189).

İleri derecede atrofik mandibulada interforaminal bölgeye vertikal yerleştirilen implantların okluzal, lateral ve frontal kuvvet uygulandığı çalışmalar bulunmaktadır (131,132,190). Mandibulada ve implant etrafında oluşan stresin literature dayanarak farklı protetik yaklaşımlar için planlanan implant sayı bağlantı şekillerinin kemik ve implantlarda farklı stresler oluşturduğu kabul görmüştür ancak tüm implant planlamalarının olduğu tedavi seçeneklerinin değerlendirildiği çalışma bulunmaması

mevcut çalışmanın ana amacını oluşturmaktadır. Bu çalışmada atrofik mandibulada interforaminal bölgeye vertikal, 17° ve 30° açılarla monokortikal ve bikortikal yerleştirilen implantlar lateral ve frontal kuvvetler uygulandığında implantta oluşan eşdeğer gerilme kuvvetleri ve mandibular kemikte meydana gelen maksimum eşdeğer gerilme değerleri ölçüldü. İmplantların yerleştirilmesi ile protetik aşamaya kadar olan dönemde lateral ve frontal kuvvetlerin; vertikal, 17° ve 30° açılı monokortikal ve bikortikal yerleştirilen implantların çene kırığı üzerinde olası etkisinin değerlendirilmesi amaçlandı.

SEA cismin belli bir bölümünün istenen kuvvet ile meydana gelen değişimini inceleyen objelerin temel özelliklerini temsil eden matematik modellerde yapılan analizdir. SEA gibi kuvveti deneysel olarak yaratan matematiksel yöntemler modelde kuvvet iletimini ve dağılımını doğru bir şekilde yansıtabilmektedir (158). SEA ile bir yapıya uygulanan kuvvet ile deformasyon ve stress meydana gelir. Bu kuvvetin uygulanan nesnenin elastik limitlerine göre yapısal bozukluk oluşturup oluşturmayacağı tespit edilebilmektedir (191).

Diğer stres analizlerine göre bir çok özelliği bakımından üstün kabul edilen SEA basit ve etkili bir yöntemdir. Cismin gerçek durumuna çok yakın model hazırlanabildiğinden ve sanal matematik model bilgisayar ortamında sonuçlar tekrarlanabilir. Modelin geometrisi ve test koşulları değiştirilebilir ve sonuçlar kısa sürede elde edilir. Lateral ve oblik gibi daha spesifik yüklemeler yapılarak, analiz sonuçlarında elde edilen stress dağılımlarının gerçeğe çok yakın yansıttığı bildirilmiştir (192).

2 boyutlu SEA ile homojen, lineer ve izotropik özelliklerdeki kemiğe yapılan statik yüklemeler hatalı sonuçlar vermektedir. Kemik ve implant arasındaki osseoentegrasyon durumu, mandibulanın tamamen rijit ve inferior sınırının sabit tutularak oluşturulan sınır koşulları 2 boyutlu modellerde hatalı sonuçlar vermektedir. Dinamik yüklemeye maruz kalan kemikteki stres dağılımı sonlu elemanlar analizinde gerçeğe uygun şekilde yansıtılır. 3 boyutlu SEA 'da bilgisayarlı tomografi ile elde edilen görüntüler, çenelerin 3 boyutlu ayrıntılı sanal modeline dönüştürülerek anatomik kemik morfolojisi hakkında gerçekçi fikir vermektedir. Kortikal ve trabeküler kemik

özellikleri benzer şekilde elde edilebilir (193).

Marcian ve ark. (2014) kemik implant temasının, trabeküler kemik dizaynının implantın sağ kalım süresi için önemli olduğunu SEA yönteminin implant cerrahisi öncesi implant ömrünün öngörülebilir olması için uygun olduğunu bildirmiştir (194).

SEA yöntemi ile kemiğin biyomekanik özelliklerini veren sonuçların biyomekanik testlerle çıkan sonuçlar ile ilişkili olduğunu bildirilmektedir (160,161,162). Vollmer ve ark. (2000), mekanik kuvvetler altında mandibulanın kompleks biyomekaniğinin incelenmesinde SEA yönteminin faydalı ve non-invaziv bir yöntem olduğunu aksi takdirde kemiğin kuvvete karşı cevabının öngörüsünün zor olduğunu bildirmiştir (163). SEA yöntemi biyomekanik problemlerin incelenmesi için önemli bir araç haline geldiği; implantlar etrafında kortikal ve kanselöz kemikteki stress ve gerilme değerlerini ayrı ayrı ölçebilmek için yeterli olduğu bildirilmiştir (164). İn vitro analiz çalışmasında, in vivo yapıların özelliklerinin tam olarak aynısını yansıtmak mümkün değildir. SEA çalışmalarında, biyolojik yapıların aksine tüm unsurlar homojen, izotropik ve lineer kabul edilmektedir (165-168).

SEA yöntemi kemik ve çevre doku yapılarını gerçeğe çok yakın yansıtabilmesi, implant ve çevre dokulardaki stres iletim ve dağılım mekanizmasının ayrıntılı olarak incelenebilmesine izin vermesi, çok yönlü kuvveti analiz edebilmesi avantajları ile fotoelastik stres analizi yöntemi, gerilim stres analiz yöntemi gibi diğer kuvvet analizi yöntemlerine tercih edilerek çalışmamızda kullandığımız analiz yöntemi olmuştur. Çalışmamızda atrofik çenenin oluşturulması için, aşırı rezorbe mandibulaya sahip (12mm) bireyden elde edilen 0,2 mm kesitli bilgisayar tomografisi görüntüsü alınarak literatürlerde belirtilen atrofik alt çene özelliklerine bağlı yeni bir alt çene modeli hazırlandı. 3 boyutlu model Geomagic 3D yazılımı ile düzgün oranlara sahip, pürüzsüz bir yüzey haline getirilerek alt çene modellemesi tamamlandı.

SEA çalışmalarında kantilever uzunluğu az olan sabit bir protezi taşıyan açılı implantların etrafındaki kemiklerde eşdeğer gerilim değerinin vertikal implantlara göre da az olduğu bildirilmiştir (43).

Rangert ve ark. (1987) ve Tada ve ark. (2003) interforaminal bölge implantları ile desteklenen sabit protezlerin uzun kantileverlere sahip olduğunu, uzun kantilever boyutunun distaldeki implantlara 2 kat daha fazla kuvvet uyguladığını bildirmiştir (48,49). Optimal implant yerleşimine engel olan anatomik yapıların varlığında açılı implantların protezin anterioposterior stabilitesini koruyarak distal kantilever uzunluğunu büyük ölçüde azaltan iyi bir tedavi seçeneği haline geldiği; açılı implantların kullanımının 9.3 mm kısalttığı bildirilmiştir (53).

Malo ve ark. (2003) tanımladıkları “All-on-four” protokolünde anteriorda 2 implantın aksial, posterior implantların da distale açılı yerleştirilerek tüm implantların birbirine fikse edilmesi gerektiğini bu sayede kantilever uzunluğunun kısaltılarak posterior da ogmentasyon prosedürlerine gerek olmadığını bildirmiştir (56). Zampelis ve ark. (2007) iki boyulu SEA çalışmalarında posterior implantların distale açıldırılmasının kemiğe ulaşan stresleri azalttığını bildirmiştir (180). Üç boyutlu SEA çalışmalarında posterior implantların distale açıldırılmasının biyomekanik streslere karşı dayanıklılığı arttırdığı bildirilmiştir (55,181). İleri derecede rezorbe mandibulada kullanılacak implantların yeterli kemik implant temas yüzeyine sahip olamayacağından 12 mm ve daha az yükseklikteki mandibulada 4 implantın destek olarak kullanılması önerildiğinden (4,28,195,196) mevcut çalışmada atrofiye olan mandibula modellendiğinde implant sayısı 4 olarak belirlendi. Çalışmamızda lateral implantlar vertikal, premolar implantlar ise vertikal, 17° ve 30° distale açılı modeller planlandı.

İn vitro travma deneylerinde, biyomekanik test modeli olarak kullanılabilen en ideal materyal insan kadavra mandibulasıdır. İnsan kadavra mandibulasının kullanıldığı biyomekanik travma çalışmaları literatürde mevcuttur (197). Mandibula fraktürleri ile alakalı bir kısım biyomekanik çalışmada ise, mandibulanın korteks ve spongiyoz tabakalarını taklit eden poliüretan mandibula replikaları kullanılmıştır (198). İnsan mandibulasının kompleks anatomisi ve kortikal kemiğin kalınlığının her yerde aynı olmaması; kadavranın bulunma zorlukları ve etik tartışmalar SEA yönteminin insan çene kemiklerinde ve dental implantlarda klinik çalışmalara uygunluk göstermesi (199,200) gibi avantajları nedeniyle SEA yöntemi çalışmamızdaki tercih nedenidir.

bu parçalar birbirlerine düğüm noktalarından (node) bağlanır. Stres karşısında düğüm noktalarında meydana gelen değişim miktarı analizi belirlediğinden ve eleman sayısı kuvvet dağılımı üzerinde etkili olduğundan olabildiğince fazla sayıda kullanmak etkin kuvvet dağılımını yansıtmaktadır. Yapıyı oluşturan malzemelerin elastisite modülü ve Poisson oranları işlenerek yapıların, doğal tepkimelerine benzer koşullar sağlanmaya çalışılır (192).

Matematik modelin oluşturulmasında kullanılan eleman ve düğüm sayısının miktarı sonucun gerçeğe en yakın çıkmasını sağlamaktadır. Sayı ne kadar fazla ise, o kadar gerçeğe yakın sonuçlara ulaşılmaktadır (158). Winter ve ark. (2010), SEA çalışmasında düğüm sayısı 28909 ile 30778 arasında; eleman sayısı ise 19109 ile 20500 arasında bildirmiştir (201). Meijer ve ark. (1992), rezorbe mandibulada ki SEA çalışmalarında, düğüm sayısını 1020 ile 1437 arasında; eleman sayısını ise 5803 ve 10281 arasında kullanmıştır (173). Torreira ve Fernandez (2004), mandibulada travma olgularını SEA yöntemi ile karşılaştırdığı çalışmalarında 7073 düğüm ve 30119 eleman kullanıldığını bildirmiştir (179) Çalışmamızda kullandığımız düğüm sayısı 140000 ile 165000 arasında; eleman sayısı ise 90000 ile 110000 arasında değişmektedir. Çalışmamızda kullandığımız eleman ve düğüm sayıları diğer çalışmalarda kullanılan sayılardan yüksek olması tüm mandibulaya uygulanmasından kaynaklanmaktadır.

İmplant başarısızlığının nedenlerinden biri implant-kemik arayüzündeki istenmeyen kuvvetlerin artmasıdır. Kortikal kemiğin devamlılıkta gerilme tipi streslerin etkisinin daha az olması esastır. Kemik yeniden yapılanmasının (remodelling) yüksek sıkışma stresleriyle ilişkili olduğu bildirilmiştir (147,177,202,203,204). Alveoler kemik miktarının korunması için gerekli fonksiyonel stresler 200 psi ile 700 psi arasında rapor edilmiştir (1 psi = 0,0069 MPa). Bu değerlerden çok yüksek miktardaki dış stresler kemikte dejenerasyona neden olurken, bu değer aralığından daha düşük stresler kemikte atrofiye neden olmaktadır (205,206,207). O'Brien (1997), kortikal kemiğin en yüksek sıkışma direncini 167 N; en yüksek gerilme direncini ise 121 N olarak tanımlamıştır (149).

Maminskas ve ark. (2016), SEA yöntemi kullanılan 20 çalışmayı incelediklerinde; açılı yerleşim ve kantilever uzunluğu ile periimplant bölgesinde oluşan ⁷⁶

gerilme kuvvetlerinin diğerk yöntem ve klinik bulgularla ilişkili olduğunu bildirmiştir (171).

Shigemitsu ve ark. (2014), implant destekli protezlerin tutucu implantlarına gelen kuvvetlerinin ölçülmesinin SEA yöntemi ve in-vivo yükleme verilerinin karşılaştırıldığı çalışmasında; 2 implant uygulanan modellerin 4 implant uygulanan modellere göre implant etrafındaki kortikal kemikte daha fazla stress olduğunu ve in-vivo sonuçların SEA sonuçlarıyla ilişkili olduğunu bildirmiştir (172).

Pierrisnard ve ark. (2003), 3,75 mm çaplı farklı uzunluklardaki (6 mm, 7 mm, 8 mm, 9 mm, 10 mm, 11 mm, 12 mm) implantlar üzerinde 100 N kuvvet uygulayarak yaptıkları SEA çalışmasında; implant uzunluğundaki artışın implant çevresindeki stres yoğunluğunu azaltmadığını, implant çapının, uzunluktan daha etkili olduğunu ileri sürmektedir (208).

Griffin ve Cheung (2004), 167 hasta üzerindeki çalışmada; implant yüklendiğinde implantın ilk birkaç yivindeki stres dağılımının etkili olduğundan implantın uzun olmasının gerekli olmadığını ileri sürmüştür. Ancak implant uzunluğunun primer stabilitede ve implantın uzun dönem sağkalım oranında etkili olduğunu bildirmiştir. Literatürde bu görüşü destekleyen klinik çalışmalar mevcuttur (209-215)

Fayaz ve ark. (2015) SEA yöntemi ile parsiyel proteze destek olan implant ve doğal dişi karşılaştırdığı çalışmalarında parsiyel proteze destek olan implant uzunluğunun parsiyel protezin bir başka desteği olan doğal dişteki periodontal ligamana pozitif etkisinin kısıtlı olduğunu; ancak implant açıldırılmasının doğal dişin periodontal ligamanındaki stresi azalttığını bildirmiştir (216).

Lee ve Jim (2012), 4 mm çapında beş farklı uzunluğa sahip (8,5 mm, 10 mm, 11,5 mm, 13 mm ve 15 mm) implant modeline, 120° açı ile 176 N'luk kuvvet uyguladığı çalışmasında implant uzunluğu arttıkça, implant çevresindeki kortikal kemikte stresin azaldığını ve implant uzunluğunun yük iletim mekanizmasını etkilediğini bildirmiştir (99).

Himmlova ve ark. (2004), 3,6 mm çapında 7 farklı uzunluktaki (8 mm, 10 mm, 12 mm, 14 mm, 16 mm, 17 mm ve 18 mm) implantları karşılaştırdıkları SEA çalışmalarında; implant uzunluğundaki artış ile streslerin çok az miktarda azaldığını, ancak bu azalmanın implant çapının artışı kadar etkili olmadığını bildirmiştir (217).

Ding ve ark. (2009) SEA çalışmalarında implant çapı arttığında implant boynunda çiğneme kuvvetlerine karşı direncin de arttığını bildirmiştir (218). SEA çalışmaları ile stress dağılımlarının Von mises kritereleri veya maksimum eş değer gerilme analiz edilebileceği, kırılğan nesnelere için maksimum eş değer gerilme kuvveti ölçümünün Von mises analizi yöntemine tercih edilmesi gerektiği bildirilmiştir (169)

Çalışmamızda implant uzunluklarını karşılaştırdığımızda, lateral kuvvette maksimum eşdeğer gerilme monokortikal yerleştirilen implantlarda maksimum 461 MPa iken bikortikal yerleştirilen implantlarda maksimum 468 MPa eşdeğer gerilme elde edildi. Frontal kuvvette maksimum eşdeğer gerilme monokortikal implantlarda 408 MPa iken bikortikal implantlarda 346 MPa bulundu. Bu sonuç, implant uzunluğundaki değişimin kemikte oluşturduğu stres açısından önemli bir fark yaratmadığını ancak trabeküler kemiğin stresleri absorbe ettiğini savunan görüşleri desteklemektedir.

SEA ile belli doku ve bölgelerde biyolojik simülasyonlar ile oluşan biyomekanik değişikliklerin hesaplanabildiği ve bu sayede SEA ile mandibulada travmatik kuvvetlerin meydana getirdiği değişiklikleri anlaşılabilirliği bildirilmiştir (82,83) Bujtar ve ark. 3 farklı yaş grubunda (12,20,67 yaş) SEA ile mandibuladaki stresleri incelediği çalışmada en büyük streslerin 67 yaşında dişsiz hastanın mandibulasında meydana geldiğini bildirmiştir (219).

Simfiz bölgesi 10mm 'den az yüksekliğe sahip dişsiz aşırı atrofik mandibulalı hastalarda implant uygulanmasının fraktürlerle ilişkilendirildiğinden hastaların iyi değerlendirilmesi gerektiği bildirilmiştir (107). İmplant cerrahisinden sonra mandibular fraktürü oldukça nadir bir komplikasyondur ve genellikle aşırı rezorbe mandibular ile ilişkilendirilmektedir (6). Aşırı rezorbe mandibulaya sahip hastalar implant cerrahisi öncesi fraktür komplikasyonu ile ilgili uyarının yapılması gerekliliği bildirilmektedir 78

(117). Yaşlanmayla birlikte mandibulanın kuvvetlere verdiği reaksiyonel tepkinin arttığı, 6 yaş dişinin ısırma kuvveti ile kuvvetin olduğu tarafta kondilde stress artarken 6 yaş dişi bölgesinde azaldığı bildirilmiştir (219)

Bikortikal fiksasyonun monokortikal fiksasyona göre implantın sadece mekanik olarak tutunduğu dönemde daha avantajlı olduğu, osseoentegrasyon geliştikçe bu avantajın azaldığı bildirilmiştir (220). Monokortikal fiksasyonun sağlıklı ve az atrofiye mandibulada tercih edildiği, bikortikal fiksasyonun ise genellikle yüklere karşı direnci arttırmak için aşırı atofik çenelerde tercih edildiği bildirilmiştir (221).

Lofaj ve ark. (2015), SEA yöntemi kullanarak monokortikal ve bikortikal yerleşimli implantları karşılaştırdığı çalışmasında; stresin yükün aksi yöndeki implant boyununda kortikal kemikte, yük tarafındaki implantın ise kök ucunda stress tespit etmiş, bikortikal fiksasyonun yükün paylaşımı üzerine minimal etkili olduğunu bildirmiştir (220)

Çalışmamızda lateral yöndeki travmatik kuvvetin bikortikal yerleştirilen implantlarda daha fazla gerilme izlenirken, frontal kuvvette monokortikal yerleştirilmiş açılı implantlarda daha fazla gerilme tespit edildi. Travma açısından değerlendirildiğinde bikortikal yerleşimin kırık oluşturma olasılığının yüksek olduğu düşünülebilir.

Premolar bölgesinde distale açlandırılmış tek bir implanta gelen kuvvet düz bir implanta gelen kuvvete göre 2 ila 5 kat fazla olduğu bildirilmiştir (181,222) ancak aynı kuvvetler implantların birbirine protez ile splintlendiği durumlarda %17 oranında 30° açılı implantların lehine azaldığı bildirilmiştir (223). Simfiz bölgesine uygulanan travmatik kuvvetin parasimfiz bölgesine uygulanan travmatik kuvvete göre daha fazla stress meydana getirdiği böylece Von mises değerlerinin mandibulada kuvvet uygulanan bölgeye ve mandibulanın morfolojisine göre değişiklik gösterebileceği bildirilmiştir (233).

Santos ve ark. (2015) mandibulada simfiz bölgesine uygulanan travmatik kuvvetin mental foramen bölgesinde düşük seviyede stress meydana getirdiğini, mental ⁷⁹

foramene yakın parasimfiz bölgesine uygulanan travmatik kuvvet ile travmaya uğrayan bölgede en yüksek stress izlenirken karşı tarafta daha az stress izlendiğini, parasimfiz bölgesine uygulanan kuvvette simfiz bölgesine uygulanan kuvvete göre kemikte oluşan eş değer gerilmenin daha yüksek olduğunu bildirmiştir (224).

Çalışmamızda 10 MPa lateral kuvvetin implantlardaki en yüksek eşdeğer gerilme kuvveti kuvvet uygulanmayan karşı tarafta premolar bölgesinde izlendi. En yüksek değerler vertikal bikortikal yerleşimli modelde sol premolar implantta 235 MPa eşdeğer gerilme kuvveti; premolar implantlar 17° açılı bikortikal yerleşimli modelde sol premolar implantta 450 MPa eşdeğer gerilme kuvveti; premolar implantlar 30° açılı bikortikal yerleşimli modelde sol premolar implantta 468 MPa eşdeğer gerilme kuvveti ölçüldü. Lateral kuvvet uygulandığında en yüksek eş değer gerilme kuvveti bikortikal yerleşimli vertikal, 17° ve 30° açılı modellerde izlendi. 10 Mpa frontal kuvvetin implantlardaki en yüksek eşdeğer gerilme kuvveti ise premolar bölgelerinde izlendi. Vertikal bikortikal yerleşimli modelde premolar implantta 240 MPa eşdeğer gerilme kuvveti; 17° açılı monokortikal yerleşimli modelde premolar implantta 352 MPa eşdeğer gerilme kuvveti; 30° açılı monokortikal yerleşimli modelde premolar implantta 408 MPa eşdeğer gerilme kuvveti ölçüldü. Frontal kuvvet uygulanımı sonrasında vertikal yerleşim hariç 17° ve 30° açılı monokortikal implantlarda en yüksek eş değer gerilme kuvveti izlendi. Bu sonuçlar Santos ve ark. (2015) çalışmasını desteklemektedir.

Yaşla beraber mandibulanın kuvvetlere tepkisinin daha fazla olduğu, kuvvetin uygulandığı tarafta kondilde kuvvetin arttığı birinci molar bölgesinde düştüğü bildirilmiştir. Eşdeğer gerilme ve eşdeğer gerinim 67 yaş hasta grubunda kemiğin yaşla beraber sertleşmesi sebebiyle genç yaş hasta gruplarına göre daha yüksek olduğu, eşdeğer gerilme ve eşdeğer gerinimin değişiklik göstermediği simfiz bölgesinde yük taşıma kapasitesinin yaşla beraber değişmediği belirtilmiştir (219). Mandibula fraktürlerinin SEA yöntemi kullanarak standart travmaların mandibulaya etkilerinin incelendiği çalışmada; lateral yönde uygulanan kuvvette kırık oluşturabilecek maksimum stresin karşı tarafta retromolar bölgede meydana geldiği bildirilmiştir (179,225). Mevcut çalışmanın sonuçları yaşla beraber mandibular hacminin ve beslenmesinin azalmasıyla kırıklara olan yatkınlığın arttığını desteklemektedir.

Bikortikal yerleşimin mandibulaya lateral yönde gelen kuvvette implantta oluşan eşdeğer gerilmeyi arttırdığını, frontal yönde uygulanan kuvvette ise bikortikal yerleşimde eşdeğer gerinimin arttığını; implantların açıldırılmasının implantta oluşan eşdeğer gerilmeyi arttırdığını; frontal yönde uygulanan kuvvette kemikte meydana gelen eşdeğer gerinimin implant açılmasıyla arttığını; ancak lateral yönde uygulanan kuvvette kemikte oluşan eşdeğer gerinime implant açılarının etkili olmadığını düşünmekteyiz. Bu veriler atrofik mandibulada açılı implant yerleşiminde mandibular fraktür riskinin arttıracığı görüşünü desteklemektedir.

Mental foramenler arası vertikal, 17° ve 30° açılı yerleştirilen 4 implantın olduğu 6 farklı modelde lateral ve frontal yönden 1sn süreli 10 Mpa kuvvet uygulanmasıyla oluşan maksimum eşdeğer gerilme ve maksimum eşdeğer gerinimin SEA yöntemi ile değerlendirildiği çalışmamızda:

1. Lateral yönlü kuvvette tüm modellerde en yüksek eşdeğer gerilme en çok kuvvetin karşı tarafındaki premolar implantta; en az ise kuvvetin geldiği taraftaki lateral implantta görüldü.
2. Lateral yönlü kuvvette tüm modellerde en yüksek eşdeğer gerilme bikortikal yerleşimli implantlarda izlenirken; en yüksek eşdeğer gerinim monokortikal yerleşimli implantların bulunduğu modelde izlendi.
3. Lateral yönlü kuvvette en yüksek eşdeğer gerilme 30° açılı bikortikal yerleşimli implantta izlenirken (468 MPa); en yüksek eşdeğer gerinim 30° açılı monokortikal implantın olduğu modelde izlendi (0,04433 mm/mm).
4. Frontal yönlü kuvvette en yüksek eşdeğer gerilme açılı implantlarda bikortikal yerleşimde; vertikal implantlarda ise monokortikal yerleşimde izlenirken; 30° açılı monokortikal yerleşimli implantta en yüksek eşdeğer gerilme izlendi (408 MPa).
5. Frontal yönlü kuvvette en yüksek eşdeğer gerinim ise açılı implantların bulunduğu modellerde bikortikal, açılı implantların olmadığı modellerde

monokortikal yerleşimde izlendi. En yüksek eşdeğer gerinimin ise 30° açılı bikortikal yerleşimli implantın bulunduğu modelde izlendi (0,04714 mm/mm).



6. KAYNAKLAR

1. Palacci, P. Esthetic Implant Dentistry Soft and Hard Tissue Management. 1th ed. Illinois: Quintessence Publishing Co., Inc. 2000, Chapter 5-7.
2. Lekholm U, Zarb G.A. Tissue Integrated Protheses. (Osseointegration in Clinical Dentistry). 1th ed. Chicago: Quintessence Publishing Co. Inc., p.1985: 199-209.
3. Misch C.E. Contemporary Implant Dentistry. 2nd ed. St. Louis: Mosby, Inc. p.1999: 75-86.
4. Misch C.E. Dental Implant Prosthetics. 1th ed. St. Louis: Mosby, Inc. 2005, Chapter 14-19-20.
5. Truhlar R.S, Orenstein I.H., Morris H.F., Ochi S. Distribution of bone quality in patients receiving endosseous dental implants. J. Oral Maxillofac. Surg.1997, 55: 38-45.
6. Goodacre C.J., Kan J.Y., Rungcharassaeng K. Clinical complications of osseointegrated implants. J. Prosthet. Dent., 81:1999; 537-552.
7. Goodacre C.J., Bernal G, Runcharassaeng, K, Kan J.Y.K. Clinical complications with implants and implant protheses. J. Prosthet. Dent. 2003; 90: 121-132.
8. Johns R.B, Jemt T, Healt M.R. A multicenter study overdentures supported by Branemark implants. Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 7:1992; 513-522.
9. Clarke B. Normal bone anatomy and physiology. Clin. J. Soc. Nephrol.2008, 3: 131-139.
10. Kalender O. Çocuk kırıklarında yeniden şekillenmenin önemi. TOTBİD, 2008; 7: 133-137.
11. Hudieb M., Wakabayashi N, Suzuki T, Kasugai S. Morphologic classification and stress analysis of the mandibular bone in the premolar region for implant placement. Int. J. Oral Maxillofac. Implants,2010; 25: 482-490.
12. Reich Reich K, Huber C.D., Lippnig W.R, Ulm C, Watzek G, Tangl S. Atrophy of the residual alveolar ridge following tooth loss in an historical population. Oral Diseases,2011; 17: 33-44.
13. Soikkonen K, Ainamo A, Xie Q. Height of residual ridge and radiographic appereance of bony structure in the jaws of clinically edentulous elderly people. J. Oral Rehabil. 1996, 23: 470-475.

14. Atwood D.A. Some clinical factors related to rate of resorption of residual ridges. *J. Prosthet. Dent.* 2001, 86: 119-125.
15. Cawood JI, Howell RA. A classification of the edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Surg*; 1988. 17: 232–236
16. Wical K.E., Swoope C.C. Studies of residual ridge resorption. *J. Prosthet. Dent.* 1974, 32: 7-12.
17. Cawood J.I, Howell R.A. Reconstructive preprosthetic surgery. Anatomical considerations. *Int J Oral and Maxillofac Surg*; 1991. 20: 75-82
18. Sennerby L, Carlsson GE, Bergman B, Warfvinge J. Mandibular bone resorption in patients treated with tissue-integrated prostheses and in complete-denture wearers. *Acta Odontol Scand*; 1998. 46: 135–140
19. Mundy GR. Bone remodeling. In: Mundy GR(ed). *Bone Remodeling and Its Disorders*, Martin Duntiz,1999. London: 1-11
20. Robert WE, Turley PK, Breznick N, Fielder PJ. Implants: Bone physiology and metabolism. *Can. Den. Assoc. J*; 1987. 15: 54-61
21. Mercier P, Lafontant R. Residual alveolar ridge atrophy: classification and influence of facial morphology. *J Prosthet Dent*;1979 41: 90–100
22. Misch C.E. Prosthetic options in implant dentistry. *Int. J. Oral Implantol.* 1991, 7: 17-21.
23. Wallenius K, Heyden G. Histochemical studies of flabby ridges. *Odont. Revy*; 23: 1972.169-180
24. Carlsson G.E. Responses of jawbone to pressure. *Gerodontology*; 2004. 21: 65-70
25. Dubravka K.Z, Asja C, Biserka L. Resorptive Changes of Maxillary and Mandibular Bone Structures in Removable Denture Wearers *Acta Stomatol Croat*; 2002. 36: 261-265
26. Picton D.C.A., Wills D.J. Viscoelastic properties of the periodontal ligament and mucous membrane. *J. Prosthet. Dent*; 1978.40: 263-272
27. Batenburg RHK, Meijer HJA, Raghoobar GM, Van Oort RP, Boering G. Mandibular overdentures supported by two Brenemark, IMZ or ITI implants. A prospective comparative preliminary study: one-year results. *Clin Oral Impl Res* 1998;9:374-83.

28. Batenburg RHK, HJA, Raghoobar GM, Vissink A. Treatment concept for mandibular overdentures supported by endosseous implants: a literature review. *Int J Oral Maxillofac Implants*;1998. 13:539-45.
29. Stellingsma C, Vissink A, Meijer, H.J.A, Kuiper C, Raghoobar G.M. Implantology and severely resorbed edentulous mandible. *Crit. Rev. Oral Biol. Med.* 2003, 15: 240-248.
30. Bell R.B., Blakey G.H., White R.P., Hillebrand D.G., Molina, A. Staged reconstruction of the severely atrophic mandible with autogenous bone graft and endosteal implants. *J. Oral Maxillofac. Surg.* 2002, 60: 1135-1141.
31. Grillon G.L., Gunther S.F., Connole P.W. A new technique of obtaining iliac bone graft. *J. Oral Maxillofac. Surg.* 1984, 42: 172-176.
32. Misch C.E. Ridge augmentation using mandibular ramus bone grafts for the placement of dental implants: Presentation of a technique. *Pract. Periodontics. Aesthet. Dent.*1996, 8: 127-135.
33. Smolka W, Eggensperger N, Carollo V, Ozdoba C, Iizuka T. Changes in the volume and density of calvarial split bone grafts after alveolar ridge augmentation. *Clin. Oral Implants Res.*2006 , 17: 149-155.
34. Felice P, Pistilli, R, Lizio, G, Pellegrino G, Nisii, A, Marchetti C. Inlay versus onlay iliac bone grafting in atrophic posterior mandible: A prospective controlled clinical trial for the coMParison of two techniques. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.* 2009, 11: 69-82.
35. Sbordone, L., Toti, P., Menchini-Fabris, G.B., Sbordone, C., Piombino, P., Guidetti, F. Volume changes of autogenous bone grafts after alveolar ridge augmentation of atrophic maxilla and mandibles. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* 2009, 38: 1059-1065.
36. Tessier P, Kawamoto H, Posnick J, Raulo Y, Tulasne J.F., Wolfe S.A. Complications of harvesting autogenous bone grafts: A group experience of 2000 cases. *Plast. Reconstr. Surg.* 2005, 116: 72-73.
37. Kourkouta A, S., Dedi K.D., Reside, G., Kontogeorgakos, V. Heterotropic ossification as a complication of iliac crest bone harvesting in a case of implant therapy. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 2009. 24: 353-358.
38. Tolman DE, Keller EE. Management of mandibular fractures in patients with endosseous implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991; 6:427-436.

39. Lopes N, Oliveira D.M., Vajgel A, Pita I, Bezerra T, Vasconcellos R.J.H. A new approach for reconstruction of a severely atrophic mandible. *J. Oral Maxillofac. Surg.* 2009 , 67: 2455-2459.
40. Verhoeven J.W, Ruijter J, Cune M.S, Terlouw M, Zoon M. Onlay grafts in combination with endosseous implants in severe mandibular atrophy: One year results of prospective, quantitative radiological study. *Clin. Oral Implants Res.* 2000, 11: 583-594
41. Urbani ve ark., Urbani G, Lombardo G, Santi E, Consolo U (1999). Distraction osteogenesis to achieve mandibular vertical bone regeneration: A case report. *Int. J. Periodont. Res. Dent.* 1999; 19: 321-331.
42. Mcallister B.S. Histologic and radiographic evidence of vertical ridge augmentation utilizing distraction osteogenesis: 10 consecutively placed distractors. *J. Periodontol.* 2001, 72: 1767-1779.
43. Perdijk F.B, Meijer G.J, Strijen P.J, Koole R. Complications in alveolar distraction osteogenesis of the atrophic mandible. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* 2007, 36: 916-921.
44. Galindo D.F. Butura A. The implant-supported milled-bar mandibular overdenture. *J. Prosthodont.*, 10:2012; 46-51.
45. Del Fabbro M, Bellini CM, Romeo D, Francetti L. Tilted implants for the rehabilitation of edentulous jaws: a systematic review. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012; 14: 612-621.
46. Hashemi HM. Neurosensory function following mandibular nerve lateralization for placement of implants. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2010;39: 452-6
47. Schackleton JL, Carr L, Slabbert JCG, Becker PJ. Survival of fixed implant-supported prostheses related to cantilever lengths. *J Prosthet Dent.* 1994;71: 23-26.
48. Rangert B, Sullivan RM, Jemt T. Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 1987;12: 360-370.
49. Tada S, Strengoiu R, Kitamura E. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 2003;18: 357-368.

50. Renouard F, Nisand D. Imp act of implant length and diameter on survival rates. *Clin.Oral Implants Res.*2006, 17: 35-51
51. Branemark Pi, Grondahl K, Ohmell LO. Zygoma fixture in the management of advanced atrophy of the maxilla: technique and long-term results. *Scand J Plast Reconstr Surg Hand Surg.* 2004;38: 70-85.
52. Choi J, Park HS. The clinical anatomy of the maxillary artery in the pterygopalatine fossa. *J Oral Maxillofac Surg.* 2003;61: 72-8
53. Krekmanov L, Kahn M, Rangert B, Lindstrom H. Tilting of posterior mandibular and maxillary implants of improved prosthesis support. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15: 405–414.
54. Rangert BT, Jemt T. Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 1989;4: 241-247
55. Bellini CM, Romeo D, Galbusera F, et al. A finite element analysis of tilted versus nontilted implant configurations in the edentulous maxilla. *Int J Prosthodont* 2009;22: 155–157.
56. Malo P, Rangert B, Nobre M. “All-on-Four” immediate-function concept with Brånemark system implants for completely edentulous mandibles: A retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2003;5: 2–9.
57. Malo P, Rangert B, Nobre M. “All-on-Four” immediate function concept with Brånemark system implants for completely edentulous mandibles: A 1-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7: 88–94
58. Romanos GE, Cionei G, Jucan A, Malmstrom H, Gupta B. in vitro assessment of primary stability of Straumann implant designs. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2014; 16: 89-95.
59. Brunski JB. in vivo bone response to biomechanical loading at the bone/dentalimplant interface. *Advances in Dental Research.* 1999;13: 99-119.
60. Thaliji G, Cooper LF. Molecular assessment of osseointegration in vitro: a review of current literature. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 2014;29: 171-199.
61. Jensen OT, Adams MW, Cottam JR, Parel SM, Phillips WR. The all on four shelf mandible. *J Oral Maxillofac Surg.* 2011;69: 175-181.
62. Brunski J. *Biomechanics in Osseointegration in Dentistry: An Overview.* 2nd ed. Chicago: Quintessence; 2003, p: 49-83.

63. Benninger B, Miller D, Maharathi A, Carter W. Dental implant placement investigation: is the anterior loop of the mental nerve clinically relevant? *J Oral Maxillofac Surg.* 2011;69: 182-5.
64. Dekok D, Chang KH, Lu TS, Cooper LF. Comparison of three-implant-supported fixed dentures and two-implant-retained over dentures in the edentulous mandible: a pilot study of treatment efficacy and patient satisfaction. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011;26: 415-426.
65. Oliva J, Oliva X, Oliva JD. AH on three delayed implant loading concept for the completely edentulous maxilla and mandible: a retrospective 5 year follow-up study. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 2012;27: 1584-1592.
66. Brugnamì F, Caleffi C. Prosthetically driven implant placement. How to achieve the appropriate implant site development *Keio J Med.* 2005;54: 172-178.
67. Jensen OT, Adams MW. All on four treatment of highly atrophic mandible with mandibular V-4; report of 2 cases. *J Oral Maxillofac Surg.* 2009;67: 1503-1509.
68. Kammer R. Esthetically driven surgical-prosthetic management of alveolar distraction osteogenesis. in: Jensen OT, eds. *The Osteoperiosteal Flap: A Simplified Approach to Alveolar Bone Reconstruction.* Chicago: Quintessence Publishers; 2010, p:233-247.
69. Juodzbalyš G, Raustia AM. Accuracy of clinical and radiological classification of the jawbone anatomy for implantation-a survey of 374 patients. *J Oral Implantol.* 2004;30: 30-39.
70. Motoyoshi M, Yoshida T, Ono A. Effect of cortical bone thickness and implant placement torque on stability of orthodontic mini-implants. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 2007;22: 779-84.
71. Uchida Y, Noguchi N, Goto M. Measurement of anterior loop length for the mandibular canal and diameter of the mandibular incisive canal to avoid nerve damage when installing endosseous implants in the interforaminal region: A second attempt introducing cone beam computed tomography. *J Oral Maxillofac Surg.* 2009;67: 744-750.
72. Katranji A, Misch K, Wang HL. Cortical bone thickness in dentate and edentulous human cadavers. *J Periodontol.* 2007;78: 874-878.

73. Graves S, Mahler BA, Javid B, Armellini D, Jensen OT. Maxillary all on four therapy using angled implants: a 16 month clinical study of 1110 implants in 276 jaws. *Dent Clin North Am.* 2011;55: 779-94
74. Aparicio C, Perales P, Ranger B. Tilted implants as an alternative to maxillary sinus grafting: a clinical, radiologic, and periosteal study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2002;3: 39-49.
75. Capelli M, Zuffetti F, Del Fabbro M, Testori T. Immediate rehabilitation of the completely edentulous jaw with fixed prostheses supported by either upright or tilted implants: A multicenter clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22: 639–644.
76. Meijer HG, Raghoobar GM, Visser A: Mandibular fracture caused by peri-implant bone loss: Report of a case. *J Periodontol* 74:1067, 2003
77. Gerbino G, Rocca F, De Giovanni PP, Berrone S: Maxillofacial trauma in the elderly. *J Oral Maxillofac Surg* 57:777, 1999
78. Sidal T, Curtis DA: Fractures of the mandible in the aging population. *Spec Care Dentist* 26:145, 2006
79. Chrcanovic BR, Souza LN, Freire-Maua B, et al: Facial fractures in the elderly: A retrospective study in a hospital in Belo Horizonte, Brazil. *J Trauma* 69: E73, 2010
80. Hiroshi M, Kunio I. Progressive systemic sclerosis with spontaneous fracture due to resorption of the mandible: A case report. *J Oral Maxillofac Surg* 2006; 64:1137-9.
81. Fleming WE, Cook RM, Hueston JT. A case of spontaneous fracture of the mandible associated with infection of the right sub-lingual gland. *Aust Dent J* 1967; 12: 360-3.
82. Schwartz GT: Taxonomic and functional aspects of the patterning of enamel thickness distribution in extant large bodied hominoids. *Am J Phys Anthropol* 111:221, 2000
83. Schwartz-Dabney CL, Dechow PC: Variations in cortical material properties throughout the human dentate mandible. *Am J Phys Anthropol* 120:252, 2003
84. Busuito MJ, Smith DJ, Jr., Robson MC. Mandibular fractures in an urban trauma center. *J Trauma* 1986;26(9):826-9.

85. Nasser M, Fedorowicz Z, Ebadifar A. Management of the fractured edentulous atrophic mandible. *Cochrane Database Syst Rev*. 2007 Jan 24; (1).
86. Banks P. *Killey's fracture of mandible*. 4th ed. London: Wright; 1991: 01-133.
87. Azevedo AB, Trent RB, Ellis A. Population-based analysis of 10,766 hospitalizations for mandibular fractures in California, 1991 to 1993. *J Trauma* 1998;45(6):1084-7.
88. Sakr K, Farag IA, Zeitoun IM. Review of 509 mandibular fractures treated at the University Hospital, Alexandria, Egypt. *Br J Oral Maxillofac Surg* 2006;44(2):107-11.
89. Czerwinski M, Parker WL, Chehade A, Williams HB. Identification of mandibular fracture epidemiology in Canada: Enhancing injury prevention and patient evaluation. *Can J Plast Surg* 2008;16(1):36-40.
90. Patrocínio LG, Patrocínio JA, Borba BH, et al. Mandibular fracture: analysis of 293 patients treated in the Hospital of Clinics, Federal University of Uberlândia. *Braz J Otorhinolaryngol* 2005;71(5):560-5.
91. Bormann KH, Wild S, Gellrich NC, et al. Five-year retrospective study of mandibular fractures in Freiburg, Germany: incidence, etiology, treatment, and complications. *J Oral Maxillofac Surg* 2009;67(6):1251-5
92. Atilgan S, Erol B, Yaman F, Yilmaz N, Ucan MC. Mandibular fractures: a comparative analysis between young and adult patients in the southeast region of Turkey. *J Appl Oral Sci* 2010;18(1):17-22.
93. Simsek S, Simsek B, Abubaker AO, Laskin DM. A comparative study of mandibular fractures in the United States and Turkey. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2007;36(5):395-7.
94. Yang SB, Moon HS, Han DH, Lee HY, Chung MK. Oral health status and treatment need of institutionalized elderly patients. *J Korean Acad Prosthodont* 2008;46: 455–469.
95. Mugino, H., Takagi, S., Oya, R. et al. *Clin Oral Invest*9: 266. 2005; 10.1007/s00784-005-0012-5
96. Yamamoto K, Kuraki M, Kurihara M, et al: Maxillofacial fractures resulting from falls. *J Oral Maxillofac Surg* 58:1602, 2010
97. Patil P.M. Unerrupted lower third molars and their influence on fractures of the mandibular angle and condyle *Br J Oral Maxillofac Surg*; 2012, 443–446

98. Chrcanovic BR. Factors influencing the incidence of maxillofacial fractures. *Oral Maxillofac Surg* 2012;16:3–17.
99. Lee KH. Interpersonal violence and facial fractures. *J Oral Maxillofac Surg* 2009;67:1878–83.
100. Goldschmidt MJ, Castiglione CL, Assael LA, Litt MD: Craniomaxillofacial trauma in the elderly. *J Oral Maxillofac Surg* 53: 1145, 1995
101. Abir B, Guerrouani A, Abouchadi A. Pathological fractures of the mandible: A report of ten cases and a review of the literature; *Open Journal of Stomatology*, Vol.3 No.8, 2013
102. Gerhards F, Kuffner H-D, Wagner W, Pathological fractures of the mandible: A review of the etiology and treatment, *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 1998;27:186-190
103. Luhr HG, Reidick T, Merten HA, Results of treatment of fractures of the atrophic edentulous mandible by compression plating: A retrospective evaluation of 84 consecutive cases, *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*,1996; 54: 250-254
104. Santora TA, Schinco MA, Trooskin SZ: Management of trauma in the elderly patient. *Surg Clin North Am* 74:163, 1994
105. Wade CV, Hoffmsn GR, Brennan PA: Falls in elderly people that result in facial injuries. *Br J Oral Maxillofac Surg* 42:138, 2004
106. Bradley J.C. A radiological investigation into the age changes of the inferior dental artery, *British Journal of Oral Surgery*,1975;13:82-90
107. Soehardi A, Gert J.M., Manders R., Stelinga P.J.W.: An inventory of Mandibular fractures associated with implants in atrophic edentulous mandibles: A survey of Dutch oral and maxillofacial surgens *Int. J. Oral Maxillofac Implants* 2011;26:1087-1093
108. Chrcanovic BR, Custódio AL. Mandibular fractures associated with endosteal implants. *Oral Maxillofac Surg.* 2009; 13(4): 231-8.
109. Eyrich GKH, G~tz KW, Sailer HF. Surgical treatment of fractures of the edentulous mandible. *J Oral Maxillofac Surg* 1997;55: 1081-7.
110. Goodarce CJ, Kan JYK, Rungcharassaeng K. Clinical complications of osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 1999;81:537-52.

111. Neyt L, De Clercq C, Abeloos J, Mommaerts M. Mandibular fractures following inserting of dental implants. *Acta Stomatol Belg* 1993;90:251-8.
112. Baelum V, Wen-Min L, Fejerskov O, Xia C. Tooth mortality and periodontal conditions in 60-80-year-old Chinese. *Scand J Dent Res.* 1988; 96(2): 99-107.
113. Luan WM, Baelum V, Chen X, Fejerskov O. Tooth mortality and prosthetic treatment patterns in urban and rural Chinese aged 20-80 years. *Community Dent Oral Epidemiol.* 1989; 17(5): 221-6.
114. Haug RH, Prather J, Indresano AT. An epidemiologic survey of facial fractures and concomitant injuries. *J Oral Maxillofac Surg* 1990;48: 926-32.
115. Vetter JD, Topazian RG, Goldberg MH, Smith DG. Facial fractures occurring in a medium-sized metropolitan area: recent trends. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1991;20: 214-6.
116. Albrektsson T. A multicenter report on osseointegrated oral implants. *J Prosthet Dent* 1988;60:75-84.
117. Raghoobar GM, Stellingsma K, Batenburg RH, Vissink A. 2000 Etiology and management of mandibular fractures associated with endosteal implants in the atrophic mandible. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2000;89:553-9.
118. Gerry M. Raghoobar, MD, Stellingsma K, Rutger H. Batenburg K, Vissink A. The Etiology and management of mandibular fractures associated with endosteal implants in the atrophic mandible; *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*;89:553-9
119. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1986; 1:11-25
120. Kan JY, Lozada JL, Boyne PJ, et al: Mandibular fractures after endosseous implant placement in conjunction with inferior alveolar nerve transposition: A patient treatment report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 12:466, 1997
121. Mason ME, Triplett RG, Van Sickels JE, et al: Mandibular fractures through endosseous cylinder implants: Report of cases and review. *J Oral Maxillofac Surg* 48:311, 1990

122. Binder T. Osteomyelitis and pathological fracture after implant placement in the edentulous mandible. *Z Zahnärztl Implantol* 1989;5: 12–24.
123. Shonberg DC, Stith HD, Jameson LM, Chai JY. Mandibular fracture through an endosseous implant. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992; 7:401–404.
124. Miloro M, Quinn PD. Prevention of recurrent pathological fracture of the atrophic mandible using inferior border grafting: Report of two cases. *J Oral Maxillofac Surg* 1994;52: 414–420.
125. Rothman SL, Schwarz MS, Chafetz NI. High-resolution computerized tomography and nuclear bone scanning in the diagnosis of postoperative stress fractures of the mandible: A clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; 10: 765–768.
126. Carls FR, Pajarola G, Sailer HF. Mandibular fractures due to implant management Incidence, mechanism of injury and therapeutic characteristics. *Fortschr Kiefer Gesichtschir* 1996;41: 106–108.
127. Schug T, Dumbach J, Rodemer H. Unterkieferfraktur: Eine seltene implantologische Komplikation. *Mund Kiefer Gesichtschir* 1999;3: 335–337.
128. Murata T, Yamashita Y, Kurokawa H, Takahashi T. Dental rehabilitation using an implant-supported overdenture after repair of a fracture in a severely resorbed edentulous mandible: A case report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19: 749–752.
129. O’Sullivan D, King P, Jagger D. Osteomyelitis and pathological mandibular fracture related to a late implant failure: A clinical report. *J Prosthet Dent* 2006;95: 106–110.
130. Aziz S.H, Najjar T. Management of the edentulous/atrophic mandibular fracture; *Atlas of Oral Maxillofac Surg*;2009: 75-79
131. Almasri M, El-Hakim M. Fracture of the anterior segment of the atrophic mandible related to dental implants; *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, Volume 41, Issue 5 , 646 - 649
132. Verzola M.H.A, Guilherme J, Oliveira L, João A. C. Souza, Mendonça M.L, Barbeir R.H. Treatment of atrophic mandibular fracture related to implant placement in an oral bisphosphonate user: a case report: *Rev Odontol Bras Central* 2015;24-68

133. Duyck J, van Oosterwyck H, Vander Sloten J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Magnitude and distribution of occlusal forces on oral implants supporting fixed prostheses: An in vivo study. *Clin Oral Implants Res* 2000;11: 465–475.
134. Brånemark P-I, Svensson B, van Steenberghe D. Ten-year survival rates of fixed prostheses on four or six implants ad modum Brånemark in full edentulism. *Clin Oral Implants Res* 1995; 6: 227–231.
135. Mericske-Stern RD, Taylor TD, Belser U. Management of the edentulous patient. *Clin Oral Implants Res* 2000;11:108–125.
136. Capelli M, Zuffetti F, Del Fabbro M, Testori T. Immediate rehabilitation of the completely edentulous jaw with fixed prostheses supported by either upright or tilted implants: A multicenter clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22: 639–644.
137. Rangert B, Krogh PH, Langer B, Van Roekel N. Bending overload and implant fracture: A retrospective clinical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10: 326–334.
138. Gallucci GO, Doughtie CB, Hwang JW, Filrellini JP, Weber H-P. Five-year results of fixed implant-supported rehabilitations with distal cantilevers for the edentulous mandible. *Clin Oral Implants Res* 2009;20: 601–607.
139. Nagasao T, Kobayashi M, Tsuchiya Y, Kaneko T, Nakajima T: Finite element analysis of the stresses around endosseous implants in various reconstructed mandibular models. *J Cranio- maxillofac Surg* 2002; 30: 170–177
140. Via~no JM, Burguera M, Fdez-García JR: A 3D FEM simulation of highest stress lines in mandible fractures by elastic impact. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 3:273, 2000
141. Kruger E: Mandibular fractures I. Classification, diagnosis, and fundamentals of treatment, in *Oral and Maxillofacial*
142. Carter DR, Spengler DM: Mechanical properties of cortical bone. *Clin Orthop Rel Res* 135:192–217, 1978
143. Craig R.G, O'brien W.J, Powers J.M. *Dental Materials*. 6th ed. St. Louis, Missouri: Mosby, p.1996: 10-26.

144. Boschian-Pest L, Guidotti S, Pietrabissa R, Gagliani M. Stress distribution in a post-restored tooth using the three-dimensional finite element method. *J. Oral Rehabil.* 2006, 23: 690-697.
145. Tasuji M.E, Slate F.O, Nilson A.H. Stress-strain response and fracture of concrete in biaxial loading. *J. Proceed*, 1978. 75: 306-312.
146. Caputo A.A, Standlee J.P. *Biomechanics in Clinical Dentistry*. 1th ed. Chicago: Quintessence Co., Inc. 1987 p.:31.
147. Bidez, W.M., Misch, C.E. Issues in bone mechanics related to oral implants. *Implant Dent.* 1992. 1: 289-294.
148. Adıgüzel O. Sonlu elemanlar analizi: Derleme bölüm I: Diş hekimliğinde kullanım alanları, temel kavramlar ve eleman tanımları. *Dicle Dişhekimliği Dergisi*, 2010. 11: 18-23.
149. O'brien J.W. *Dental Materials and Their Selections*. 2nd ed. New York: Quintessence Publishing Co., Inc., p. 1997: 46-57.
150. Phillips, R.W. *Science of Dental Materials*. 9th ed. Philadelphia: W.B. Saunders Co. 1991, Chapter 5.
151. Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y. Nonlinear finite element analyses: Advances and challenges in dental applications. *J. Dent.*, 36: 2008. 463-471.
152. Beer F.P, Johnston E.R. *Mechanics of Materials*. 2nd ed. London: McGraw Hill Book Co. 1992, Chapter 2.
153. Ulusoy M, Aydin K. *Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler*. Ankara Üniversitesi Basımevi, Ankara, 2003. s: 94-120.
154. Zandman F. Photoelastic coating test. McMaster R, ed. *Nondestructive Testing handbook*. New York, 1959. p.: 1-59.
155. Standlee J.P, Caputo A.A. The retentive and stress distributing properties of split threaded endodontic dowels. *J. Prosthet. Dent.* 1992, 68: 436-442.
156. Geng, J.P., Keson, B.C.T., Liv, G.R. Application of finite element analysis in implant dentistry. A review of the literature. *J. Prosthet. Dent.* 2001, 85: 585-598.
157. Weinstein A.M, Klawitter J.J, Cook S.D. Finite element analysis as an aid to implant design. *Biomater. Med. Devices Artif. Organs.* 1979, 7: 169-175.

158. Kurowski P.M. Finite Element Analysis for Design Engineers. 1th ed. USA: Sae International, Warrendale, Pa. 2004, p.: 77-156.
159. Wirley G.A, Tabata L.F, Delben J.A. Biomechanics in dentistry: Bioengineering applied in oral implantology. *J. Craniofac. Surg.* 2009, 20: 1173-1177.
160. Hart RT, Hennebel VV, Thongpedra N, van Buskirk WC, Anderson C: Modeling the biomechanics of the mandible: A three dimensional Finite Element Study. *J Biomechanics* 25: 261±286, 1992
161. Koriioth TWP, Versluis A: Modeling the mechanical behavior of the jaws and their related structures by Finite Element (FE) Analysis. *Crit Rev Oral Biol Med* 8: 90±104, 1997
162. Voo L, Kumaresan S, Pintar FA, Yoganandan N, Sances A: Finite-element models of the human head. *Med. & Biol. Eng.& Comput.* 34: 375±381, 1996
163. Vollmer D, Meyer U, Joos U, Vegh A, Piffko J: Experimental and finite element study of a human mandible. *J Cranio Maxillofac Surg* 28:91–96, 2000
164. Natali, A.N., Carniel, E.L., Pavan, P.G. Investigation of bone inelastic response in interaction phenomena with dental implants. *Dent. Mater.* 2008; 24:561–569
165. Menucicci, G., Lorenzetti, M., Pera, P., Preti, G. Mandibular implant-retained overdenture: Finite element analysis of two anchorage systems. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 1998. 13: 369-376.
166. Kunavisarul, C., Lang, L.A., Stoner, B.R., Felton, D.A. Finite element analysis on dental implant-supported prostheses without passive fit. *J. Prosthodont.* 2002, 11: 30-40.
167. Maurer, P., Holweg, S., Knoll, W.D., Schubert, J. Study by finite element method of the mechanical stress of selected biodegradable osteosynthesis screws in sagittal ramus osteotomy. *Br. J. Oral Maxillofac. Surg.* 2002, 40: 76-83.
168. Lin, C.L., Wang, J.C., Chang, W.J. Biomechanical interactions in tooth-implantsupported fixed partial dentures with variations in the number of splinted teeth and connector type: A finite element analysis. *Clin. Oral Implants Res.* 2008, 19: 107-117.

169. Piccioni M.A.R.V, Campos E.A, Saad J.R.C, Andrade M.F, Galvão M.R, Rached A.A. Application of the finite element method in Dentistry; RSBO 1984-5685 RSBO. 2013 Oct-Dec;10(4):369-77
170. Lotz JC, Cheal EJ, Hayes WC. Fracture prediction for the proximal femur using finite element models. Part I: Linear analysis. *J Biomech Eng* 1991; 113:353–60.
171. Maminskas J, Puisys A, Kuoppala R, Raustia A, Juodzbaly G. The Prosthetic Influence and Biomechanics on Peri-Implant Strain: a Systematic Literature Review of Finite Element Studies *J Oral Maxillofac Res* 2016;7(3): e4
172. Shigemitsu R, Yoda N, Ogawa T, Kawata T, Gunji Y, Yamakawa Y, Ikeda K, Keiichi Sasaki, Biological-data-based finite-element stress analysis of mandibular bone with implant-supported overdenture, *Computers in Biology and Medicine*, Volume 54, 1 November 2014, Pages 44-52
173. Meijer H.J, Kuiper J.H, Starsman F.J, Bosman F. Stress distribution around dental implants: Influence of superstructure, length of implant and height of mandible. *J. Prosthet. Dent.* 1992, 68: 96-102.
174. Daas M, Dubois G, Bonnet A.S, Lipinski P, Rignon-Bret C. A complete finite element model of a mandibular implant-retained overdenture with two implants: Comparison between rigid and resilient attachment configurations. *Med. Eng. Phys.* 2008, 30: 218- 225.
175. Cox T, Kohn MW, Impelluso T: Computerized analysis of resorbable polymer plates and screws for the rigid fixation of mandibular angle fractures. *J Oral Maxillofac Surg* 2003; 61: 481–487
176. Feller KU, Schneider M, Hlawitschka M, Pfeifer G, Lauer G, Eckelt U: Analysis of complications in fractures of the mandibular angle – a study with finite element computation and evaluation of data of 277 patients. *J Craniomaxillofac Surg* 2003; 31: 290–295
177. Wagner A, Krach W, Schicho K, Undt G, Ploder O, Ewers R: A 3-dimensional finite-element analysis investigating the biomechanical behavior of the mandible and plate osteosynthesis in cases of fractures of the condylar process. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2002; 94: 678–686
178. Vollmer D, Meyer U, Joos U, Vegh A, Piffko J: Experimental and finite element study of a human mandible. *J Cranio Maxillofac Surg* 28:91–96, 2000

179. Gallas Torreira M, Fernandez JR: A three-dimensional computer model of the human mandible in two simulated standard trauma situations. *J Craniomaxillofac Surg* 2004; 32: 303–307
180. Zampelis A, Rangert B, Heijl L. Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: A two-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2007; 97:35–43.
181. Bevilacqua M, Tealdo T, Pera F, Mossolov A, Drago C, Pera P. Threedimensional finite element analysis of load transmission using different implant inclinations and cantilever lengths. *Int J Prosthodont* 2008; 21:539–542
182. Schwab CW, Kauder DR: Trauma in the geriatric patient *Arch Surg* 127:701, 1992.
183. Keller EE. Reconstruction of the severely atrophic edentulous mandible with endosseous implants: A 10-year longitudinal study. *J Oral Maxillofac Surg* 1995;53: 305–320.
184. Maxson BB, Sindet-Petersen S, Tideman H, Fonseca R, Zijlstra G. Multicenter follow-up study of the transmandibular implant. *J Oral Maxillofac Surg* 47: 1989. 785–789
185. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark P.I. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg*. 1981. 10:387–416
186. Esposito M, Hirsch J, Lekholm U, Thomsen P. Differentia diagnosis and treatment strategies for biologic complications and failing oral implants: a review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999. 14:473–490
187. Ketabi AR, Bornemann G, Ketabi S, Lauer H.C. Hybrid Prosthetic Treatment of the Edentulous Mandible with Two or Four Implants - A Literature Review. *Dentistry*. 2014; S2:007. 10.4172/2161-1122.S2-007
188. Falk H, Laurell L, Lundgren D. Occlusal force pattern in dentitions with mandibular implant-supported fixed cantilever prostheses occluded with complete dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1989; 4: 55-62.
189. Chee W, Jivraj S. Treatment planning of the edentulous mandible; *British Dental Journal*. 2006; 201, 337 - 347
190. Kan B, Coskunes F.M, Mutlu I, Ugur L, Meral D.G. Effects of inter-implant distance and implant length on the response to frontal traumatic force of ⁹⁸

two anterior implants in an atrophic mandible: three-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 2015; Volume 44, Issue 7, 908 - 913

191. Raposo LHA, Armstrong SR, Maia R, Qian F, Geraldeli S, Soares CJ. Effect of specimen gripping device, geometry and fixation method on microtensile bond strength, failure mode and stress distribution: Laboratory and finite element analyses. *Den Mater*. 2012;28: e50-e2.
192. Menicucci G, Mossolov A, Mozzati M, Lorenzetti M, Preti G. Toothimplant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. *Clin. Oral Implants Res*. 2002, 13: 334-341.
193. Ladd A, Kinney J. Numerical errors and uncertainties in finite-element modeling of trabecular bone. *J. Biomechanics*, 1998. 31: 941-945.
194. Marcián P, Borák L, Valášek J, Kaiser J, Florian Z, Wolff J. Finite element analysis of dental implant loading on atrophic and non-atrophic cancellous and cortical mandibular bone – a feasibility study Volume 47, Issue 16, Pages 3830–3836
195. Triplett R.G, Mason M.E, Alfonso W.F, Mcanear J.T. Endosseous cylinder implants in severely atrophic mandibles. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 1991; 6: 264-269.
196. Stellingsma K, Bouma J, Stegenga B, Meijer H.J.A, Raghoobar G.M. Satisfaction and psychosocial aspect of patients with extremely resorbed mandible treated with implant-retained overdentures. *Clin. Oral Implants Res*. 2003, 14: 166-172.
197. Choi BH, Kim KN, Kang HS. Clinical and in vitro evaluation of mandibular angle fracture fixation with the two-miniplate system. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1995;79(6):692-5.
198. Choi BH, Yoo JH, Kim KN, Kang HS. Stability testing of a two miniplate fixation technique for mandibular angle fractures. An in vitro study. *J Craniofac Surg* 1995;23(2):123-5.
199. Li P, Long J, Tang W, Li J, Liang R, Tian DW. Stress distribution on the mandibular condyle and the distraction area in distraction osteogenesis by finite element analysis. *J Craniofac Surg* 2013;24: 1031–7.

200. Ozan O, Ramoglu S. Effect of implant height differences on different attachment types and peri-implant bone in mandibular two-implant overdentures: 3D finite element study.2014
201. Winter, W, Mohrle S, Holst S, Karl M. Parameters of implant stability measurements based on resonance frequency and damping capacity: A coMParative finite element analysis. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*,2010. 25: 532-539.
202. Brochers L, Reichant P. Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. *J. Dent. Res.*1983, 62: 155-159.
203. Sahin S, Cehreli M, Yalcin E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses: A review. *J. Dent.*2002, 30: 271-282.
204. Bozkaya D, Muftu S, Muftu A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite element analysis. *J. Prosthet. Dent.* 2004, 92: 523-530.
205. Rieger M, Mayberry M, Brose M. Finite element analysis of sixendoosseous implants. *J. Prosthet. Dent.*1990, 63: 667-671.
206. Detolla D.H, Andreana S, Patra A, Buhite R, Comella B. The role of the finite element model in dental implants. *J. Oral Imp.* 2000, 26: 77-81.
207. Shen W.L, Chen C.S, Hsu M.L. Influence of implant collar design on a stress and strain distribution in the crestal compact bone: A three-dimensional finite element analysis. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 2010; 25: 901-910.
208. Pierrisnard L, Renouard F, Renault T, Barquins M. Influence of implant length and bicortical anchorage on implant stress distribution. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.* 2003, 5: 254-262.
209. Griffin T.J, Cheung W.S. The use of short, wide implants in posterior areas with reduced bone height: A retrospective investigation. *J. Prosthet. Dent.* 2004, 92: 139-144.
210. Buser D, Mericske-Stern R, Bernard J.P, Behneke A, Behneke N, Hirt H.P, Belser U.C, Lang N.P. Long-term evaluation of non-submerged ITI implants. Part 1: 8-year life table analysis of a prospective multi-center study with 2359 implants. *Clin. Oral Implants Res.* 1997, 8: 161-172

211. Ivanoff C.J, Grondahl K, Sennerby L, Bergstrom C, Lekholm U. Influence of variations in implant diameters: A 3-to- 5 year retrospective clinical report. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 1999; 14: 173-180.
212. Fugazzotto P.A, Beagle J.R, Ganeles J, Jaffin R, Vlassis J, Kumar A. The success and failure rates of 9 mm or shorter ITI implants in the replacement of missing maxillary molars when restored with individual crowns: Preliminary results in 0 to 84 months in function. *J. Periodontol.* 2004, 75: 311-316
213. Grossman Y, Sadan A. The prosthodontic concept of crown-to-root ratio: A review of the literature. *J. Prosthet. Dent.* 2005, 93: 559-562.
214. Arlin M.L. Short dental implants as a treatment option: Result from an observational study in a single private practice. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 2006; 21: 769-776.
215. Das Neves F.D, Fones D, Bernardes S.R, Do Prado C.J, Neto A.J. Short implants-An analysis of longitudinal studies. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 2006; 21: 86-93.
216. Fayaz A, Geramy A, Memary Y, Rahmani Z. Effects of Length and Inclination of Implants on Terminal Abutment Teeth and Implants in Mandibular CL1 Removable Partial Denture Assessed by Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Journal of Dentistry, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran* 2015; Vol. 12, No. 10
217. Himmlova L, Dostalova T, Kacovsky A, Konvickova S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: A finite element analysis. *J. Prosthet. Dent.* 2004 ,91: 20-25.
218. Ding X, Zhu XH, Liao SH, Zhang XH, Chen H. Implant–bone interface stress distribution in immediately loaded implants of different diameters: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthodont.* 2009;18(5):393-402.
219. Bujtar P, Sandor GKB, Bojtos A, et al: Finite element analysis of the human mandible in 3 different stages of life. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 110:301, 2010
220. Lofaj F, Kučera J, Németh D, Kvetková L. Finite element analysis of stress distributions in mono- and bi-cortical dental implants, *Materials Science and Engineering: C*, Volume 50, 1 May 2015, Pages 85-96
221. Garbaccio D. The Garbaccio bicortical self-threading screw, *Riw.* ¹⁰

Odontosmatol. Implantoprotesi 1 (1983) 53-56

222. Cehreli M, Duyck J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Implant design and interface force transfer: A photoelastic and strain-gauge analysis. *Clin Oral Implants Res* 2004;15: 249–257.
223. Kim K, Kim Y, Bae J, Cho H. Biomechanical comparison of axial and tilted implants for mandibular full-arch fixed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011;26: 976–984
224. Santos L. S. M, Rossi C, Freire R, Matoso R, Carira F, Prado B. 2015 Finite-Element Analysis of 3 Situations of Trauma in the Human Edentulous Mandible *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, Volume 73, Issue 4, 683 - 691
225. Levy F. E, Smith RW, Odland RM, Marentette LJ: Monocortical miniplate fixation of mandibular angle fractures. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg* 117:149–154, 1991

7. ÖZGEÇMİŞ

Adı	Doğuhan	Soyadı	TAŞCI
Doğum Yeri	Malatya	Doğum Tarihi	02.02.1983
Uyruğu	TC	TC Kimlik No	39505808132
E-mail	dogutasci@gmail.com	Telefon	05325888448

Derece	Alan	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet Yılı
Doktora	Ağız, Diş, Çene Cerrahisi	Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2016
Yüksek Lisans	Diş Hekimliği Fakültesi	Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2007
Lise	Fen Bilimleri	Malatya Fen Lisesi	2001