

**T.C.
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**DEĞİŞİK ÇAP, BOY, AÇIDA YERLEŞTİRİLMİŞ ENDOSTEAL İMPLANTLARIN,
FARKLI KUVVET YÖNLERİ ALTINDA, MAKSİLLA VE MANDİBULADA
OLUŞTURDUĞU DEĞİŞİKLİKLERİN ÜÇ BOYUTLU MODELLEME VE SONLU
ELEMENLAR STRES ANALİZİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Doktora Tezi
Dt. Nedim GÜNEŞ**

**DANIŞMAN
Prof. Dr. Rezzan GÜNER**

AĞIZ, DİŞ, ÇENE HASTALIKLARI VE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

**DİYARBAKIR
2013**

T.C.
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**DEĞİŞİK ÇAP, BOY, AÇIDA YERLEŞTİRİLMİŞ ENDOSTEAL İMPLANTLARIN,
FARKLI KUVVET YÖNLERİ ALTINDA, MAKSİLLA VE MANDİBULADA
OLUŞTURDUĞU DEĞİŞİKLİKLERİN ÜÇ BOYUTLU MODELLEME VE SONLU
ELEMENLAR STRES ANALİZİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

Doktora Tezi
Dt. Nedim GÜNEŞ

DANIŞMAN
Prof. Dr. Rezzan GÜNER

AĞIZ, DİŞ, ÇENE HASTALIKLARI VE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

DİYARBAKIR
2013

Bu Doktora Tezi DÜBAB Tarafından Desteklenmiştir.
Proje No: 12-DH-76

T.C
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ MÜDÜRLÜĞÜ

“Değişik çap, boy ve açıda yerleştirilmiş endosteal implantların, farklı kuvvet yönleri altında, maksilla ve mandibulada oluşturduğu değişikliklerin üç boyutlu modelleme ve sonlu elemanlar stres analizi ile değerlendirilmesi” başlıklı Doktora tezi 27/05/2013 tarihinde tarafımızdan değerlendirilerek başarılı bulunmuştur.

Tez Danışmanı : Prof. Dr. Rezzan GÜNER
Tezi Teslim Eden: Dt. Nedim GÜNEŞ

Jüri Üyesinin Ünvan: Adı Soyadı

Üniversitesi

Başkan : Prof. Dr. Rezzan GÜNER
Dicle Üni. Diş Hek. Fak. Çene Cerrahisi B.D
Üye: Prof. Dr. Sedat ÇETİNER
Gazi Diş Hek. Fak. Çene Cerrahisi B.D
Üye : Prof. Dr. Beyza KAYA
Dicle Üni. Diş Hek. Fak. Çene Cerrahisi B.D
Üye : Doç. Dr.S.Serhat ATILGAN
Dicle Üni. Diş Hek. Fak. Çene Cerrahisi B.D
Üye : Doç. Dr. Zelal ÜLKÜ BAŞKAN
Dicle Üni. Diş Hek. Fak. Protetik Diş Tedavi B.D

Yukarıdaki imzalar tasdik olunur.

.../.../.....

Prof. Dr. Salih HOŞOĞLU

Dicle Üniversitesi

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

TEŐEKKÖR

Doktora eğitimim süresince bilgi ve deneyimlerinden yararlandığım, bana her zaman destek olan danıőmanım sayın Prof. Dr. Rezzan GÖNER' e, ihtiyaç duyduğumda her zaman yanımda olan diğer hocalarıma, Protetik Diş Tedavi öğretim üyelerinden sayın Yrd. Doç. Dr. Sedat GÖVEN' e, Makine Mühendislik Fakóltesi öğretim üyelerinden Yrd. Doç. Dr. Ahmet Yardımeden'e, yine aynı fakóltenen araştırma görevlisi Emre ARI' ya, dünyaya geldiğim andan beri sonsuz sevgileri ile maddi, manevi her türlü desteklerini esirgemeyen canım aileme ve sevgili eőime teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

ÖN SAYFALAR

Sayfa No

Kapak

İç Kapak

Onay Sayfası.....I

Teşekkür Sayfası.....II

İçindekiler Dizini.....III

Şekiller Dizini.....VIII

Tablolar Dizini.....XI

Resimler Dizini.....XII

Simgeler ve Kısaltmalar Dizini.....XIII

ÖZET SAYFALARI

Özet.....XIV

SummaryXV

Tez metni

1.GİRİŞ VE AMAÇ1

2.GENEL BİLGİLER.....4

2.1. İmplantın Tarihçesi.....4

2.2. Dental İmplant Tanımı ve Çeşitleri.....5

2.2.1. Endosteal İmplantlar.....5

2.2.2. Subperiostal İmplantlar.....6

2.2.3. Endodontik İmplantlar.....7

2.2.4. İntramukozal İmplantlar.....7

2.2.5. Transmandibular İmplantlar.....7

2.3. İmplant Şekline Göre Sınıflandırma.....8

2.3.1. Blade Tipi İmplantlar.....8

2.3.2. Vent Tipi İmplantlar.....9

2.3.3. Silindirik Tip İmplantlar.....9

2.3.4. Vida Tipi İmplantlar.....10

2.4. İmplant Yüzey Tasarımları.....10

2.4.1. Titanyum Plazma Sprey (TPS) Kaplı Yüzey.....11

2.4.2. Hidroksiapatit (HA) Kaplı Yüzey.....11

2.4.3. Kuşlama Yüzey Asitleme (SLA) Yüzey.....12

2.4.4. SLA Aktive Yüzey.....	12
2.4.5. İmplant Tasarımı.....	12
2.5. Dental İmplant Materyalleri.....	14
2.5.1. Metal ve Alaşımları.....	15
2.5.1.1. Seramikler.....	16
2.5.1.2. Polimerler.....	16
2.6. İmplant endikasyon ve kontrendikasyonları.....	16
2.6.1. İmplant endikasyonları.....	16
2.6.2. İmplant kontrendikasyonları.....	17
2.6.2.1. Mutlak kontrendikasyonlar.....	17
2.6.2.2. Göreceli kontrendikasyonlar.....	17
2.6.2.3. İntraoral kontrendikasyonlar.....	17
2.7. İmplant doku etkileşimi ve osseointegrasyon.....	18
2.7.1. İmplant başarısını etkileyen faktörler.....	19
2.8. Biyomekanik ve İmplantlar.....	20
2.8.1. Yükleme Tipi ve Şiddeti.....	21
2.8.2. Çiğneme Kuvveti.....	22
2.8.3. İmplant Geometrisi.....	23
2.8.3.1. İmplant Çapı.....	24
2.8.3.2. İmplant Uzunluğu.....	26
2.8.3.3. Yiv Tasarımı.....	27
2.8.3.3.1. Yiv adımı.....	28
2.8.3.3.2. Yiv şekli.....	28
2.8.3.3.3. Yiv Derinliği.....	28
2.8.3.4. İmplant geometrisinin stres dağılımına etkisi.....	29
2.8.4. İmplant materyalinin seçimi.....	30
2.8.5. İmplant- Kemik arayüzeyi.....	30
2.8.6. Çevreleyen Kemiğin Yoğunluğu.....	31
2.9. Kemik.....	32
2.9.1. Kemik Sınıflandırmaları.....	33
2.9.1.1. Lekholm ve Zarb sınıflandırması.....	33
2.9.1.2. Misch sınıflandırması.....	34
2.9.2. İmplant makro geometrisi ve kemik yoğunluğu ilişkisi.....	34
2.10. Dental İmplantolojide Biyomekanik.....	35

2.10.1. Kuvvetin Tanımı ve Dental İmplantlar Üzerinde Etkili Olan Kuvvetler..	35
2.10.2. Kuvvet Analiz Yöntemleri.....	36
2.10.2.1. Gerilim ölçer (strain gauge) analiz yöntemi.....	36
2.10.2.2. Fotoelastik analiz yöntemi.....	37
2.10.2.2.1. Fotoelastik kaplama tekniği.....	37
2.10.2.2.2. İki boyutlu fotoelastik analiz tekniği.....	37
2.10.2.2.3. Üç boyutlu fotoelastik analiz tekniği.....	37
2.10.2.3. Halografik interferometre analiz yöntemi.....	37
2.10.2.4. Kırılğan vernikle kaplama yöntemi.....	38
2.10.2.5. Termografik Kuvvet Analizi.....	38
2.10.2.6. Radyotelemetri.....	38
2.10.2.7. Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi (FEM).....	38
2.10.2.7.1. Sonlu Elemanlar Analiz Yönteminin Avantajları.....	40
2.10.2.7.2. Sonlu Elemanlar Analiz Yönteminin Dezavantajları.....	40
2.10.2.7.3. Sonlu Elemanlar Modellerinin Hazırlanma Aşamaları.....	43
2.10.2.7.4. Sonlu Elemanlar Stres Analizlerinde Eleman Çeşitleri.....	45
2.10.2.7.5. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yönteminin Çalışma Aşamaları.....	46
2.11. Biyomekanik kavramlar.....	47
2.11.1 Kuvvet.....	47
2.11.2. Stres (Gerilim).....	47
2.11.3. Strain (Gerinim).....	48
2.11.4. Elastisite Modülü.....	49
2.11.5. Poisson Oranı.....	49
2.11.6. Asal stres (Principle stres).....	49
2.11.7. Von Misses Stres.....	50
2.11.8. Kaldıraç.....	50
2.11.9. Moment.....	51
2.12. Doğal diş ve implant biyomekaniği.....	52
2.13. Oral İmplantolojide Sonlu Elemanlar Stres Analiz Metodu ile Yapılmış Çalışmalar.....	55

3. MATERYAL METOT	57
3.1. Sonlu Elemanlar Analizinde Kullanılacak Üç Boyutlu Modellerin Oluşturulması.....	58
3.1.1. Kortikal ve Spongioz Kemik Modellenmesi.....	58
3.1.2. İmplant ve Abutment Modellenmesi.....	58
3.1.3. Koping ve Kuron Modellenmesi.....	60
3.2. Yapıların Modellenmesi.....	62
3.3. Hazırlanan Çalışma Modelleri.....	65
4. BULGULAR.....	69
4.1. Maksillaya implant uygulaması.....	72
4.1.1. Maksillaya yerleştirilen ayrı ayrı 5 mm boy ve 3,7 mm çapındaki dik ve açılı implantlar üzerine uygulanan dik ve oblik kuvvet sonucu açığa çıkan von misses stres değerleri.....	72
4.1.2. Maksillaya yerleştirilen ayrı ayrı 5 mm boy ve 4,7 mm çapındaki dik ve açılı implantlar üzerine uygulanan dik ve oblik kuvvet sonucu açığa çıkan von misses stres değerleri.....	74
4.1.3. Maksillaya yerleştirilen ayrı ayrı 10 mm boy ve 3,7 mm çapındaki dik ve açılı implantlar üzerine uygulanan dik ve oblik kuvvet sonucu açığa çıkan von misses stres değerleri.....	76
4.1.4. Maksillaya yerleştirilen ayrı ayrı 10 mm boy ve 4,7 mm çapındaki dik ve açılı implantlar üzerine uygulanan dik ve oblik kuvvet sonucu açığa çıkan von misses stres değerleri.....	79
4.1.5. Maksillaya yerleştirilen ayrı ayrı 13 mm boy ve 3,7 mm çapındaki dik ve açılı implantlar üzerine uygulanan dik ve oblik kuvvet sonucu açığa çıkan von misses stres değerleri.....	81
4.1.6. Maksillaya yerleştirilen ayrı ayrı 13 mm boy ve 4,7 mm çapındaki dik ve açılı implantlar üzerine uygulanan dik ve oblik kuvvet sonucu açığa çıkan von misses stres değerleri.....	84
4.2. Mandibulaya implant uygulaması.....	86
4.2.1. Mandibulaya yerleştirilen ayrı ayrı 5 mm boy ve 3,7 mm çapındaki dik ve açılı implantlar üzerine uygulanan dik ve oblik kuvvet sonucu açığa çıkan von misses stres değerleri.....	86

4.2.2. Mandibulaya yerleştirilen ayrı ayrı 5 mm boy ve 4,7 mm çapındaki dik ve açılı implantlar üzerine uygulanan dik ve oblik kuvvet sonucu açığa çıkan von misses stres değerleri.....	88
4.2.3. Mandibulaya yerleştirilen ayrı ayrı 10 mm boy ve 3,7 mm çapındaki dik ve açılı implantlar üzerine uygulanan dik ve oblik kuvvet sonucu açığa çıkan von misses stres değerleri.....	90
4.2.4. Mandibulaya yerleştirilen ayrı ayrı 10 mm boy ve 4,7 mm çapındaki dik ve açılı implantlar üzerine uygulanan dik ve oblik kuvvet sonucu açığa çıkan von misses stres değerleri.....	93
4.2.5. Mandibulaya yerleştirilen ayrı ayrı 13 mm boy ve 3,7 mm çapındaki dik ve açılı implantlar üzerine uygulanan dik ve oblik kuvvet sonucu açığa çıkan von misses stres değerleri.....	95
4.2.6. Mandibulaya yerleştirilen ayrı ayrı 13 mm boy ve 4,7 mm çapındaki dik ve açılı implantlar üzerine uygulanan dik ve oblik kuvvet sonucu açığa çıkan von misses stres değerleri.....	97
5. TARTIŞMA.....	103
6. SONUÇLAR.....	117
7. KAYNAKLAR.....	119
8. Z GEÇMİŐ.....	140

ŞEKİLLER DİZİNİ

- Şekil 1:** Lekholm ve Zarb'a göre kemik sınıflandırılması
- Şekil 2:** Mish'e göre kemik sınıflandırılması
- Şekil 3:** Elemanlara ayrılmış implant ve kemik modeli
- Şekil 4:** Düğüm noktaları
- Şekil 5:** Mesh' lenmiş (ağ) implant modeli
- Şekil 6:** Stres
- Şekil 7:** Poisson oranı
- Şekil 8:** Üç boyutlu mandibula modeli
- Şekil 9:** Üç boyutlu maksilla modeli
- Şekil 10:** Üç boyutlu implant modeli
- Şekil 11:** Üç boyutlu abutment modeli
- Şekil 12:** Üç boyutlu implant- abutment modeli
- Şekil 13:** Üç boyutlu modellemeler
- Şekil 14:** Üç boyutlu modellemeler elde edilmesi için kullanılan Nod elemanları
- Şekil 15:** Maksillaya 5 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında dik yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu açığa çıkan en yüksek ve en düşük von mises stres değerleri.
- Şekil 16:** Maksillaya 5 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında dik yerleştirilen implant üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu açığa çıkan en yüksek ve en düşük von mises stres değerleri.
- Şekil 17:** Maksillaya 5 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında oblik yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu açığa çıkan en yüksek ve en düşük von mises stres değerleri.
- Şekil 18:** Maksillaya 5 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında açılı yerleştirilen implant üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu açığa çıkan en yüksek ve en düşük von mises stres değerleri.
- Şekil 19:** Maksillaya 5 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında dik yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu açığa çıkan en yüksek ve en düşük von mises stres değerleri.
- Şekil 20:** Maksillaya 5 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında dik yerleştirilen implant üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu açığa çıkan en yüksek ve en düşük von mises stres değerleri.
- Şekil 21:** Maksillaya 5 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında oblik yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu açığa çıkan en yüksek ve en düşük von mises stres değerleri.
- Şekil 22:** Maksillaya 5 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında açılı yerleştirilen implant üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu açığa çıkan en yüksek ve en düşük von mises stres değerleri.
- Şekil 23:** Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında dik yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu açığa çıkan en yüksek ve en düşük von mises stres değerleri.
- Şekil 24:** Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında dik yerleştirilen implant üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu açığa çıkan en yüksek ve en düşük von mises stres değerleri.
- Şekil 25:** Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında oblik yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu açığa çıkan en yüksek ve en düşük von mises stres değerleri.

Şekil 46: Mandibulaya 5 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında oblik yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu açığa çıkan en yüksek ve en düşük von mises stres değerleri

Şekil 47: Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında dik yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu açığa çıkan en yüksek ve en düşük von mises stres değerleri.

Şekil 48: Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında dik yerleştirilen implant üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu açığa çıkan en yüksek ve en düşük von mises stres değerleri.

Şekil 49: Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında oblik yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu açığa çıkan en yüksek ve en düşük von mises stres değerleri.

Şekil 50: Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında oblik yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu açığa çıkan en yüksek ve en düşük von mises stres değerleri

Şekil 51: Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında dik yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu açığa çıkan en yüksek ve en düşük von mises stres değerleri.

Şekil 52: Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında dik yerleştirilen implant üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu açığa çıkan en yüksek ve en düşük von mises stres değerleri.

Şekil 53: Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında oblik yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu açığa çıkan en yüksek ve en düşük von mises stres değerleri.

Şekil 54: Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında oblik yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu açığa çıkan en yüksek ve en düşük von mises stres değerleri

Şekil 55: Mandibulaya 13 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında dik yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu açığa çıkan en yüksek ve en düşük von mises stres değerleri

Şekil 56: Mandibulaya 13 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında dik yerleştirilen implant üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu açığa çıkan en yüksek ve en düşük von mises stres değerleri.

Şekil 57: Mandibulaya 13 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında oblik yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu açığa çıkan en yüksek ve en düşük von mises stres değerleri

Şekil 58: Mandibulaya 13 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında oblik yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu açığa çıkan en yüksek ve en düşük von mises stres değerleri

Şekil 59: Mandibulaya 13 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında dik yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu açığa çıkan en yüksek ve en düşük von mises stres değerleri

Şekil 60: Mandibulaya 13 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında dik yerleştirilen implant üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu açığa çıkan en yüksek ve en düşük von mises stres değerleri.

Şekil 61: Mandibulaya 13 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında oblik yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu açığa çıkan en yüksek ve en düşük von mises stres değerleri

Şekil 62: Mandibulaya 13 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında oblik yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu açığa çıkan en yüksek ve en düşük von mises stres değerleri

TABLolar DİZİNİ

Tablo1: Çalışmada kullanılan materyallerin Elastik modülleri ve Poisson oranları

Tablo 2: Hazırlanan çalışma modelleri

Tablo 3: Tabloda MPa cinsinden maksillada implantta meydana gelen Von misses stres değerleri görülmektedir.

Tablo 4: Tabloda MPa cinsinden mandibulada implantta meydana gelen Von misses stres değerleri görülmektedir.

RESİMLER DİZİNİ

- Resim 1: Endosteal implant
Resim 2: Subperiostal implant
Resim 3: Endodontik İmplantlar
Resim 4: Transmandibular İmplantlar
Resim 5: Blade tip implant
Resim 6: Vent tipi implant
Resim 7: Silindirik tip implant
Resim 8: Vida tipi implant
Resim 9: Nextengine üç boyutlu tarama cihazı
Resim10: Mandibula modeline uygulanan dik kuvvet ve miktarı
Resim11: Mandibula modeline uygulanan açılı kuvvet ve miktarı
Resim12: Maksilla modeline uygulanan dik kuvvet ve miktarı
Resim 13: Maksilla modeline uygulanan açılı kuvvet ve miktarı
Resim 14: Alt çenede dik yerleştirilmiş implanta gelen oblik kuvvet yönü ve değerleri
Resim 15: Alt çenede dik yerleştirilmiş implanta gelen dik kuvvet yönü ve değerleri
Resim 16: Üst çenede dik yerleştirilmiş implanta gelen dik kuvvet yönü ve değerleri
Resim 17: Üst çenede dik yerleştirilmiş implanta gelen dik kuvvet yönü ve değerleri

SİMGELER VE KISALTMALAR

FEM	Finite element analysis
mm	Milimetre
MPa	Megapaskal
TPS	Titanyum Plasma-Spray Kaplama
HA	Hidroksiapatit
LISR	Laserle Yüzey Pürüzlendirme
SLA	Kumlama Yüzey Asitleme
MTX	Eriyebilen HA tozları ile pürüzlendirme
Cr-Co-Mo	Krom- kobalt- molibden alaşımı
%	Yüzde
M	Kütle
a	İvme
N	Newton
Ti-6AL-4V	Titanyum-alüminyum-vanadyum
ANSYS	Stres analizi yapan bir bilgisayar programı
CAD	Computer-aided design
$\tau_{xy} = \tau_{yx}$, $\tau_{yz} = \tau_{zy}$, $\tau_{xz} = \tau_{zx}$	Makaslama stresleri
σ	Normal (principal) stres
Pa	Pascal
ε	Strain
E	Elastisite (young) modülü
F	Kuvvet
V	Poisson oranı
μ	Mikron
μm	Milimikron
3D	Üç boyutlu
ark.	Arkadaşları
2D	İki boyutlu
EQV	Von misses stres

ÖZET

Branemark'ın osseointegrasyon kavramını ortaya attığı 1969 yılından günümüze kadar geçen sürede implantların oral ve maksillofasiyal rehabilitasyonda kullanımı oldukça yaygın hale gelmiştir. Dental implantların uzun ve kısa dönem başarısında biyomekanik faktörler önemli role sahiptir. Kemikteki stres dağılımını etkileyen faktörler; implant materyali, implant tasarımı, üst yapı materyali, implant-kron oranı, çevreleyen kemiğin kalite ve kantitesi, implant kemik ara yüz mekanizmalarıdır. Hekimler farklı geometriye sahip implantları ve farklı implant tiplerini tercih ederek alveol kemiğine gelen stresi değiştirebilirler. İmplant makro geometrisi implantın çapı, uzunluğu ve yiv tasarımlarını içerir. Ayrıca implantın alveol kemiğine yerleştirilme açısı da stresi etkileyen diğer bir faktördür. Oklüzal kuvvet uygulamaları, implant-protez kompleksindeki stres ve gerinim miktarını artırır ve implant etrafındaki kemik remodelasyonunu etkiler. İmplant destekli protezlerde en uygun biyomekanik koşulları sağlamak için, protezin başarısını etkileyen biyomekanik faktörleri en iyi şekilde organize etmek temel zorunluluktur. Diş hekimliğinde, kemik içi stres ve gerinim seviyeleri invivo olarak ölçülemediği için, biyomekanik kuralların kullanıldığı birçok invitro çalışma yapılmaktadır.

Çalışmamızda da invitro olarak; 2 farklı çapta (3,7 mm, 4,7 mm) ve bu çaplara ait 3 farklı uzunlukta (5 mm, 10 mm, 13 mm) toplam 6 adet dental implant seçildi. Bu 6 farklı boyuttaki dental implant, tek tek, vertikal ve açılı olmak üzere maksilla ve mandibulaya uygulanarak, toplam 24 adet model elde edildi. Tüm implantlara abutment ve metal destekli seramik krun yine sanal ortamda yerleştirildi. Metal destekli seramik krunların belirli noktalarından dik ve oblik yönde kuvvet ayrı ayrı uygulanarak, toplam 48 adet çalışma grubu elde edildi. Uygulanan kuvvetler sonucunda kortikal ve spongioz kemikte oluşan maksimum ve minimum asal gerilme değerlerine ve implantlarda meydana gelen Von mises gerilme değerlerine; implant çapı, implant uzunluğu ve kemik tipinin etkisi 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi (FEM) kullanılarak incelendi.

Anahtar sözcükler: 1) Sonlu elemanlar stres analizi 2) Dental implantlar
3) Stres dağılımı 4) Kemik yoğunluğu 5) Biyomekanik

SUMMARY

Since Branemark introduced the concept of osseointegration in 1969, the use of implants for oral and maxillofacial rehabilitation has rapidly increased. Biomechanical factors play a substantial role in implant success in long and short term. The factors that effect the stress distribution on bone are implant material, implant designment, body work material, implant rate, the quality and quantity of surrounding bone and implant-bone interface. The dentists can change the stress on alveole bone by preferring the implants of different geometry and types. The micro geometry of implant includes diameter, length and Thread-form Configuration. The diameter of implant's placement on alveole bone is also a factor that effects the stress. The application of occlusal forces induces stresses and strains within the implant-prosthesis complex and effects the bone remodeling process around implants. In order to achieve optimized biomechanical conditions for implant-supported prostheses, conscientious consideration of the biomechanical factors that influence prosthesis success is essential. Since, bone internal stress and strain cannot be measured in vivo, various invitro studies are conducted by using biomechanic rules.

In our invitro study, six dental implants which were at two different diameters (3,7 mm, 4,7 mm) and at three different lengths (5 mm, 10 mm, 13, mm) belonging to these diameters were chosen. Totally 24 models were obtained by placing the implants of six different dimensions in maxilla and mandible vertically and angularly, and one by one. Abutment and metal backed ceramic crown was placed in implants again in virtual platform. Totally 48 study groups were obtained by applying force to the specific points of metal backed ceramic crowns vertically and obliquely. The effect of implant diameter, implant length and bone type to the values of maximum and minimum principle stress occurred in cortical and spongioz bone and values of Von Misses stress occurred in implants as the result of the forces applied was investigated by using Finite Elements Analysis (FEM).

Key words: 1) Finite elements analysis 2) Dental implants
3) Stress distribution 4) Bone density 5) Biomechanic

1. GİRİŞ VE AMAÇ

İmplantasyon genel anlamda, bir dokunun veya materyalin cerrahi yolla başka bir dokuya yerleştirilmesi anlamına gelir. Diş hekimliği alanında ise implantasyon; kaybedilmiş dişlerin yerine yapılacak protezlere destek olabilecek doku uyumlu maddelerin, çenelere cerrahi yöntemlerle yerleştirilmesi şeklinde tanımlanmaktadır. Bu işlem sırasında kullanılan materyale de implant denir (1).

Başka bir tanımla; vücut içerisine yerleştirilerek bir doku veya organın işlevini yerine getiren yapay cisimlere medikal bilimlerde “implant” adı verilir. Sözcük kökeni olarak “implant”, Latince “implantare”, bitki ekmek fiilinden türemiştir. Ağız içersinde diş kökü işlevini görmek üzere yerleştirilen materyallere de dental implant denilmektedir. Dental implant; sabit veya hareketli proteze destek ve tutuculuk sağlamak amacıyla mukoza, periost tabakasının altına ya da çene kemiğinin içine yerleştirilen, alloplastik materyalden yapılmış protetik bir gereçtir. Kullanılan diğer benzer isimleri; oral implant, kemik içi implant ve endosseöz implant sözcükleridir.

Hobo ve arkadaşları da genel tıp literatüründe, eksik bir organ veya dokunun yerini alan materyalleri implant olarak tanımlamışlardır. Diş hekimliği uygulamalarında ise, kaybedilen diş ve çevresi dokuların restorasyonunda destek sağlamak amacıyla kemik içine veya üzerine yerleştirilen biyolojik olarak uyumlu, biyofonksiyonel materyalleri implant olarak tanımlamışlardır (2).

Modern diş hekimliği uygulamalarının amacı, stomatognatik sistemin atrofisi, hastalığı ve zedelenmesinden bağımsız olarak, hastanın normal kontur, fonksiyon, rahatlık, estetik, fonasyonun yeniden sağlanmasıdır.

Dental implant; sabit veya hareketli bölümlü proteze destek ve tutuculuk sağlamak amacıyla mukoza veya periost tabakasının altına, çene kemiğinin içine yerleştirilen, alloplastik materyalden yapılmış protetik bir gereç olarak da tanımlanabilir (3).

Doğal dişlerde periodontal ligament ara yüzde amortisör görevi görür. Osteoentegre dental implantlarda ise; oklüzal yükler harekete bağlı olarak direkt olarak kemiğe iletilir. Bu durum; kemik ve implant ara yüzünde mikrofraktürlere, implantta kırılmalara, implant

bileşenlerinin kaybına ve kemik kaybına sebep olabilir. Bu bakımdan, implantlar etrafında oluşan stres dağılımlarını analiz etmek çok önemlidir. Bu stres dağılımları, yiv geometrisi, yiv derinliğinden, yiv adımımdan, implant uzunluğundan, implant çapından, implant boyun tasarımıdan ve implantın yerleştirme açısından etkilenir (4).

Dental implantların başarı oranı; çene kemiğinin miktarına ve kalitesine, implant tasarımına, implantın yüzey yapısına ve cerrahi prosedürlere bağlıdır. İmplantın primer stabilitesini, yerleştirilmesini ve çıkarıcı tork değerlerini direkt olarak etkilediğinden; implant tasarımı, implant çapı ve uzunluğu hakkında birçok çalışma yapılmış ve başarıda ana etkenler olarak belirtilmişlerdir (5).

Branemark ve arkadaşları tarafından ileri sürülmüş olan ‘‘osseointegrasyon’’ kavramı, implant başarısının temelini oluşturur. Endosseöz dental implantların osseointegre olmasında kemiğin miktarı tek başına başarıyı belirleyici kriter değildir. Kemik aynı zamanda yeterli miktarda dansiteye sahip olmalıdır. Dişsiz bölgedeki kemiğin dansitesi; tedavi planlamasında, implant dizaynında, cerrahi yaklaşımda, iyileşme sürecinde, protezin yükleme sürecinin karar verilmesinde etkilidir (6).

Dental implantların uzun dönem başarısında biyomekanik faktörlerin etkisi tartışılmazdır (7, 8). Oklüzal yükler implant üstü protezler aracılığı ile dental implantlar ve çevresindeki kemiğe iletilmektedir. İmplantlar üzerine iletilen yükler; yükün tipine, implantların boyutlarına, implantların yüzey özelliklerine, protez tipine, implantlar çevresindeki kemiğin yapısal özelliklerine ve implantların yerleşimine göre implant-kemik ara yüzünde gerilmelere neden olmaktadır. İmplant-kemik ara yüzünde kemiğin taşıma kapasitesini aşan aşırı yükler ise kemik remodelingini etkileyerek rezorpsiyona ve daha da ilerlemiş olgularda implantın kaybına neden olabilmektedir (9, 10).

İmplant ile kemiğin temas alanında kuvvet uygulanmasına bağlı değişimleri ölçmek için 1976 yılından itibaren ‘Sonlu Eleman Stres Analizi’ İngilizce ifadesinin kısaltması ile FEM olarak (Finite Element Analysis) oral implantolojide kullanılmaya başlanılmıştır (11, 12). FEM analizi biyomekanik açıdan incelenmek istenen komplike bir geometriye sahip cismin, belirli sayıda elemanlara bölünerek analizlerin gerçekleştirilmesidir (10, 11, 13, 14). FEM analizi ile kemik, implant ve implant-üstü yapıların klinik koşullara yakın olarak modellenebilmesi sayesinde, uygulanan yükler altında, implantlar ve çevresindeki kemikte

oluşan gerilme, şekil değiştirme ve yer değiştirme miktarlarının ve lokalizasyonlarının tam olarak saptanabilmesi mümkün olabilmektedir (15, 16, 17, 18, 19).

Bu çalışmanın amacı implant çapı, boyu ve implantın yerleştirilme açısındaki değişimin implantta meydana getirdiği stres değerlerini karşılaştırmaktır. Böylece uygun çapta, boyda ve yerleştirilme açısında uygun implantı tercih edilmesi amaçlanmaktadır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. İmplantın Tarihçesi:

Dental implant uygulamaları yeni bir buluş değildir. İmplant uygulamaları hakkında ilk çalışmalar M.Ö 6000 yıllarında Orta Amerika'da Mayalar tarafından yapıldığı bilinmektedir. Arkeolojik kazılar sonucunda üst çene ve alt çeneye deniz kabuğu, taş, tahta parçası ve metal yerleştirilmiş kafa iskeletleri bulunmuştur (20). İkinci yüzyıldan beri hayvan veya insan dişlerinin nakli yapılmaktadır (20). 1800'lerin başında Magglio yeni çekim yapılmış soketlere altından hazırlanmış diş kökleri yerleştirmiştir (20). 1930'larda vityumdan (Cr-Co-Mo alaşımı) hazırlanan implantlar, uzun dönemde başarılı olan ilk implantlar olmuştur (20).

1969 yılında Per-Ingvar Branemark titanyum ve kemiğin kaynaşmasını gözlemlemiş ve geliştirdiği yönteme osseointegrasyon adını vermiştir (20).

Reimplantasyon uygulamalarının implantoloji uygulamalarına dönüşmesinden sonra, 1938'de Strock ilk defa içi dolu vida şeklinde bir implant geliştirmiştir. Aynı araştırmacı, 1940'da ilk defa endodontik veya transradiküler implantı geliştirmiştir (21).

Yine 1938'de Dahl, implantı kemiğin içine değil, kemiğin üstüne yerleştirmek fikrinden hareketle ilk subperiostal implantı geliştirmiştir (21).

1947'de ise Formiggini, kemiğin implantın kıvrımlarının arasına girmesini ve böylelikle implantın stabilizasyonunu sağlamak amacıyla içi boş vida şeklinde bir implant geliştirmiştir (21).

1960'da Chercheve içi boş vida şeklinde silindirik bir implant geliştirmiştir (21).

1961'de ise Tramonte' nin içi dolu vida şeklinde bir implantı geliştirdiği rapor edilmektedir. Belki de bu implant tipi bugünkü bikortikal implantların temelini oluşturmuştur (21).

2.2. Dental İmplant Tanımı ve Çeşitleri:

Diş kayıplarını takiben geride kalan kemik kreti içine veya yüzeyine cerrahi olarak yerleştirilen ve sonrasında üzerine protetik üstyapının yapılacağı alloplastik materyale **dental implant** denir. Dental implantlar kemiğe yerleştirilme pozisyonlarına göre, yapıldıkları materyale göre ve dış yapılarına göre sınıflandırılabilir. Bu implantların makroskopik görünümüleri silindirik, vidalı, delikli veya bunların kombinasyonları şeklinde olabilir. Silindirik tipteki implantlar kemiğe yüzey kaplaması veya yüzey özellikleri sayesinde mikro retansiyon ile tutunurlar. Kemiğe yerleştirilmeleri itilerek veya çakılarak yapılır; düz, açılı veya konik şekilli olabilirler. Vida şekilli olan implantlar; kemiğe vidalanarak yerleştirilirler ve yivleri sayesinde makro retansiyon sağlarlar. Ana yiv formları V, ters payanda ve kare formlarıdır (22).

Diş hekimliğinde kullanılan implantlar uygulama yerlerine göre şu şekilde sınıflandırılabilir:

1. Endosteal implantlar,
2. Subperiostal implantlar,
3. Endodontik implantlar,
4. İntramukozal implantlar,
5. Transmandibular implantlar (23).

2.2.1. Endosteal İmplantlar (Kemik içi):

Endosteal implantlar, dişsiz alveoler kemiği örten mukozayı geçerek maksiller veya mandibuler kemiğin içine yerleştirilirler (Resim 1). Günümüzde en yaygın biçimde kullanılan implant tipidir. Yapımında kullanılan materyale (seramikler, metaller vb.), implantın şekline (blade, silindir vb.) ve yüzey özelliklerine göre (hidroksilapatit, titanyum plazma spreycaplı, kumlama ve asitle pürüzlendirilmiş gibi) değişik sınıflara ayrılabilirler (24).

Endosteal implantların sınıflandırılması aşağıdaki gibidir (25):

1. Silindirik İmplant

-Solid (içi dolu)

Screw (vida)

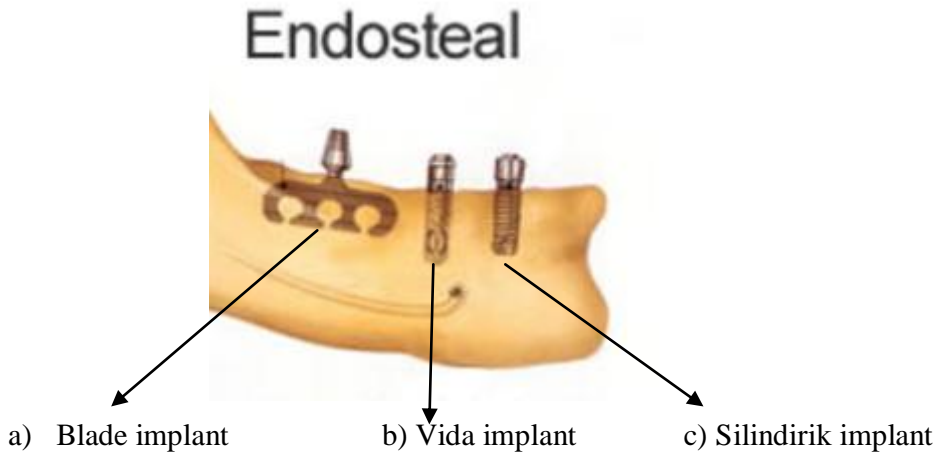
Düz-Hallow (içi boş)

Screw (vida)

Düz

2. Blade İmplantlar

3. Özel Tasarımlar.



Resim 1) Endosteal implant

2.2.2. Subperiostal İmplantlar:

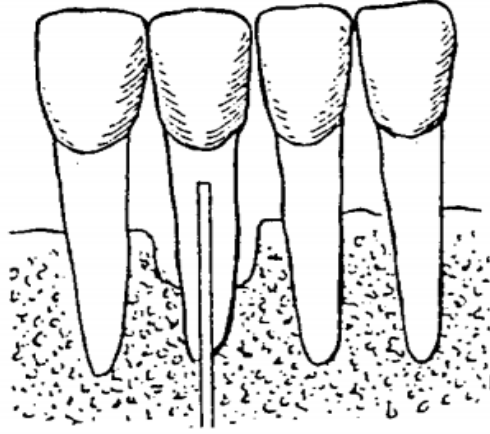
Eyer şeklinde iskelet yapının alveol kemiğine uyum sağlayacak ve proteze destek olacak şekilde planlanmış subperiostal implantlar (Resim2), birçok diş hekimi ve klinik araştırmacı tarafından da kabul görmüştür. İyileşme periodontal membranı taklit ettiği düşünülen fibröz enkapsülasyonla yani fibroseointegrasyon ile sağlanır İlk olarak, 1943 yılında İsveçli dişhekimi G.S. Dahl tarafından kemik korteksi üzerinde periostun altına yerleştirilmiştir (24).



Resim 2) Subperiostal implant

2.2.3. Endodontik İmplantlar:

Mobilitesi olan dişleri stabilize etmek amacı ile dişin kök kanalı içinde ilerleyerek, periapikal kemiğe yerleşen, yivli ve/veya yivsiz, pin şeklindeki implantlara denir (Resim 3). Endodontik stabilizatör, transradiküler implantlar veya transdental fiksasyonlar olarak da adlandırılırlar (26).



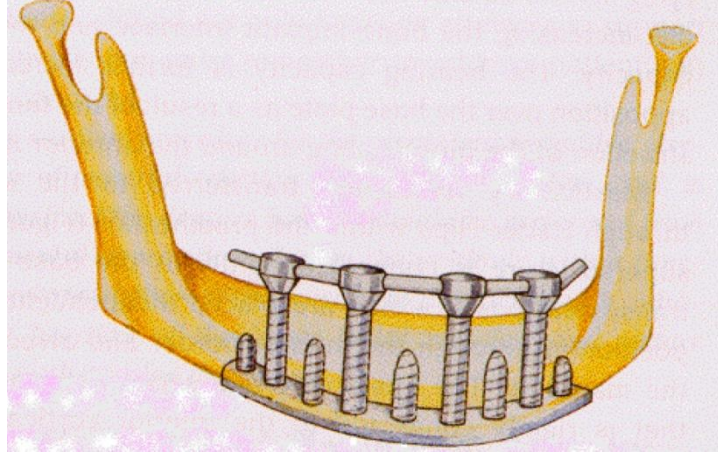
Resim 3) Endodontik İmplantlar

2.2.4. İnamukozal İmplantlar:

Tam veya bölümlü hareketli protezlerin retansiyonunu arttırmak amacıyla, mukoza içerisine yerleştirilen buton şeklinde implantlardır. İnamukozal implantlar, submukozal ya da subdermal implantlar olarak da adlandırılırlar (26).

2.2.5. Transmandibular İmplantlar:

Alt çenenin anterior bölümünde submental bölgeye yerleştirilen, üst ve alt kortikal kemiği dikey olarak geçen implantlardır (Resim 4). Özellikle alt çenenin kaza sonucu veya cerrahi müdahale sonrasında ileri derecede madde kaybına uğradığı durumlarda kullanılırlar (27).

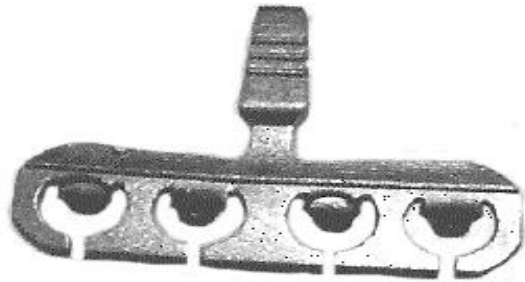


Resim 4) Transmandibular İmplantlar

2.3. İmplant Şekline Göre Sınıflandırma

2.3.1. Blade Tipi İmplantlar:

İlk olarak, 1940'ların sonlarında Lincow tarafından tanıtılmış ve yaygın olarak tüm dünyada, 30 yıl kadar kullanım alanı bulmuşlardır (28). Bu tip implantların asıl endikasyonu dişsiz arkların tedavisidir (Resim5). Deneysel ve klinik uzun dönem başarı oranlarının yetersiz olması, ortaya çıkan yumuşak doku problemleri ve kemikte atrofiye sebep olmaları gibi nedenlerden ötürü günümüzde blade tipi implantların rutin kullanımı terk edilmiştir (29). Nadiren cerrahi müdahalenin mümkün olmadığı ve ileri derecede kemik atrofisi görülen vakalarda kullanılmaktadır (30).



Resim 5) Blade tip implant

2.3.2. Vent Tipi İmplantlar

Bu tip implantlarda genel hedef, daha geniş ankraj yüzeyi oluşturulması, implant yatağında mümkün olan en az kemik kaybı ve implant hacminin küçültülmesidir (Resim6). İmplantın gövdesindeki deliklerde gelişen kemik, fizyolojik yüklerde kuvveti absorbe edici olarak görev yapar ve kemik - implant ara yüzeyindeki kayma direncini artırır (31).



Resim 6) Vent tipi implant

2.3.3. Silindirik Tip İmplantlar:

Bu tip implantlarda kemikle bağlantı, titanyum plazma sprej veya hidroksilapatit kaplama ile sağlanır (Resim7). İmplant yüzeyinin pürüzlendirilmesi, vida tipi implanttaki yivlere benzer bir kilitleme sağlar. Yüzey pürüzleri sayesinde kemik ve implant arasında Angström (Bir uzunluk birimidir. Bir santimetrenin milyonda birine denk gelir) seviyesinde apozisyon sağlanabilir. Bunun anlamı küçük bir kuvvet karşısında titanyum ve kemiğe bağlı olmaksızın ara yüzün bir ünite halinde hareket etmesi ve gerilim transferinin uniform olması demektir (31).



Resim 7) Silindirik implant

2.3.4. Vida Tipi İmplantlar:

Vida tipi implantlar alveol kemiği içinde sıkışma kuvvetlerine iyi yanıt verirken çekme kuvvetlerine karşı dayanıksızdır. Vida tipi implantlar primer stabiliteyi arttırmak, kemik implant temas yüzeyini genişletmek ve gelen kuvvet dağılımlarının düzenlenmesi için farklı açıda ve şekilde yiv tasarımlarında üretilmiştir (Resim 8). Bu tasarımlar düşük kemik kalitesinin bulunduğu bölgelerde etkili olurken, yüksek yoğunluklu kemikte aynı derecede önemli olmayabilirler (31).

Siegele ve Soltesz; silindirik, vida ve vent tipi implantları FEM ile incelemiştir. Bu çalışmaya göre silindir ve vida tipi implantların gerilimleri kemiğe daha az ilettiğini bildirmiştir (32).



Resim 8) Vida tip implant

2.4. İmplant Yüzey Tasarımları:

Osseointegrasyonun sağlanmasında; implant yerleştirilecek kemiğin niteliği, cerrahi teknik ve yük iletiminin yanı sıra, yüzey özelliklerinin de önemli bir işlevi olduğu daha önce belirtilmiştir; kullanılan implantın yüzey özelliklerine göre kemik dokusunun cevabı da farklı olmaktadır (33).

İdeal bir implant biyomateryalinin kemik iyileşme mekanizmasını engellemeyecek bir yüzeye sahip olması gerekmektedir. Operasyon sonrasında implant yuvasının hazırlandığı

kemik çevresinde bir miktar alanın nekroze olması kaçınılmazdır. Nekrotik alanın genişliği cerrah işlem sırasında açığa çıkan ısıya bağlı olduğu gibi, kemik yapısında farklılık meydana getiren anatomik faktörlere de bağlıdır. İmplant yüzeyinin, kemik kalite ve kantitesine ve de anatomik bölgeye bakılmaksızın iyileşmeyi artırıcı etkisinin olması gerektiği belirtilmektedir (34).

Pürüzlü yüzeye sahip implantlar, düz yüzeyli implantlara göre kemikle implant arasındaki osseointegrasyon yüzeyini artırarak primer stabilitenin korunmasına olumlu etkiye bulunur. Yüzey şekli ve pürüzlülüğü, protein-yüzey ve hücre-yüzey bağlantısı yoluyla hücre cevabını artırarak osseointegrasyon sürecini olumlu yönde etkiler (35,36). Yüzey pürüzlülüğü, osteoblastların yapışması, proliferasyonu ve farklılaşmasını direk olarak etkiler (37,38). Osteoblast benzeri hücreler, ekstrasellüler matriks üretimi, alkalın fosfat aktivitesi ve osteokalsin üretimi ile pürüzlü yüzeylere daha kolay şekilde yapışırlar ve daha çok farklılaşırlar (39, 40).

2.4.1. Titanyum Plazma Sprey (TPS) Kaplı Yüzey:

İlk olarak Hahn ve Palich (41) tarafından ortaya konmuş olan TPS kaplı implantlar yaklaşık otuz seneden beri implant dış hekimliği uygulamalarında kullanılmaktadır. 40 µm büyüklükte titanyum partikülleri plazma alevi ile ısıtılıp, yüksek ısı ve hızla titanyum yüzeye püskürtülerek pürüzlü kaplama elde edilir (34). TPS kaplı yüzeylerde kemik ile bağlantı kurulduğu, pürüzlü yüzey içine doğru kalsiyum fosfat kristallerinin büyüdüğü gözlemlenmiştir (42, 43).

2.4.2. Hidroksiapatit (HA) Kaplı Yüzey:

İmplant yüzeyini hidroksiapatit kaplamanın amacı; kemikle iyonik bağların kurulması ve böylece implant ve kemik arasında oluşacak primer temasın artırılmasıdır (44). Primer iyileşme döneminin sonunda HA kaplı implantlarda cilalı titanyum implantlara göre daha fazla kemik teması görülmüştür (44, 45).

HA kaplamalara ait olumlu kısa dönem sonuçları bulunmasına rağmen, HA kaplı implantlarda; soyulmalar, erimeler ve çözümler gibi komplikasyonların da meydana geldiği gösterilmiştir (46).

2.4.3. Kumlama Yüzey Asitleme (SLA Yüzey):

SLA bir yüzey kaplaması değildir. Büyük kum tanelerinin implant yüzeylerine püskürtülmesi ile yüzeyde makro pürüzlülük sağlanır, ardından yüzeye asit uygulanması ile 2-4 µm mikro pürüzlülük elde edilir (34).

SLA yüzeyde, osteoblastik aktivite TPS yüzeye oranla daha fazladır. Ancak HA kaplı yüzeylerde SLA yüzeye oranla daha fazla kemik-implant teması olduğu bildirilmiştir (46, 47).

Kitamura ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada, yüklemeyi takip eden ilk aylarda SLA yüzey yapısına sahip implantların çevresindeki kemik rezorpsiyonunun TPS yüzeye sahip implantların çevresinde gerçekleşen rezorpsiyona göre daha az olduğunu bildirmişlerdir (48).

2.4.4. SLA Aktive Yüzey:

SLA implant yüzeyine hidrofilik özellik kazandırılmıştır. Kemiğe yerleştirilene kadar salin çözelitisi içeren özel ambalajında saklanması gerekir. İmplant yüzeyi, hidrofilik özelliği sayesinde, doku içerisine yerleştirilince, kanı üzerindeki mikro gözeneklere doğru çeker. 2005 yılında piyasaya sunulmuştur. Uzun dönem takip sonuçları henüz bulunmamaktadır (34).

Başarı için dental implant materyalinin biyoinert (çene kemiği ve çevre dokularıyla uyumlu) ve biyoaktif (implant ile doku arasındaki bağlanma) olması istenmektedir (49).

2.4.5. İmplant Tasarımı:

İmplant yüzeyinin önemli rolü vardır. Yüzeyin pürüzlü olması kemik apozisyonunu ve implant-kemik birleşimindeki remodelasyonu dengeler. Bununla birlikte birleşim bölgesindeki stres ve gerinim şiddetlerini kontrol eder. Yüzey pürüzlü olduğunda oklüzal kuvvetlerin kemiğe iletildiği alan artacak bu sayede stres ve gerinimde azaltılmış olacaktır. Bunun yanında pürüzlü yüzeye sahip implantlar düz yüzeyli implantlara göre kemikle daha sıkı kilitlenir. Düz yüzeyli implantlar kemikten ayrılmaya daha eğilimlidir. Yapılan çıkarma tork testleri göstermiştir ki, pürüzlü yüzeye sahip implantlarda, düz yüzeylilere göre daha yüksek kuvvetler gerekmektedir (50). 1 µm derinliğe, 1x1 µm karelik alana sahip bir piramit şekli yüzey alanını yaklaşık 2,5 kat artırır (51).

Osseointegrasyonun sağlandığı durumlarda kemik implantın çevresini sıkı biçimde sarar, aralık çok azdır ve kuvvet vida yivlerinden direkt kemiğe iletilebilir. Düz yüzeyli silindirik bir implant kullanıldığında yivlerin sağladığı mekanik avantaj kaybedilir. Düz yüzeylerde implantın tutunması için adezyona ihtiyaç duyulur. Vidalı tipte buna gerek yoktur. Yüzey vidalı implantlarda olduğu gibi pürüzlendirildiğinde kemik bu girintilere doğru büyür ve osseointegrasyon sağlanır (52).

İmplant destekli protezlerde başarı oranının arttırılması için biyomekanik açıdan uygun, stres ve gerinimleri çevre dokulara yıkıcı seviyelere gelmeden ileten implantların kullanımı gerekir (53). İmplantların makroskopik şekilleri, yüklemeler altında kuvvetleri dokulara daha uygun iletecek biçimde dizayn edilmektedir (51).

İmplant yüzeyindeki oksit tabakası vücut içinde bir metalden çok seramik gibi davranır. İmplant ve kemik birleşim bölgesinde glikozaminoglukan gibi bir bağlantı dokusu bulunur. Ancak implanta çok yakın bölgelerde sert dokular, kollajen lifler ve osteoblastlar bulunur (52).

Yapılan bazı çalışmalarda, yüklemeyi takip eden ilk aylarda SLA (kumlanmış ve asitle pürüzlendirilmiş) yüzeylere sahip implantlar çevresindeki kemik rezorbsiyonun TPS (titanyum plazma sprej) yüzeye sahip implantlar çevresindeki rezorbsiyona göre daha az olduğu bildirilmiştir (48).

Yıllar içinde implantın yüzey özelliklerinin implantların başarısına etkileri ve osseointegrasyon üzerine birçok çalışma yapılmıştır. 90'ların başında hidroksil apatit kaplı implantlar geniş çapta, özellikle de düşük yoğunluklu kemiklerin olduğu bölgelerde kullanılıyorlardı. Cerrahiyi takiben 2 aylık süre içinde hidroksil apatit kaplı implantların titanyum plazma sprejli (TPS) implantlara göre daha iyi kemik- implant birleşimine sahip olduğu belirlenmiştir (48).

Biyomateryal yüzeyi morfolojisi ve pürüzlülüğü doku cevabını geliştirmek ve kemik-implant birleşiminin mekanik özelliklerini geliştirmek için kullanılmaktadır. “TPS” yüzeye sahip ve düz implantlar arasında kemik-implant birleşimi üzerinde yapılan karşılaştırmalı histomorfometrik analizler sonucu pürüzlü yüzeye sahip implantların düz yüzeyliye göre çok daha büyük alanda kontakta olduğu belirlenmiştir. Bunun yanı sıra kumlanmış asitlenmiş

“SLA” titanyum implantların TPS implantlardan daha büyük kemik-implant kontakına sahip oldukları gösterilmiştir. Pürüzlü yüzeye sahip implantlar sıkı bir bağlantıya oluşturan daha fazla kemik-implant temasına sahiptir. Bu da implant başarısını artırır (54).

“Self-tapping” tasarıma sahip bir implant marjinal bölgesi apikal bölgesine göre daha geniş çapa sahiptir ve standart paralel hazırlanmış yuvaya yerleştirilir. Bu yaklaşımdaki temel prensip, implant yerleştirildiğinde stres ve gerinim kuvvetlerini daha iyi tölere edebilen kortikal kemikte kontrollü sıkıştırıcı kuvvetler elde etmek ve primer stabilite sağlamaktır. Burada dikkat edilmesi gereken nokta yuva hazırlanırken kullanılan frez, implant boynu genişliğinde olursa implantın alt bölümündeki yivlerin kemikle temas edemeyebileceğidir. Eğer sıkışma da çok fazla ise kortikal kemikte lokal hücresel hasara neden olacaktır. Diğer bir deyişle kemikte fazla sıkışma hücre ölümüne, nekroza ve bunların sonucunda kortikal kemikte rezorbsiyona yol açacaktır (55).

2.5. Dental İmplant Materyalleri:

İmplant materyali, doku ile daimi temasta olan yabancı bir materyaldir ve doku ile uyumlu olan bir biyomateryalden yapılması gerekir. Biyomateryal, belirli bir süre vücudun herhangi bir doku, organ veya fonksiyonunun yerini tutan ve biyolojik sistemle uyumlu olan madde olarak tanımlanabilir (56, 57). 1960’larda önemle üzerinde durulan bir konu haline gelen daha inert ve kimyasal olarak daha uyumlu materyallerin kullanımı konusu 1970’lerde biyoyumluluk teriminin keşfi ile bugünkü şeklini almıştır (58).

Bir implant materyali şu özelliklere sahip olmalıdır (56):

- 1- Biyolojik olarak uyumlu olmalıdır, organizmaya zarar vermemelidir.
- 2- Mekanik olarak dayanıklı olmalı, korozyona uğramamalıdır.
- 3- Klinik olarak fonksiyonel ve estetik olmalıdır.
- 4- Radyopak olmalıdır.
- 5- Steril edilebilmelidir.
- 6- Manipülasyonu kolay olmalıdır.
- 7- Ekonomik olmalıdır.

8- Hijyenik olmalıdır.

İmplant yapımında kullanılan veya kullanılmış materyaller kimyasal yapılarına göre (metaller, polimerler, seramikler ve karbonlar) veya biyolojik aktivitelerine göre (biyoinert, biyoaktif, biyouyumlu) sınıflandırılırlar (31).

2.5.1. Metal ve Alaşımları:

Metal ve alaşımları; dirençleri, işlenebilirlikleri, ve bir çok teknikle steril edilebilmeleri gibi özelliklerinden dolayı en çok kullanılan implant materyalleridir (31). Birçok saf metalin üzerinde korozyona karşı dirençli olmasını sağlayan oksit tabakası oluşur. 1970'li yıllarda Cr-Co-Mo (krom-kobalt-molibden) alaşımı ve tantal implant materyali olarak kullanılmıştır (56).

Günümüzde dental implantlarda ilk tercih edilen malzeme titanyumdur. Periyodik cetvelde atom sayısı 22 ve atom ağırlığı 47,9 olan saf titanyum; manyetik olmayan bir elementtir ve diğer metallerle alaşım yapabilmek için eritilebilir (31). Saf titanyum; gümüş, alüminyum, arsenik, bakır, demir, galyum, uranyum, vanadyum ve çinko ile alaşım oluşturabilir (59). Saf titanyuma demir, azot, oksijen ve karbon ilavesi ile mekanik ve kimyasal özellikleri daha da güçlendirilebilir (28).

Diş hekimliği uygulamalarında titanyum alaşımları; alfa, beta ve alfa-beta olmak üzere üç formda kullanılır. Dental implantlarda bu alaşımlardan en çok alfa-beta faz kombinasyonu kullanılır. Bu alaşım % 6 alüminyum ve % 4 vanadyum içerir (31).

Titanyumun yüzeyi oda sıcaklığında 1,5-10 nm pasif oksit tabakası ile kaplıdır (60). Bu oksit tabakası implanta düşük elektronik geçirgenlik, mükemmel bir termodinamik aktivite ve sulu ortamda düşük iyon salınımı gibi avantajlar sağlamaktadır (4). Hava ile 1 milisaniye temasta, saf titanyum üzerinde 10 Angström kalınlığında oksit tabakası oluşabilir. Bu pasif oksit tabakası korozyona karşı yüksek direnç oluşmasını sağlar (31).

Titanyum; kemikten daha sert olmasına karşın, diğer tüm implant materyallerine oranla elastik modülü kemiğe en yakın olan elementtir. Bu özellik kemik-implant ara yüzünde gerilim dağılımının düzenli olmasını sağlar. Sonuç olarak tüm bu özelliklerinden dolayı titanyum ve alaşımları dental implantlarda en çok tercih edilen materyallerdir (61, 62).

2.5.1.1. Seramikler:

İmplant materyali olarak seramikler; alümina, hidroksiapatit, trikalsiyumfosfat ve biyocamlar olarak kullanıma sunulmuşlardır (63). Yapısal olarak ideal bir dental implant materyali olmalarına rağmen, elektrik ve ısı geçirgenliği ve de kırılma gibi dezavantajlara sahiptir (31).

Hidroksiapatit ve trikalsiyumfosfattan yapılmış implant vidaları, üzerine gelen yükleri taşımak için yeterli direnci gösteremezler (63). Yapılan çalışmalarda, seramik implantların; kemikle, fonksiyonel yüklenmeyi karşılayamayan bir kimyasal bağ oluşturdukları, düşük bükülme direncine sahip oldukları ve yüksek derecede çözünürlük gösterdikleri bildirilmiştir (28, 64, 65). Bu nedenlerden dolayı seramikler dental implantlarda sıklıkla yüzey kaplama materyali olarak kullanılırlar (31, 34).

2.5.1.2. Polimerler:

İmplant materyali olarak; polimerler, poliüretanlar, poliamid fiberler ve polimetilmetakrilat reçineler kullanılmıştır (28, 63). Bu materyallerin esnekliklerinin periodontal bağların mikro hareketlerini taklit edecekleri ve doğal diş ile implant bağlantısının yapılabilmesine olanak sağlayacağı düşünülmüştür. Fakat zayıf mekanik ve biyolojik özelliklerinden dolayı kullanım alanı bulamamışlardır. Günümüzde polimerler kuvvet kırıcı olarak implant üst yapılarında kullanılmaktadır (31, 66).

2.6. İmplant endikasyon ve kontrendikasyonları:

2.6.1. İmplant endikasyonları:

- 1) Protetik tedavi ile tutuculuk sağlanamayan tam dişsiz hastalar,
- 2) Oldukça uzun köprü gövdesi sabit protez olguları,
- 3) Hareketli bölümlü protez kullanımında güçlük çeken kısmi dişsiz hastalar,
- 4) Kusma refleksi olan ve hareketli bölümlü protez kullanamayan hastalar,
- 5) Protetik tedaviye bağlı mukoza irritasyonu ve kret rezorpsiyonu kontrol edilemeyen hastalar,
- 6) Protezin stabilizasyonunu bozan parafonksiyonel ağız alışkanlıkları olan hastalar,

- 7) Herhangi bir dişsiz sahada veya tam protezin yerleştiği yumuşak dokularda oluşan ciddi değişiklik durumlarında,
- 8) Oral müsküler koordinasyonun zayıf olduğu durumlarda,
- 9) Doku toleransının düşük olduğu durumlarda,
- 10) Endodontik ve cerrahi olarak tedavi edilemeyen dişlerde çekimi takiben,
- 11) Tek taraflı dişsiz sonlanan vakalarda,
- 12) Tek diş eksikliklerinde,
- 13) Doğal dişlerin konum ve sayı açısından sabit protez ayağı olarak yeterli olmadığı ağızlar,
- 14) 16 yaşından küçük çocuklarda ortodontik ankraj olarak
- 15) Diş agenezi olgularında (3, 67, 68).

2.6.2. İmplant kontrendikasyonları:

2.6.2.1. Mutlak kontrendikasyonlar:

1. Majör psikolojik bozukluklar
2. Riskli kalp patolojileri
3. Kontrol edilemeyen sistemik rahatsızlıklar
4. Alkol ve ilaç bağımlılığı
5. Hastanın yaşı (Büyüme çağındaki genç hastalar)

2.6.2.2. Göreceli kontrendikasyonlar:

1. Yetersiz kemik hacmi ve/veya kötü kemik kalitesi
2. Yetersiz interoklüzal (çeneler arası) mesafe
3. Risk taşıyan hastalar (radyasyon almış hastalar, brüksizm, kontrol edilemeyen periodontitis, sigara, vb.)

2.6.2.3. İntraoral kontrendikasyonlar:

1. Uygun olmayan çeneler arası ilişki,
2. Problemlerli oklüzal ve fonksiyonel ilişkiler,
3. Alveoler kemikteki patolojiler,

4. İlgili çene kemiği bölgesinin radyasyona maruz kalması,
5. Oral mukozanın patolojik değişimleri,
6. Xerostomia,
7. Makroglossia,
8. Restore edilmemiş dişler ve kötü ağız hijyeni (69).

2.7. İmplant doku etkileşimi ve osseointegrasyon:

İmplant dizaynında en önemli konu alveoler kemik ile fiziksel ve biyolojik olarak uyumlu materyallerin kullanılmasıdır. İdeal olarak materyal ve kemiğin bağlanması ve bu bölgede kemik oluşması istenir. Vücudun materyali yabancı bir cisim olarak algılaması istenmez (20). İlk olarak 1969 yılında Branemark tarafından tanımlanan osseointegrasyon, implant yüzeyi ile kemik arasında direkt bir ilişkiyi açıklar ve günümüzde dental implantların temel bağlanma mekanizması olarak kabul edilir. Bu durum periodontal ligamentin bulunmadığı ankiloz dişlere benzer (70).

Osseointegrasyon; dental protezi destekler ve gelen yükü transfer edecek ideal bir kemik-implant bağlantısı sağlar. Osseointegrasyonun istenilen düzeyde sağlanabilmesi için kemiğin canlılığının korunması, implant yerleştirme sırasında nekroz veya enflamasyonun oluşturulmaması gerekir. İmplantların yerleştirildiği bölgede fibröz doku bulunmamalı, kemik-implant arasındaki mesafe 10nm'den az ve kemik-implant temas yüzeyi gelecek yüklere dayanacak şekilde olmalıdır. İmplantın başarısı için osseointegrasyon vazgeçilmezdir (20).

Osseointegrasyonu etkileyen faktörler şunlardır:

1. İmplant dizaynı,
2. İmplant materyali,
3. İmplantın yerleştirilmesi esnasında kemikte travma oluşturulup oluşturulmadığı,
4. İyileşme tamamlanmadan bölgeye oklüzal yüklerin veya kuvvetlerin gelmesi (49, 71, 72).

Osseointegrasyondaki başarı kriterleri şunlardır:

1. Periimplant bölgede radyolusent alan olmamalıdır,

2. İmplantın yerleştirilmesi sonrası klinik olarak kontrol edildiğinde mobil olmaması gerekir,
3. Bir yıllık kullanım sonrasında, implantın vertikal kemik kaybı 0,2 mm den az olmalıdır,
4. Ağrı, enfeksiyon, nöropati, parestezi veya mandibular kanalın perforasyonu gibi işaret ve semptomlar bulunmamalıdır,
5. Beş yıllık gözlem sonucunda implantta %85, on yıllık gözlem sonrası ise %80'lik bir başarı gözlenmelidir (49, 73, 74).

Cerrahi olarak dikkat edilmesi gereken konuların başında, travmatik çalışma ve kemiği aşırı ısıtmaktan kaçınma gelmelidir. Tedavi planlaması yapılırken, kemiğin yoğunluğu ve boyutu dikkatlice incelenmeli, kortikal kemik ve trabeküler miktarına uygun tedavi yapılmalıdır (75).

İmplantın dizaynı ile ilgili yapılan çalışmalar, implant geometrisi ve yiv dizaynı üzerine yoğunlaşmaktadır (75, 76).

Osseointegrasyonu artırmak için günümüze kadar implant yüzey özellikleri ile ilgili pek çok çalışma yapılmıştır. Hidroksi apatit kaplama, plazma sprey kaplama, kumlama ve asitleme gibi birçok yöntem kullanılmıştır (75, 77).

Son dönemlerde nanoteknolojideki ilerlemelerin ışığı altında hidroksi apatit nano parçacıklarının kullanımı gündeme gelmiş ve bu durumun osseointegrasyonu oldukça yüksek oranda artırdığı bildirilmiştir (75, 78, 79, 80).

2.7.1. İmplant başarısını etkileyen faktörler:

İmplant başarısında pek çok etken bulunmaktadır. Bunlar;

- 1- Travmatik cerrahi, asepsi, sağlık, beslenme, hastanın uyumu, cerrahın başarısı, periyodik kontroller,
- 2- Biyouyumlu materyal kullanımı, biyomekanik tasarım, biyoaktif yüzey, makro ve mikro tutuculuk (retansiyon),
- 3- Kemik kalite ve kantitesidir (81).

Başarı kriterleri ise;

- 1- Klinik olarak test edildiğinde mobil olmaması,
- 2- Radyolojik tetkiklerde implant çevresi kemik dokuda radyolüsent alanlar olmaması,

- 3- Birinci yılın sonunda ortalama dikey kemik kaybının 0,2 mm'den az olması,
- 4- İmplantla bağı kalıcı ağrı, rahatsızlık hissi ya da enfeksiyon olmaması,
- 5- İmplantların pozisyonlarının, hem hekim hem de hasta için tatminkar olan ve planlanan fonksiyonel ve estetik protezin yapımını etkilememesidir (81).

2.8. Biyomekanik ve İmplantlar:

Biyomekanik; mekanik prensipler içerisinde, biyolojik dokuların uygulanan kuvvetlere verdikleri cevaplarla ilgilenen multidisipliner bir yaklaşımdır. Biyoloji, fizyoloji, tıp ve mekanik konularını içerir (82). Dental implantlar fonksiyon sırasında çok çeşitli yönlerde kuvvetlere maruz kalırlar. Fonksiyonel implant tasarımının amacı kuvvetleri en iyi şekilde yayarak ve dağıtarak implant destekli protezin fonksiyon görebilmesini sağlamaktır (83). Dental implantlardan çevre biyolojik dokuya kuvvet iletim mekanizmasının anlaşılması implant ömrünün belirlenmesinde önemlidir. Klinisyenin implant tasarımı ile ilgili mantık yürütebilmesi için biyomekanik kavramları iyi anlaması gerekir (82).

İmplantlardan çevre kemik dokuya kuvvet iletimi aşağıdaki faktörlere bağlıdır (84):

1. Yükleme tipi ve şiddeti
2. İmplant ve protezin materyal özellikleri
3. İmplant geometrisi
4. İmplant yüzey özellikleri
5. İmplant-kemik ara yüzeyi ve
6. Çevreleyen kemiğin yoğunluğuna bağlıdır.

2.8.1. Yükleme Tipi ve Şiddeti:

Kuvvet; belirli bir büyüklük ve doğrultuya sahip vektörel bir niceliktir.

Formülü F (kuvvet) = m (kütle) x a (ivme) birimi, Newton (N) = Kg x m/s²

İmplantoloji literatüründe kuvvet genellikle 'kilogramkuvvet' olarak ifade edilir. Kuvvet, nitelik olarak çekme (tensile), sıkıştırma (compressive) veya makaslama (shear) olarak sınıflandırılır (83).

Dental implantlar üzerine fonksiyon sırasında kuvvetler gelebileceği gibi çiğneme olmadan da yanak, dudak ve dil kaslarının etkisiyle sürekli kuvvet gelebilir yani pasif uyuma sahip üstyapıları olan implantlarda bile okluzal yükler gelmezken dental implantlar üzerinde

birtakım kuvvetler etkili olmaktadır. Bu kuvvetler genelde çok küçük olmakla beraber dil itme gibi parafonksiyonel alışkanlıklara sahip hastalarda alışkanlığın şiddeti ile artabilir (4, 83, 85, 86, 87, 88).

Doğal dişlere gelen kuvvet dağılımı periodontal ligamentin mikro hareketi sayesinde olur. İmplantlarda ise böyle bir durum söz konusu olmadığından kuvvet dağılımı olamaz ve kuvvetin büyük kısmı kret tepesinde yoğunlaşır (85, 86). Kemik implant ara yüzeyinde oluşabilecek 3 ana kuvvet vardır. Bunlar; sıkışma, çekme ve makaslama tipi kuvvetlerdir. Kemik daha çok sıkışma tipi kuvvetlere dayanıklıdır. Çekme tipi kuvvetlere % 30 daha az makaslama tipi kuvvetlere de % 65 daha az dayanıklıdır (83). Bu nedenle implant tasarımında makaslama ve çekme tipi kuvvetleri en aza indirebilecek geometrilerde implantlar üretilmelidir. Sıkışma tipi kuvvetler implant parçalarını bir arada tutan vidalarda da en iyi kabul edilebilen kuvvetlerdir (86, 88).

İmplant üzerine gelen kuvvetleri geometrik özelliklerine bağlı olarak bahsedilen üç tipe dönüştürerek kemiğe iletmektedir. Kemik ara yüzündeki vertikal yükler kret tepesinde yoğunlaşır. Lateral yükler ise bu kuvvetlerin büyüklüğünü arttırır. İmplantlar üzerine gelen bu kuvvetlerin dağıtılmasında protez şekli ve kasp eğimleri de etkilidir (89).

Barbier ve ark. IMZ marka implantları etrafındaki aksiyel ve aksiyel olmayan yükleri sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile incelemişler, çalışmalarında özellikle horizontal yüklerin azaltılması gerektiğini göstermişlerdir (90).

Kemik, belli bir eşik altındaki mekanik uyarılara ve bu uyarılar sonucu oluşan deformasyonlara remodelasyonla cevap vermektedir (91). Ancak, biyomekanik çalışmalar sonucunda elde edilen verilere göre kemik kaybı statik veya dinamik yüklemelerde farklılıklar göstermektedir. Gotfredsen ve ark. köpek mandibulasına yerleştirdikleri implantlar arasındaki ekspansiyon vidasını aşamalı olarak aktive ederek, implantlara lateral statik yükler uyguladıkları çalışmalarında, yükleme sonrasında, kontrol grubuna göre, yük uygulanan implantlar çevresinde daha yüksek yoğunluklu kemik oluşumunu ve kemik implant temasının daha fazla mineralize olduğunu göstermişlerdir (92). Geng yaptığı literatür taramasında bir dental implantın, başarı veya başarısızlığında ana faktörün, implantın kuvvetleri çevre kemiğe iletme tarzı ve miktarının olduğunu vurgulamıştır (93).

Duyck ve ark. (94) tavşan tibiaları üzerinde statik ve dinamik yüklemeler uygulayarak yaptıkları çalışmada, dinamik yüklemelerde implantlar çevresinde kemik rezorpsiyonları belirlerken, statik yüklenen implantlarda, çevre kemiğin korunduğunu ve kontrol grubuyla farklılık göstermediğini bulmuşlardır. Araştırmacılar, bu çalışmaların kapsamında belirli bir değere kadar olan dinamik yüklemelerin kemik formasyonuna neden olabileceğini belirtmekle birlikte, aşırı dinamik yüklemelerin kemik deformasyonuna sebep olacağını, statik yüklemelerin ise deney kapsamında uygulanan kuvvet limitleri dahilinde zararlı olmadığı sonucuna varmışlardır. Ağız içerisinde bir implanta statik yük uygulamanın en tipik örneği pasif uyumu olmayan protetik üstyapılardır. Günümüzde kullanılan tekniklerde üstyapıların pasif uyumunun çoğu zaman mümkün olmadığı bilinen bir gerçektir (95). Bazı araştırmacılara göre implant tedavisinin uzun dönem başarısı için pasif uyum ön şarttır (96). Ancak deneysel çalışmalar sadece protetik üstyapı uyumsuzluğu nedeniyle marjinal kemik rezorpsiyonu olmadığını, kemiğin bu tip yüklere toleransı olduğunu göstermektedir (97).

2.8.2. Çiğneme Kuvveti:

Doğal dişlerden farklı olarak implantlar kemikle direk temasta olduklarından üzerlerine gelen kuvvetleri doğrudan kemiğe iletirler. Bu nedenle kemik implant bütünlüğünün dolayısı ile osseointegrasyonun korunmasında çiğneme kuvvetlerinin de belirgin önemi vardır (98).

Dişsizlik süresi arttıkça maksimum çiğneme kuvveti azalmaktadır. Bununla birlikte implant yerleştirilmesini takiben yıllar içinde, çiğneme kuvvetlerinde tekrar artış görülebilir (99). Kastaki kasılma gücü ve maksimum ısırma kuvveti; cinsiyet, kas hacmi, egzersiz, diyet, ısırma lokasyonu, parafonksiyon, dentisyonun durumu ve yaşa bağlı olarak değişir (100, 101).

10 mm uzunluğunda ve 4 mm çapındaki bir implantın vertikal eksenindeki ortalama maksimum çiğneme kuvvetlerine ve destek kemiğe fizyolojik limitler dahilinde kuvvet ileterek karşı koyabildiği gösterilmiştir (102). Erken implant kayıp nedenlerinden biri de parafonksiyonel çiğneme kuvvetleridir (83).

Ağız ortamındaki çiğneme kuvvetleri göz önüne alındığında; FEM analizinde gerçeğe yakın sonuçlar alınabilmesi için sadece horizontal veya vertikal yüklemelerin değil aynı zamanda oblik yüklemelerin de özellikle uygulanması gerektiği literatürde belirtilmektedir.

Ayrıca çiğneme kuvvetleri değiştirilemeyeceğinden bu yüklerden kemiğe iletilecek stresleri azaltma yöntemlerinin araştırılmasının önemi vurgulanmaktadır (83).

2.8.3. İmplant Geometrisi:

İmplant gövdesinin makrodizaynı, implant-kemik arayüzeyindeki kemik cevabı açısından önemli bir role sahiptir. İmplant gövdesinin şekli, fonksiyonel kuvvetler altında stres iletimi ve implantın yerleştirilmesi esnasında primer stabilite açısından önemlidir. Farklı tasarımlardaki implantların kemiğe ilettikleri stresler, bu streslerin dağılımı ve şiddetleri ile ilgili FEM ile yapılmış birçok çalışma mevcuttur (103, 104, 105).

İmplant geometrisinin değişmesiyle kemiğe iletilen stres miktarının değiştiği birçok araştırmada vurgulanmaktadır (4, 85, 106, 107). Günümüzde kullanılan implantlar gövde geometrileri açısından kök formundadır. Bu formlar üretici firmalara göre değişerek, apikale doğru düz, daralan, ovoid biçimde sonlanan veya genişleyen şekillerde olabilir. Bu formlar arasındaki temel fark gövdenin tork uygulanarak kemiğe yerleştirilmesini sağlayan yivlere sahip olup olmamasına dayanmaktadır. Bu tipte tasarıma sahip implantlar vida tipi (screw type) implantlar olarak adlandırılırken yivsiz olan ve kemiğe itilerek yerleştirilen implantlara ise silindirik (pres-fit cylinder) implantlar adı verilmektedir (108). Vida tipindeki implantlar kemiğin daha iyi kabul edebileceği kuvvet dağılım özellikleri sergilerken, özellikle silindirik implantlar gelen okluzal yüklerin kemiğe makaslama tipi kuvvetler halinde iletilmesine sebep olmaktadır (50, 83). Kan ve ark. (109) yaptıkları retrospektif taramada vida tipi implantların başarı oranının silindirik implantlara göre daha fazla olduğunu ileri sürmüşlerdir.

İmplant geometrisinden söz ederken implantın;

- Çapı,
- Uzunluğu,
- Yiv geometrileri,
- Yüzey özellikleri ve
- Boyun bölgesi özelliklerinden bahsetmek gerekir.

2.8.3.1. İmplant Çapı:

Endosteal dental implantların 50 yıllık tarihçesine bakıldığında; kök formulu implantların çapları 1960 ve 1970 senelerinde 2mm'den daha azdı. Bu tip implantlara Jacques Scialom'un iğne tip implantları da deniyordu (22). Daha geniş çaptaki implantlar ilerleyen zamanla beraber piyasaya sunuldu. Branemark ilk defa 3.75 mm çapındaki implantı piyasaya sunan implant üreticisi olmuştur (22).

Primer stabilizasyonun sağlanmasında implant boyundaki kısıtlamalar, implant çapındaki artış ile telafi edilir (110, 111).

Jae-Hoon Lee ve arkadaşlarının (112) yaptıkları bir araştırmada, ideal implant çapının maksimum stabiliteyi sağlayabilmek için alveoler krette, bukkal ve lingual kortikal tabakaya en yakın temasta olacak şekilde seçilen implant çapı ile sağlanabileceğini savunmuşlardır (112).

İmplant çapındaki artış ile implant-kemik temas alanında artış sağlanmaktadır. Ancak bu artış geniş çaplı implant kullanımı ile elde edilen bir artış olarak düşünülmemelidir. Bu artışın geniş çaplı implantların aynı boydaki daha dar olan implantlara göre yüzey alanındaki artışa paralel bir artış olarak tanımlanması daha doğru olacaktır (113). Bu konuya bir örnek olarak; 3 mm'lik bir implantın çapındaki 1 mm'lik bir artış, aynı uzunluktaki implantın yüzey alanında % 35 artışa sebep olacaktır. Dolayısı ile artan temas alanı ile beraber, primer stabilitede ve streslere karşı dirençte artış sağlanacaktır (58). Ayrıca implant çapındaki artış ile belirli sabit bir kuvvet altında implantın kırılmaya karşı dayanıklılığı ve direncide belirgin oranda artış göstermektedir. Böylece dayanak üzerindeki gerilmeler de azalmaktadır (114). İmplant çapındaki artışla beraber dayanak-implant birleşimindeki streslerde azalmalar en belirgin olarak 6 mm çapındaki implantlarda görülür. Bu çalışmaya göre, peri-implant streslerde belirgin bir azalma sağlayabilmek için kritik bir implant çapını sağlayabilmek gereklidir (115).

İmplantların yerleştirilmesi esnasında özellikle kemik kalitesinin düşük olduğu durumlarda primer stabilitenin sağlanabilmesi zorlaşacaktır (116). Bu durumlarda implant mobilitesini azaltmak için farklı cerrahi teknikler ve farklı implant tasarımları sunulmuştur. Langer ve ark. kemik yoğunluğunun düşük olduğu durumlarda primer stabiliteyi arttırmak için geniş çaplı implant kullanımını önermişlerdir (117).

Geniş çaplı implantların bir başka belirgin avantajı da, özellikle premolar ve molar diş bölgelerinde diş çekimi esnasında yerleştirilen implantların çekim soketi ile olan uyumunda, daha fazla krestal bölgede kemik teması sağlayabilmesindedir. Langer ve ark. yaptıkları bir çalışmada diş çekim soketlerine immediat yerleştirilen geniş çaplı implantların, standart ve düşük çaplı implant gövdelerine göre krestal kemik temasının daha fazla olacağını ve dolayısı ile implantın uzun dönem başarısının daha olumlu olacağını belirtmişlerdir (117).

Klinik olmayan pek çok çalışmada implant çapındaki artışla birlikte kuvvet dağılımının daha ideal olduğu gösterilmiştir. Ancak bu konu, klinik çalışmalarda da tartışmalıdır. Ivanoff ve ark. (118) 5 yıllık retrospektif bir çalışma raporu sunmuşlardır. Bu rapora göre 3,75 mm çapındaki implantların başarısızlık oranı % 5, 4 mm çapındaki implantların başarısızlık oranı % 3 ve 5 mm çapındaki implantların başarısızlık oranı % 18 olarak bulunmuştur. Araştırmacılar 5 mm çapındaki implantlarda görülen yüksek başarısızlığın nedeni olarak bu implantların genelde primer stabilitenin sağlanmasının zor olduğu kritik vakalarda kullanılmasından kaynaklandığını vurgulamışlardır (118).

Geniş çaplı implantların bahsedilen avantajlarının yanı sıra bazı dezavantajları da bulunmaktadır. Yapılan çalışmalarda özellikle implant çapının 5 mm' den daha fazla olduğu durumlarda, implant yuvasının hazırlanması esnasındaki aşamaların enstrümantasyonun daha fazla olması nedeni ile kemiğin daha fazla ısıya maruz kalabileceği ve sonuçta kemik-implant ara yüzeyinde kısa dönemde başarısızlık olabileceği bildirilmiştir (117, 119).

Bahat ve ark. ise 5 mm çapındaki implantlarda % 97' ye varan uzun dönem başarı oranı bildirmişlerdir (120). Ivanoff ve ark. yaptıkları deneysel çalışmada implant stabilitesinin artması için geniş çaplı implantların kullanılmasını önermişlerdir (115). Winkler ve ark. yaptıkları klinik çalışmada 3 mm - 4 mm çaplarındaki implantlarda başarı oranını % 90, 7; 4 mm - 5 mm çaplarındaki implantların başarı oranını % 94, 6 olarak tespit etmişlerdir (128). Diğer bir çalışmada ise implant çapının özellikle 5 mm'den fazla olduğu durumlarda implant

yuvasının hazırlanması sırasında kemiğin fazla ısındığı ve implant kemik ara yüzeyinde kısa dönemde başarısızlık olabileceği bildirilmiştir (119).

Geniş çaplı implant kullanımının bir diğer avantajı da protetik parçaların yerleştirilmesinde yüksek tork kullanılabilmesine izin vermesidir. Siamos ve ark. yaptıkları in vitro çalışmada 25, 30, 35 ve 40 N ile sıktıkları dayanakları, dinamik yüklemeye tabi tutmuşlardır. 30 N üstü sıkıştırma torku değerlerinin dayanak stabilitesi ve vida gevşemesini önlemede önemli olduğunu göstermişlerdir (121).

Dar çaplı (narrow-diameter) implantlar, implant yerleştirilmesi planlanan bölge eğer 5 mm'den daha az kemik çapına sahipse kullanılırlar. Dar çaplı implantlar, mini implantlar ile karıştırılmamalıdır. Mini implantların çapı 2,7 mm veya daha azdır (122). Mini implantlar geçici protezlerin desteklenmesinde kullanılırlar, daimi protez yapımında kullanılabileceklerine dair bilimsel veri bulunmamaktadır. Dar çaplı implantların birincil endikasyonu ise anterior ve maksiller lateral diş eksikliklerinin implantla restorasyonudur (123).

Geniş çaplı implantların daha fazla implant kemik teması sağlaması, dayanak ve çevre kemikte daha az strese neden olması gibi avantajları nedeniyle vertikal yöndeki rezorbsiyonun çok fazla olduğu maksillada greft yerleştirilmesine alternatif olarak sunulmuştur (124).

2.8.3.2. İmplant Uzunluğu:

İmplant uzunluğu implant platformu ve implant apeksi arası mesafe olarak tanımlanır. İmplantolojide genel kanı implant boyunu mümkün olduğu kadar uzun tutulup implant başarı oranını arttırmaktır (107). Bu ise ağzın pek çok bölgesinde anatomik kısıtlamalar nedeniyle yapılamamaktadır. Gerek anatomik kısıtlamalar gerekse cerrahi risklerin artışı araştırmacıları mümkün olan en kısa implantların kullanımının araştırılmasına yöneltmiştir (83).

Yapılan çalışmalarda; implant uzunluğu ve başarı oranı arasında belirgin bir doğrusal başarı ilişkisi kanıtlanmamış olsa da, kısa boylu implantların istatistiksel olarak daha az başarılı olduğu gösterilmiştir (125).

Wyatt ve ark.'nın (126) yaptığı çalışmada; birçok implant markasının ürettiği 7 mm uzunluğundaki dental implantların, en düşük başarı oranına sahip olduğu bildirilmiştir. Ancak implant uzunluğu ve uzun dönem başarı arasındaki ilişki ile ilgili kısıtlı sayıda çalışma vardır (126).

Misch ise, özellikle anterior mandibulada uzun implant yerleştirilmesi için uygulanan cerrahi sırasında implant başarısızlığına yol açacak kadar kemikte ısınmanın olabileceğini göstermiştir (127).

Winkler ve ark. yaptıkları klinik takipte 7 mm uzunluğundaki implantlarda 3 senelik başarı oranını % 66,7, 16 mm uzunluğundaki implantlarda ise % 96,4 olarak bulmuşlardır (128).

Misch yaptığı bir FEM analizi çalışmasında 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 30 mm'lik implantları kemik modellere yerleştirmiş ve 50 N'luk lateral kuvvet uygulamıştır. Araştırmanın sonucunda implant uygulanan lateral kuvvet ile implanttan kemiğe aktarılan kuvvet arasında oransal bir dağılım olmadığı gözlenmiştir. 10 mm ile 15 mm uzunluğundaki implantlar kuvvetleri dağıtmada yeterli bulunmuştur. Bütün implant modellerinde implant uzunluğundan bağımsız olarak stres yoğunluğu kret tepesinde toplanmıştır (83).

2.8.3.3. Yiv Tasarımı:

Yiv tasarımları dental implantların biyomekaniği açısından önemli bir yere sahiptir (85, 129, 130, 131). Yivler primer stabilizasyonu ve implant yüzey alanını arttırmak, implant-kemik ara yüzeyinde stres dağılımını sağlamak için implant tasarımında kullanılırlar (118,132). İmplanttaki fonksiyonel yüzey alanını belirleyen değişkenler şunlardır (22).

1. Yiv Adımı (thread pitch)
2. Yiv Şekli (thread shape)
3. Yiv Derinliği (thread depth)

2.8.3.3.1. Yiv adımı:

Komşu iki yiv formunun uzun aksına çizilen 2 paralel çizgi arasındaki mesafedir (V şekilli yivler için) veya aynı aksiyel düzlemde, birim uzunluktaki yiv sayısıdır (83). Yiv adımı azaldıkça diğer bir ifade ile yiv sayısı artıkça diğer tüm değişkenler sabit iken implantın fonksiyonel yüzey alanı artacaktır.

Günümüzde en çok kullanılan implant yiv adımları Straumann' da 1,5 mm; SteriOss' da 0,8 mm; Nobel Biocare, Zimmer, 3i ve LifeCore' da 0,6 mm; BioHorizons' da 0,4 mm' dir (22). İmplant yiv sayısı azaldıkça yani vida adımı artıkça özellikle daha yoğun (dens) kemiklerde cerrahi yerleştirme zorlaşacaktır.

2.8.3.3.2. Yiv şekli:

İmplant yiv şekilleri çok çeşitli şekillerde olabilmelerine karşın genel olarak "V" şekilli, kare şekilli, ters payanda şekilli olanları kullanılmaktadır.

Mühendislikte "V" şekilli tasarım sabitleyici (fixture) olarak adlandırılır, genelde yük transferi için değil metal parçaları birbirine sabitlemek için kullanılır. Ters payanda şekli çekme kuvvetlerine direnç gösterilmesi için tasarlanmıştır. Oysa dental implant uygulamalarında daha çok okluzal, gömülme kuvvetlerine karşı direnç gösterecek yiv formlarına ihtiyaç vardır (83). İmplantlardan kemiğe iletilen kuvvetlerin makaslama tipi (shear loading) olması istenmeyen bir durumdur. Çünkü bu kuvvetler kemikte çok fazla yıkıcı etkiye sahiptirler (82, 103, 133, 134). Bu yüzden özellikle zayıf ve düşük yoğunluktaki kemikte implant-kemik ara yüzeyinde oluşması muhtemel makaslama tipi kuvvetleri azaltacak bir implant tasarımının oluşturulması implantın uzun dönem başarısını arttırabilir (105).

2.8.3.3.3. Yiv Derinliği:

İmplantın en geniş çapı ve implant gövdesi arasındaki fark yiv derinliğini ifade eder (108). Diğer değişkenler sabit olduğunda implant yiv derinliğinin artması fonksiyonel yüzey alanını arttıracaktır.

2.8.3.4. İmplant geometrisinin stres dağılımına etkisi:

Endoosseoz implantlarda kemikle bağlantıda periodontal fonksiyon yoktur. Bunun yerine yüzey basıncının azaltılarak karşılanması için implant yüzeyinin olabildiğince arttırılması istenir. İmplant yüzeyi yivler veya çeşitli yüzey uygulamaları ile pürüzlendirilerek arttırılabilir (135).

İmplant gövdesinin makro dizaynı implant kemik ara yüzeyindeki cevap açısından önemli bir role sahiptir. İmplantın yerleştirilmesi esnasındaki primer stabilite fonksiyonel kuvvetler altındaki yük iletimi açısından önemlidir (22, 136, 137).

İmplant makro dizaynındaki değişiklik, implant çapındaki değişikliğe göre yüzey alanını daha fazla etkiler. Aynı boyuttaki vida tipi implanta göre silindirik bir implant %30 daha az yüzey alanına sahiptir. 10 mm' de 10 yivi olan implantın yüzey alanı 5 yivi olana göre daha fazla olacaktır. Yiv derinliğinin 0,2 mm olduğu durum 0,4 mm olan duruma göre daha az yüzey alanına sahiptir (22).

İmplant yüzey alanını arttırma yöntemlerinden biri yüzeyin pürüzlü olarak hazırlanmasıdır. İmplantların yüzey pürüzlülüğünü arttırmak için rektifikasyon, titanyum plazma sprej, yüzey kaplaması ve fotolitografi kullanılmıştır. Ancak en sık kullanılan yöntem kumlama yöntemidir (138). Ayrıca asit aşındırma ile de implant yüzeyinde belirgin bir artış sağlanır (135, 139). Pürüzlü implant yüzeyinde daha fazla kemik teması oluşur ve düz yüzeyli implantlara göre implantın yer değiştirmesi için daha fazla kuvvet gerekir (140, 141).

Biyomekanik olarak gelen kuvvetlere dayanabilmeleri için implantlar mümkün olduğunca sert olmalıdır. İmplantların sertliği geniş çaplı implantlar kullanılarak da arttırılabilir. Çap % 30 oranında arttırılırsa implantın sertliği de 5 kat artar. Bu uygulama implant boynu etrafındaki stresi ciddi ölçüde azaltır (135). Yapılan çalışmalarda çap arttıkça stres değerinin azaldığı görülmüştür (142, 143).

Himmlova ve arkadaşlarının (143) yaptıkları bir çalışmada; uzunluğun stres üzerine olan etkisinin çapın etkisinden daha az olduğu görülmüştür. Stres daha çok implantın boyun bölümünde toplandığından geniş çaplı implantların kullanılması, çiğneme kuvvetlerinin daha

iyi dağıtılmasını sağlar (143). İmplant boynu etrafındaki kortikal kemikte stresin daha az oluşması kortikal kemikteki rezorpsiyonu önleyerek implantları başarı oranını arttırır (142).

2.8.4. İmplant materyalinin seçimi:

Çiğneme sisteminde oluşan kuvvetlerin yoğunluğu ve şiddeti, dental implant materyallerinin seçiminde önemli bir etkiye sahiptir. Silikon, karbon, hidroksiapatit gibi birçok materyalin yapısal dayanıklılıkları, implant tasarımına uygun olmayacak ölçüde düşüktür. Bu tip materyaller ancak implantların yüzeylerini kaplamak için kullanılabilirler. Titanyum ve titanyum alaşımlarının diş hekimliği ve ortopedik uygulamalarda uzun dönem çalışmalarda başarılı olarak kullanıldıklarını bildiren çok sayıda çalışma mevcuttur (144). Titanyum ve titanyum alaşımlarının mükemmel biyouyumluluğa sahip olduğu yapılan çalışmalarla kanıtlanmıştır (144). Yüzeyindeki titanyumoksit tabakası sayesinde lokal dokular tarafından çok iyi tolere edilir. Titanyum alaşımlarından Titanyum-alüminyum-vanadium (Ti-6AL-4V) mekanik, fiziksel özellikleri ve korozyona direnci açısından biyouyumluluğu en iyi olan metalik biyomateryallerdendir (144).

2.8.5. İmplant- Kemik Arayüzeyi:

İmplant-kemik ara yüzünde 2 tip kemik implant ilişkisinden söz edilebilir.

1. Tam implant-kemik teması (osseointegrasyon)
2. Fibröz doku implant ilişkisi

İkinci durum klinik olarak başarısızlığı ifade eder ve FEM analizinde modele edilmezler.

Klinik çalışmalar, zaman içerisinde implantlar çevresinde kret tepesinde kemik kaybı olduğunu göstermektedir (145). Albrektsson ve ark. fonksiyondaki bir implantta ilk yıl 1,2 mm'ye kadar, bunu takip eden her yıl için 0,2 mm'ye kadar olan krestal kemik kaybının klinik olarak kabul edilebilir olduğunu belirtmişlerdir (29). Bu limitleri aşan kemik kaybı patolojik olarak kabul edilmiş ve plak birikimi veya aşırı okluzal kuvvetler nedeniyle olduğu öne sürülmüştür (145, 146, 147).

2.8.6. Çevreleyen Kemiğin Yoğunluğu:

Dişsiz alandaki kemiğin yoğunluğu; implant seçiminde, tedavi planlamasında, cerrahi yaklaşımda, iyileşme süresinde ve protetik üstyapının yüklenme aşamasında belirleyici bir faktördür (22). Dental implantlarda osseointegrasyonun oluşabilmesi için, implantı çevreleyen kemiğin yeterli yükseklik ve genişlikte olmasının yanında aynı zamanda yeterli kemik yoğunluğu da gereklidir.

İmplantların başarısında düşük ve yüksek kemik yoğunluklarını karşılaştıran pek çok araştırma vardır. Bu araştırmalarda, implantların kısa ve uzun dönem kaybı düşük yoğunluklu kemikte daha fazla bulunmuştur (127, 148, 149, 150). Adell yaptığı 15 yıllık klinik gözlemlerde mandibuler anterior bölgedeki implantları maksiler anterior bölgedeki implantlara göre %10 daha başarılı bulmuştur (149). En fazla başarısızlık oranı ise posterior maksillada bulunmuştur (147). Truhlar ve ark. 2217 implant üzerinde yaptıkları periotest ölçümlerinde en düşük değerleri tip IV kemikte bulmuşlardır (151).

Sennerby ve ark. tavşanlarda yaptıkları bir çalışmada, sadece üç yivi ile kortikal kemiğe stabilize edilen bir implantın, tamamen trabeküler kemikle sarılmış implanta göre daha yüksek oranda implant- kemik teması sağladığını göstermiştir (152).

Jaffin ve Berman 1054 implant üzerinde yaptıkları klinik çalışmada; Tip I, Tip II, Tip III kemiklerde implantların başarısızlık oranını %3 olarak belirlemişler. Aynı çalışmada tip IV kemik yoğunluklarına sahip bölgelerde başarısızlık oranı % 35 olarak rapor edilmiştir (153).

Sevimay ve diğerleri yaptıkları sonlu elemanlar stres analizi çalışmasında D1 ve D2 kemikte stres dağılımını D3 ve D4 kemiğe göre daha homojen bulmuşlardır (6).

Ağızda görülme yerlerine göre en dens kemik anterior mandibulada en pöröz kemik ise maksiler posterior bölgede gözlenir. Bununla birlikte kemik yoğunluğu hastanın dişsiz kaldığı süreye, dişlerin çekiminden önce veya sonraki parafonksiyonel alışkanlıklarına, kas ataşmanlarına, hastanın sistemik durumuna ve hormonal etkilere bağlı olarak değişebilir (22).

2.9. Kemik:

Kemik, ileri derecede özelleşmiş mineralize bir bağ dokusu olup insan iskeletine destek sağlar (154). Hücre ve dokunun birleşiminden oluşan hücre dışı matriks yapısındadır. Kemiğin %23'ü organik matriks, %77'si hidroksiapatitten oluşur. Dentin gibi organik matriksin %86'sı tip 1 kollajen içerir. Bu, kemiğe elastik ve viskoelastik özelliğini verir. Dentine göre hidroksiapatit kristalleri daha az ve küçüktür. Kemik, damarlanmasından dolayı vücut için majör kalsiyum ve fosfat deposudur (120).

Kemik, üç tip hücrenin kompleks aktivitesi sonucu meydana gelir. Bu üç hücre osteoblast, osteoklast ve osteositir (138).

Kemiğin hücre dışı matriksi (osteoid) osteoblastlar tarafından yapılır. Bu matriks periost ve endosteumun en içteki tabakasını oluşturur. Ayrıca osteoblastlar hücre dışı matriksin mineralizasyonunu sağlar. Kemik oluştuğu osteoblastlar hücre dışı matrikste gömülü kalırlar ve osteosit adını alırlar. Bu hücreler lakunanın içinde yer alır ve diğer lakunalarındaki hücrelerle kanallar yardımıyla iletişim kurup, kemiğin canlılığını devam ettirirler. Damarlarla beslenme zarar görürse veya 45 derecenin üzerindeki sıcaklığa birkaç dakikadan daha uzun süre maruz kalırlarsa bu hücreler ölür. Diğer bir hücre; osteoklast, hücre dışı matriksi dekalsifiye eder ve kemiğin organik bölümünü rezorbe eder. Osteoblastik ve osteoklastik aktiviteler kemik yenilenmesini yönlendirirler. Bu hayat boyu devam eden bir süreçtir (20). Kemik iki farklı tabakadan oluşur. Dış kabuğu kortikal (kompakt) kemik olarak tanımlanır ve mekanik destek sağlar. Merkezde yer alan spongioz (trabeküler) kemik metabolik fonksiyonları kontrol eder. Kortikal kemikte daha sıkı bir fibriler yapı izlenirken, spongioz kemiğin matriksi daha gevşek organize olmuştur. Spongioz kemik makroskopik olarak hematopoetik elemanların yerleştiği bir bal peteği görünümündedir (138,154).

Dental iskelet yapısı bazal kemik tarafından oluşturulur. Bazal kemik ilgili kas bağlantılarının birçoğunu içerir ve fetusta dişlerin oluşumundan önce şeklini alır. Alveoler kemik ilk diş tomurcuklarını çevreleyen hertwig epitel kınının oluşumu ile şekillenir. Alveoler kemik süt veya daimi dişlerin eksik olduğu durumda oluşmaz. Diş ve alveoler kemik arasındaki ilişki hayat boyu devam eder. Wolff kanununa göre, gelen kuvvetler kemiğin yeniden şekillenmesini (remodeling) etkiler. Kemik afonksiyonel hale geldiğinde iç ve dış yapısında belirgin değişiklikler görülür. Kemiğin formunu ve yoğunluğunu koruyabilmesi için

uyarılmaya ihtiyacı vardır. Roberts, iskelet sistemindeki %4'lük gerilimin kemiğin devamlılığını sağladığını ve yıkım (rezorpsiyon) ve formasyon aşamalarını dengelediğini söylemiştir (22). Diş, çevresindeki kemiğe gerilme ve baskı streslerini iletir. Bu kuvvetlerin kemiğin inorganik bölümünü oluşturan durapatitin tamamlanmamış kristalleri için piezoelektrik etkisi vardır. Bir diş kaybedildiği zaman kalan kemikteki uyarılma (stimulasyon) eksikliği bu bölgede kemik yoğunluğunda ve trabeküllerde azalmaya neden olur. Diş kaybından sonra kemiğin genişliği ilk yıl içerisinde %25 oranında azalırken, yüksekliğinde yaklaşık olarak 4mm'lik bir azalma görülür (22).

2.9.1. Kemik Sınıflandırmaları:

Günümüzde en çok kabul gören 2 kemik sınıflandırması vardır. Bunlardan biri Lekholm ve Zarb sınıflandırması diğeri ise Misch sınıflandırmasıdır (83).

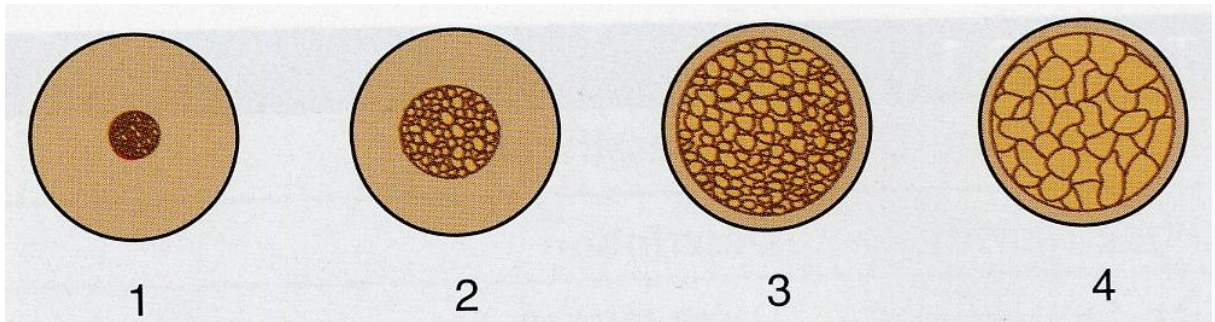
2.9.1.1. Lekholm ve Zarb sınıflandırması:

Tip I (Q 1) kemik kalitesi: Homojen kompakt kemiği,

Tip II (Q 2) kemik kalitesi: Yoğun trabeküler kemiği çevreleyen kalın kortikal kemiği,

Tip III (Q 3) kemik kalitesi: Yoğun trabeküler kemiği çevreleyen ince kortikal kemiği,

Tip IV (Q 4) kemik kalitesi: Poröz (düşük yoğunlukta) trabeküler kemiği çevreleyen ince kortikal kemiği ifade eder.



Şekil 1) Lekholm ve Zarb'a göre kemik sınıflandırılması

2.9.1.2. Misch sınıflandırması:

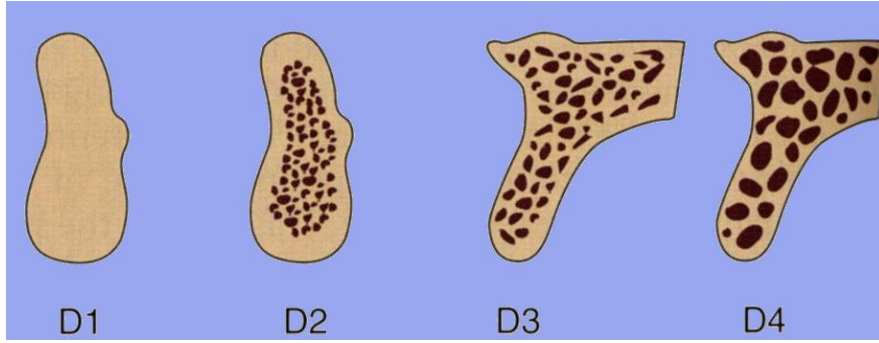
D1 kemik: Yüksek oranda mineralize olmuş yoğun kortikal kemikten oluşur ve aşırı rezorbe dişsiz anterior mandibulada bulunur.

D2 kemik: Dışta ince, yoğun kortikal kemik, içte kalın spongiöz kemikten oluşur. Anterior-posterior mandibula, anterior maksillada ve nadiren posterior maksillada görülür.

D3 kemik: Dışta daha ince gözenekli kortikal kemik ve içte ince spongiöz kemik vardır. Anterior ve posterior maksilla, posterior mandibula ve anterior mandibulada görülür.

D4 kemik: Hemen hemen hiç kortikal kemik yoktur. Kemığın tamamı ince spongiöz kemikten oluşur. Sıklıkla posterior maksillada bulunur.

D5 kemik: Mineralizasyonu tamamlanmamış, olgunlaşmamış kemiklerdir. Çok yumuşaktır.



Şekil 2) Mish'e göre kemik sınıflandırılması

2.9.2. İmplant makro geometrisi ve kemik yoğunluğu ilişkisi:

Kemik yoğunluğu azaldıkça kullanılan implantın fonksiyonel yüzey alanı arttırılmalıdır. Bu ise implant sayısının arttırılması, implant çapı ve uzunluğunun arttırılması veya implant makro geometrisinin değiştirilmesi ile mümkündür. Tip IV kemikte fonksiyonel yüzey alanı diğer tüm koşullar aynı iken V şekilli yive sahip implanta göre daha fazla olan kare şekilli yiv formuna sahip implantlar kullanılabilir. Tip I kemikte ise cerrahinin de daha kolay olması için V şekilli yiv formuna sahip implantlar tercih edilebilir (22). Ayrıca kemik yoğunluğu düştükçe fonksiyonel yüzey alanı yüzeyi hidroksi apatit ile işlenerek arttırılmış implantlar tercih edilebilir (155).

2.10. Dental İmplantolojide Biyomekanik:

Biyomekanik, biyolojik dokuların, bu dokulara uygulanan kuvvetler karşısındaki tutumunu inceleyen bilim dalıdır. Biyomekanik mühendislik mekaniğinde kullanılan alet ve yöntemler ile canlı dokulardaki yapılar ve fonksiyon arasındaki ilişkiyi inceler. İmplant tedavisinin ve restoratif işlemlerin uzun dönem başarısında, biyomekanik konsept ve prensiplerin önemli bir yeri vardır. İmplantolojide, dental implant tasarımlarının, çene kemiğine ilettiği mekanik yükler ve bu yüklere karşı çene kemiğinin gösterdiği cevap halen tartışılan bir konudur (22).

İmplant destekli restorasyonlarda biyomekanik etkiler çeşitli faktörlere bağlıdır. Bunlar;

- Kuvvetin yönü
- Kuvvetin şiddeti
- Protez tipi
- Protez materyali
- İmplant tasarımı
- Destek implantların sayısı ve dağılımı
- Kemik yoğunluğu
- Karşıt arktaki dentisyon
- Mandibuler deformasyon
- Kemik-implant birleşiminin mekanik özellikleri
- Hastanın yaşı ve cinsiyeti

2.10.1. Kuvvetin Tanımı ve Dental İmplantlar Üzerinde Etkili Olan Kuvvetler:

Kuvvet cisimler arasında itme ya da çekme biçimindeki etkileşimdir. Kuvvetler temas halindeki cisimler arasında olabileceği gibi belirli uzaklıktaki cisimler arasında da (kütle çekimi, elektromanyetizma gibi) olabilir. Kuvvet vektörel bir niceliktir, Newton (N) birimiyle ölçülen bir büyüklük ve bir yön ile ifade edilir. Dental implantlar üzerine etkili olan birçok farklı kaynaklı kuvvet mevcuttur. Bu kuvvetler implantın iyileşme dönemi, yükleme dönemi ve idame dönemlerinde; şiddet, yön ve yüklemeye maruz kalınan süreler açısından farklılıklar gösterebilir. Dental implantlar okluzal yüklemelere, iyileşme fazı sonrası protetik üst yapı yapıldıktan sonra maruz kalırlar. Bu kuvvetler hastanın parafonksiyonel alışkanlıkları varlığında şiddet, frekans ve süre açısından dramatik farklılıklar gösterebilir. İmplantın

iyileşme fazında ise implant iyileşme kapağına gelen kuvvetler ve mandibulanın fleksiyonu ile implant gövdesinde pasif mekanik yüklemeler de gözlemlenebilir. Aynı zamanda dil, ağız çevresi ve yanak kasları da implantlar üzerinde düşük frekanslı horizontal kuvvetler uygulayabilirler. Bu tip yüklemeler parafonksiyonel alışkanlığı olan hastalarda daha şiddetli görülebilir. İmplant üstü protezlerin pasif olarak uyum göstermediği durumlarda da, okluzal yüklemeler olmaksızın implantlara sürekli bir kuvvet uygulanması söz konusudur (22).

2.10.2. Kuvvet Analiz Yöntemleri:

Cismin üzerine gelen kuvvetlerin nerelerde yoğunlaştığını görmek ve uygulamalar esnasında o cismin daha dayanıklı ve güçlü olabilmesi için şeklinin nasıl olması gerekliliğini önceden saptayabilmek amacıyla çeşitli kuvvet analizleri yapılır (156, 157).

Diş hekimliğinde kullanılan stres dağılımı saptama yöntemleri:

1. Gerilim ölçer (strain gauge) analiz yöntemi,
2. Fotoelastik analiz yöntemi,
3. Halografik interferometre analiz yöntemi,
4. Kırılğan vernikle kaplama yöntemi,
5. Termografik Kuvvet Analizi;
6. Radyoteleometri,
7. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemidir (157, 158, 159).

2.10.2.1. Gerilim ölçer (strain gauge) analiz yöntemi:

Gerilim ölçer, yük altındaki yapıların bünyesinde oluşmakta olan doğrusal şekil değişikliklerinin saptanmasında kullanılan bir alettir. Bunların mekanik, mekanik-optik, optik, elektrik, akustik, ve elektronik bünyeye sahip çok farklı çeşitleri ve bu farklı çeşitlerin de çok değişik uygulamaları vardır. Yük uygulandığı zaman alet o bölgedeki basınç miktarını gösterir (157, 158).

2.10.2.2. Fotoelastik analiz yöntemi:

Bu yöntemde, karışık yapılar içinde oluşan mekanik iç baskı ve stresler gözle görülebilir ışık taslakları haline dönüşmektedir. Yani fotoelastik yöntem, saydam cisimler içinden geçmekte olan polarize ışığın çift kırılması olayına dayanan optik bir olaydır. Polarize ışık hüzmesi, yüklenmiş bir materyalden geçtiğinde maddeyi farklı hızlarda kateden dikey titreşimlere dönüşmektedir. Bu faz farkı Polariskop cihazıyla gözlenir (157, 158).

Fotoelastik analiz yönteminin üç temel tekniği bulunmaktadır;

2.10.2.2.1. Fotoelastik kaplama tekniği:

Kuvvet analizi yapılacak cisme model üzerine yumuşak, kırılma özelliği gösteren plastik levhalar yapıştırılır ve daha sonra kuvvet uygulanır. Oluşan kuvvet çizgileri ise polariskopta incelenir (157).

2.10.2.2.2. İki boyutlu fotoelastik analiz tekniği:

Şayet kuvvet analizi istenen cisim iki boyutlu veya düzlemsel ise 3-5 mm'lik kalınlığa sahip fotoelastik maddelerden oluşan levhalardan o cismin modeli hazırlanır ve cisim Polariskop üzerindeyken yükleme yapıp incelenir (157, 158).

2.10.2.2.3. Üç boyutlu fotoelastik analiz tekniği:

Bu teknikte ise incelenecek cismin fotoelastik özelliği olan bir maddeden üç boyutlu bir modeli yapılır. Bu model özel koşullar altında yüklendikten sonra oluşan gerinimler dondurulur. Daha sonra kesitler alınır ve sonra Polariskopta incelenerek fotoğrafları çekilir (157, 158, 159).

2.10.2.3. Halografik interferometre analiz yöntemi:

Hologram, cisimlerin üç boyutlu görüntüsünü elde etmek için kullanılan ve bir koharent ışık kaynağından çıkan iki ışının karşılıklı etkisiyle oluşturduğu mikroskobik girişim saçaklarının kaydedilmesi işlemidir. Kayıt esnasında koharent ışık kaynağı olarak ise lazer kullanılır (157, 158, 159).

2.10.2.4. Kırılğan vernikle kaplama yöntemi:

Bu yöntemde analizi yapılacak modelin üzerine özel bir vernik sürüldükten sonra fırınlanıp yüklenmesi sağlanır. Kuvvetlerin yoğun olduğu bölgede izlenen çatlaklar, kuvvet hatlarının doğrultusunu göstermektedir (157, 158, 159).

2.10.2.5. Termografik Kuvvet Analizi:

Bu yöntem bir kuvvet karşısında materyalin içerisinde oluşan moleküler düzeydeki ısı değişikliklerinin ölçülmesi olarak tanımlanabilir. Dolayısı ile homojen materyallere uygulanan kuvvet yüklemelerinde oluşan streslerin toplamı ile orantılı olarak ortaya çıkan ısı değişiklikleri, materyal üzerinde yoğunlaşan belirli noktalarda incelenebilir (20).

2.10.2.6. Radyoteleometri:

Bu yöntem, bilgisayar donanımları ile herhangi bir materyalle bağlantısı olmadan verilerin iletimi üzerine kurulu bir yöntemdir. Yöntemde bir güç kaynağı, radyotransmitter, bir alıcı, materyal üzerine yapışan gerilim ölçerler, gerilim ölçer ampliferi, anten ve bir veri kaydedici kullanılır. Gerilim ölçer üzerinde oluşan direnç farklılıkları voltaj düşmelerine sebep olmakta, bu da radyo-elementlerin frekansını ayarlamakta ve etkilemektedir (20).

2.10.2.7. Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi (FEM):

Sonlu elemanlar analiz yönteminin temeli, sürekli ortamların daha küçük parçalara ayrılarak analitik şekilde modellenmesi ve böylelikle oluşan parçalar veya elemanlar ile ifade edilmesi esasına dayanmaktadır (20, 160).

Diş hekimliğinde sonlu elemanlar analizi ile yapılan ilk çalışma 1949 yılında Noonan'ın gümüş amalgamla yaptığı çalışmadır. Bu çalışmada dolguların merkezine kuvvet uygulanarak stres dağılımı incelenmiştir. Post kor restorasyonların sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle incelenmesi ise ilk olarak 1981 yılında Davy ve arkadaşları tarafından gerçekleştirilmiştir (20, 161).

Sonlu elemanlar metodu sayısal bir metottur. Bu metot kompleks geometrilerin analizinde çok önemlidir. Bu yöntemle incelenen bir yapının bir, iki veya üç boyutlu analizi yapılabilmektedir.

FEM, düğüm (node) denilen noktaların buluşturduğu karmaşık bir sistemdir. Düğümlerin oluşturduğu ızgaraya benzeyen yapıya ağ (mesh) denir. Bu ağ, yapının belirli yükleme koşulları altında nasıl davranacağını belirler. Düğüm noktaları yapının çalışma koşulları altında ortaya çıkan gerilme seviyelerinin verir. Gerilme seviyesi ve bu seviyenin değişiminin yüksek olduğu bölgelerde düğüm yoğunluğu gerilme olmayan veya daha az olan bölgelere göre daha yoğundur (20).

Değişik şekillerdeki yapılar modellendikten sonra birbirlerine düğüm noktalarında birleşen daha basit geometrik şekillere veya elemanlara bölünür. Kuvvet dağılımı, her eleman için ayrı ayrı bulunacağından, daha duyarlı bir analiz yapabilmek için eleman sayısı çoğaltılmalıdır (11, 20).

Modeldeki stres ve yer değiştirmeyi matematiksel olarak elde edebilmek için bazı bilgiler gereklidir. Bunlar:

1. Düğüm noktalarının ve elemanlarının toplam sayısı,
2. Her bir düğüm noktası ve elemanı belirlemek için numaralandırma sistemi,
3. Her bir eleman ile ilgili olarak materyalin Elastisite modülü (malzemenin kuvvet altında elastik şekil değiştirmesinin ölçüsüdür) ve Poisson oranı (uygulanan gerilme yönündeki deformasyonun, gerilmeye dik yöndeki deformasyona oranıdır),
4. Her bir düğüm noktasının sahip olduğu koordinatları,
5. Sınır şartları tipi (elde edilen modeller üzerine uygulanan sınır yük ya da çigneme kuvvetini gösterir)
6. Dış düğümlere uygulanan kuvvetlerin değerlendirilmesi olarak belirtilir (20).

İki boyutlu sonlu elemanlar analizi uygulama kolaylığından ötürü diş hekimliğinde pek çok çalışmada kullanılmaktadır (162, 163, 164). İki boyutlu modelin kullanımıyla birlikte diş yapısındaki en ince tabakaların (yapıştırıcı siman, mine tabakası, marjinal uzanan porselen yapısı gibi) daha iyi modellenmesinde başarılı olunduğu belirtilmiştir. Ancak iki boyutlu sonlu elemanlar modelinin yetersiz kaldığı durumlar da söz konusudur. İnsan dişi düz ve simetrik bir yapıda değildir, aksine oldukça düzensiz bir yapıya sahiptir. Aynı zamanda diş yapısındaki farklı materyallerin dağılımı da herhangi bir simetri göstermemektedir. Bundan

dolayı güvenilir bir analiz için gerçek boyutları yansıtan üç boyutlu bir model kullanılması tercih edilmelidir (162, 163, 164).

2.10.2.7.1. Sonlu Elemanlar Analiz Yönteminin Avantajları:

1. Düzgün geometri göstermeyen katılar ve farklı malzeme özelliklerine sahip karmaşık yapılarla kolaylıkla uyumlanabilir olması,
2. Gerçek yapıya çok daha yakın bir model hazırlanabiliyor olması,
3. İstenilen sayıda malzeme kullanılarak, yapay bir model materyali veya malzeme kullanılmaksızın, oluşturulacak yapının matematiksel özellikleriyle mümkün olan en iyi şekilde elde edilebilir olması,
4. Stresler, gerinimler ve yer değiştirmelerin oldukça duyarlı bir şekilde elde edilebilir olması (165).

2.10.2.7.2. Sonlu Elemanlar Analiz Yönteminin Dezavantajları:

1. Benzeşim modeli elde edilmiş yapıların izotropik, homojenik ve doğrusal elastisite gibi malzeme özellikleri ile ilgili varsayımlar, genellikle yapının tam bir temsili örneği değildir ve modellenen yapılar gerçekte olduğundan çok daha fazla dinamik yükler altındadır. Yapıların analizi bu yöntemle dinamik açıdan da ele alınabilmektedir, ancak işlemler daha uzun ve daha karmaşık hal alabilir.

2. Yöntemin geçerli olabilmesi ve yapılan araştırmanın doğruluğu için, malzeme özellikleri, geometrisi modellenen gerçek sistemin yüklenmesi gibi bazı kilit özelliklerin doğru verilmesi tamamen araştırmacının sorumluluğuna dayandığı için çok detaylı bilgi aktarımını gerektirir (165).

Sonlu eleman probleminin çözümünde ilk adım eleman tipinin belirlenmesi ve çözüm bölgesinin elemanlara ayrılmasıdır. Çözüm bölgesinin geometrik yapısı belirlenerek bu geometrik yapıya en uygun gelecek eleman seçilir. Seçilen elemanların çözüm bölgesini temsil etmesi oranında elde edilecek sonuçlar, gerçek çözüme yaklaşmış olur (166).

Birçok yöntem özellikle de sonlu elemanlar stres analizi biyolojik dokuların mekanik davranışını taklit etmek ve tahmin edilebilir yapmak için etkili araçlardır. Mekanik özellikler, şekil, yükleme konumu ve limit durumlar gibi kemiğin biyomekanik davranışını etkileyen farklı faktörlerin detaylı bir şekilde elde edilmesine olanak sağlarlar. Yapılan çalışmalardan

elde edilen sonuçlar sonlu elemanlar metodunun implant- kemik ilişkisinin değerlendirilmesi veya kemiğin modellenmesi için uygun bir yöntem olduğunu göstermiştir (138, 167).

Karmaşık geometrik yapılardaki problemlerin analitik çözümü oldukça zordur. Bu bakımdan sonlu elemanlar stres analiz yönteminde olduğu gibi, rakamsal yöntemlerin kullanımı gereklidir. Karmaşık mekanik problemlerin çözümünde sonlu elemanlar stres analizi, problemi daha küçük ve daha basit birimlere bölerek sonuçlandırır. Karmaşık geometrik yapı bilgisayar ortamında, bir ağ yapıya (mesh) dönüştürülür. Bu yapıyı, elemanlar (elements), bunlarla bağlantılı düğüm noktaları (nodes) ve belirleyici sınır koşulları (boundary conditions) oluşturur. Düğüm noktaları, birbirleri ile köşe noktalarda birleşebilen eşit büyüklükte sonlu sayıda elemanlara bölünmüştür. Yükleme ile her bir düğüm noktası üzerinde oluşturulan yer değişimleri ve stresler bir bilgisayar programı ile hesaplanabilir (11, 168).

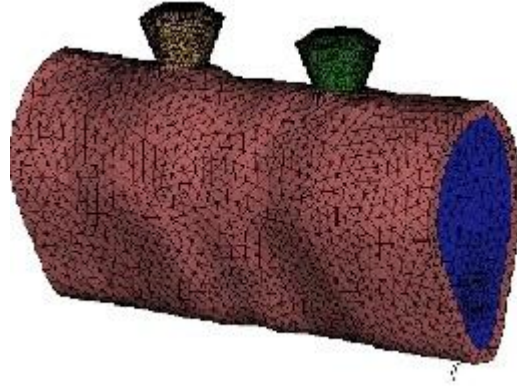
Son yıllarda, dijital görüntü tekniklerinin gelişmesiyle daha doğru anatomik modeller elde edilmektedir. Bilgisayarlı tomografi ve manyetik rezonans yardımıyla elde edilen görüntü bilgileri, 2 veya 3 boyutlu olarak bilgisayar ortamına aktarılmakta ve sonlu elemanlar stres analizi için gerekli olan ağ yapısı oluşturulmaktadır (11). Sonlu elemanlar analizinin kullanımı yapılan çalışmalarda değişik materyallerin değerlendirilmesine olanak verir. Daha da önemlisi kemiğin homojen olmayan yapısı örneğin kortikal ve spongioz kemiğe ilişkin alt bölünme göz önünde bulundurulabilir. Bunun yanı sıra bu analiz hesaplanan yer değişikliği ve streslerin 3 boyutlu görüntülenmesine imkân verir.

Sonlu elemanlar stres analizi sonuçlarının daha doğru ortaya konulmasında;

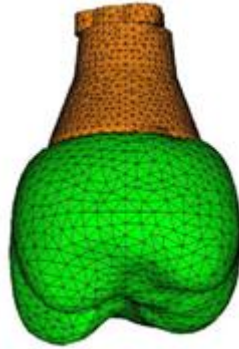
- 1-Modellenecek kemiğin ve implantın ayrıntılı geometrisi,
- 2-Materyal özellikleri,
- 3-Sınır koşulları,
- 4-Kemik ve implantın bağlantı yüzeyi önem taşımaktadır (11).

Üç boyutlu stres analiz yönteminin başarısının hazırlanan matematik modellerdeki eleman ve düğüm sayısı oranı ile bağlantılı olduğu belirtilmiştir (13). Üç boyutlu stres analizi yöntemi iki boyutlu stres analizi yöntemine göre destek kemikteki stresi daha gerçekçi bir şekilde göstermektedir (169). Baiamonte ve arkadaşları (170) yaptıkları çalışmada sonlu elemanlar yönteminin etkinliğini maymun çenesi kullanılarak hazırlanan deneysel metod ile

kıyaslamışlar. Sonuçta yer değiştirme elastik bölgede %3 den daha az bir farkla uyum göstermiş ve oluşturulan sonlu elemanlar modeli implant çevresindeki kemikteki stres dağılımını tam olarak tanımlamıştır.



Şekil 3) Elemanlara ayrılmış implant ve kemik modeli



Şekil 4) Düğüm noktaları

Yukarıdaki şekilde görüldüğü gibi kronu modellemek için bilgisayar ortamında kron geometrik küçük parçalara ayrılır. Her parça bir elemanı gösterirken, elemanların birleşim noktaları da düğüm sayısını belirler.

Dental implant- kemik sisteminin karmaşık geometrisi düşünüldüğünde sonlu elemanlar stres analizi yöntemi bu problemlerin çözümünde en uygun yöntem olarak görünmektedir (11, 13, 171). Üç boyutlu sonlu elemanlar analizi implant ve çevre kemikteki stresin değerlendirilmesi için yaygın olarak kullanılan bir yöntemdir (6).

2.10.2.7.3. Sonlu Elemanlar Modellerinin Hazırlanma Aşamaları:

Bir sonlu elemanlar modelinin analizlere uygun hale getirilmesi ve modelde yapılan analizlerin çalışma prensibi aşağıda anlatılan şekildedir:

- Çalışma modellerinin bilgisayarda 3 boyutlu olarak oluşturulmasının ardından bu modeller küçük parçalara bölünürler. Bu küçük parçalara eleman (element) adı verilir. Ana yapıyı oluşturan her bir elemanın mekanik özellikleri bazı diferansiyel denklemler ile belirlenir.
- Diferansiyel denklemler (Matematikte; fonksiyon ve ya fonksiyonların bir ve ya birden çok değişkene göre türevlerini ilgilendiren matematiksel denklemlerdir. Fizik, kimya, biyoloji ve ekonomi alanlarında matematiksel modeller genellikle diferansiyel denklemler kullanılarak ifade edilir) bilgisayar destekli analizlerin yapılabilmesi için önce cebirsel denklemlere daha sonrada matris denklemlerine (katsayısı ve bilinmeyen matrisler olan matematiksel denklem) dönüştürülür.
- Elemanlardan oluşan yapının denklemleri birleşerek global yapının denklemini oluştururlar.
- Çalışmaya uygun yükleme ve sınır koşulları belirlenir ve bu veriler yapısal matrise entegre edilir.
- Analizlerin yapılabilmesi için modeller çalıştırılır ve yapısal matris çözülür. Elemanların birleşim noktaları olan tüm düğüm noktalarındaki defleksiyonlar (sapmalar) hesaplanır (ANSYS programında modellere gelen kuvvetler karşısında, modellerde meydana gelen stresin belirlenmesi aşamasıdır).
- Bir düğüm noktası birden çok eleman tarafından paylaşılabilir ve bu paylaşılan düğüm noktasındaki defleksiyonlar bu düğüm noktasına komşu elemanlardaki defleksiyonları ifade eder.
- Bir elemanın herhangi bir noktasındaki defleksiyon, o elemanın tüm düğüm noktalarındaki defleksiyonların interpolasyonu (Elimizde bulunan belirli sayısal verilerle belirli olmayan verileri bulma işidir) ile belirlenir (172).

Bilgisayar kullanıcısının yukarıda tanımlanan denklemlerin çözümlenmesi için yapması gereken aşamalar aşağıdaki şekildedir:

- Çalışma modellerinin yapısını temsil eden geometrilerin oluşturulması. Bu aşama için CAD yani bilgisayar destekli tasarım (computer-aided design) yazılımları kullanılmaktadır.

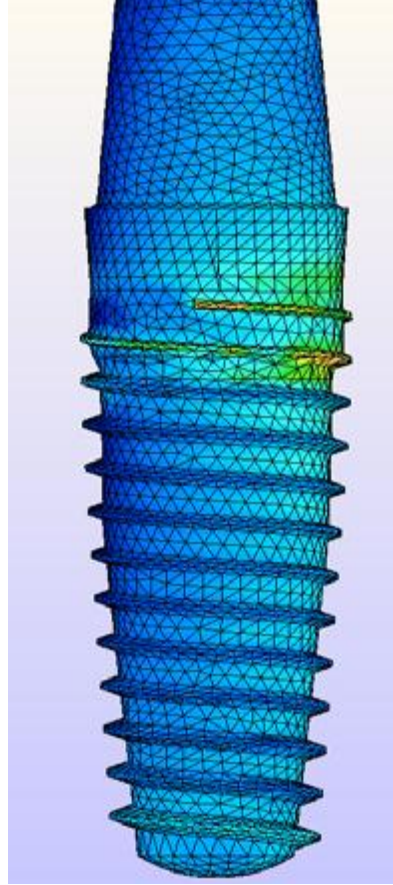
- Materyal özelliklerinin, sınır koşullarının ve yükleme koşullarının tanımlanması. Sonuçta elde edilen verilerin analizi (172).

- Yapının Küçük Elemanlara Bölünmesi:

Bir sonlu elemanlar modelinde yapı, analizlerin yapılabilmesi amacıyla küçük elemanlara bölünür. Bu elemanlar ana yapının geometrisi ile özdeşir (coincide) ve anayapının her bölgesinde belirlenen mekaniksel özellikleri gösterirler.

Bir sonlu elemanlar modelinde seçilecek olan eleman tipi ve sayısı üst düzey bir mühendislik bilgisi ve deneyimi gerektirir. Bu noktada önemli olan iyi sonuçlar elde edebilmek için eleman boyutunu olabildiğince küçük, ancak hesaplamaların bilgisayar tarafından yapılabilmesi içinde eleman sayısının optimum miktarda seçilmesi gerekmektedir. Sonuç olarak artan eleman sayısı daha fazla çözülmesi gereken denklemleri ifade eder ve dolayısıyla belirli bir alandaki eleman sayısını çok fazla arttırsak, bilgisayarımızın kapasitesi çözümlenmesi gereken işlemleri kaldıramayabilir. Bu amaçla mühendislik firmaları sonlu elemanlar analizlerinde kullanmak amacıyla günümüz teknolojisinin izin verdiği ölçülerde olabildiğince yüksek kapasiteli bilgisayarlar kullanılmaktadır. Elemanların küçük ve çok sayıda olması, özellikle sonuçların bir bölgeden diğerine hızlı bir değişim gösterebileceği modellerde avantaj sağlar (172).

Günümüzde sonlu elemanlar analizlerinde, yapısal bir modelin küçük parçalara yani 'elemanlara' bölünme işlemine 'Ağ yapısı oluşturulması; 'Mesh Generation' denilmektedir. Piyasada ticari olarak satılan Sonlu Elemanlar Analiz programlarının birçoğunda ağ yapısı otomatik bir şekilde oluşturulabilmektedir. Kullanıcının sadece yapı ve analiz ile ilgili eleman tipini, mekaniksel özelliklerini, sınır koşullarını ve yüklemeleri tanımlaması yeterlidir (172).



Şekil 5) Mesh' lenmiş (ağ) implant modeli

2.10.2.7.4. Sonlu Elemanlar Stres Analizlerinde Eleman Çeşitleri:

1. **Line elements (çizgisel elemanlar):** Düğüm noktasından oluşan elemanlardır. Bu tip elemanlar uç uca eklenerek daha fazla düğüm noktasından da oluşabilirler.
2. **2D solid elements (2 boyutlu katı elemanlar):** Yassı yüzeylerden oluşan geometriye sahip elemanlardır. Bu tip elemanlar yüzey elemanlarıdır ve kalınlıkları sabittir. Genelde üçgen veya eşkenar yamuk şeklinde, 3 veya 4 düğüm noktasından oluşan elemanlardır.
3. **3D solid elements (3 boyutlu katı elemanlar):** Temel 3 boyutlu elemanlar tetrahedral (4 yüzeyli) veya hexahedral (6 yüzeyli) şekillerdedir.

2.10.2.7.5. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yönteminin Çalışma Aşamaları:

• **Preprocessing:**

Bu aşamada analizini yapmak istediğimiz yapının modellenmesi ve bilgisayara aktarılması gerçekleştirilir. Bu amaçla bir CAD (computer-aided design) programı kullanılabilir. Bir sonlu elemanlar modeli sınırlı sayıda elemandan oluşur. Elemanlar düğüm noktalarında (node) birleşirler ve bu yapıya ‘mesh’ (ağ) denir. Her bir eleman, ana yapıyı mekanik özellik ve karakter açısından taklit eder. Bir yapının eleman sayısı o yapının ne ölçüde komplike olduğu ile yakından ilgilidir. Bir sonlu elemanlar modelinde eleman sayısının belirlenmesinde, bu konuda uzman mühendislerin tecrübesi, örneğin yapısal karakteri ve bu işlemleri analiz edecek bilgisayarın kapasitesi belirleyicidir. Bu aşamada yapının geometrisi ve sınır koşulları, yükler ve yapının mekanik özellikleri de tanımlanır.

• **Analiz:**

Bu aşamada bilgisayarda oluşturduğumuz yapının her elemanın mekanik özellikleri ve yükleme koşulları tanımlanır. Modeldeki her eleman ana yapının tüm özelliklerini taşıdığı için bu elemanların yüklemeler altında göstermiş olduğu tepkilerin bütünlüğü yapıyı taklit eder. Daha sonra bu çözümler defleksiyonlar içinde yapılır. Defleksiyon verileri strain, stres ve reaksiyonların hesaplanmasında kullanılır. Son olarak bu veriler depolanır ve analizler sonrası grafik ve tablolar oluşturmak için kullanılır.

• **Postprocessing:**

Son aşamadır. Analizlerin tüm verileri 2. aşama olan analiz aşamasında elde edilmiştir. Ancak elde edilen veriler tablo ve grafik halindeki sayısal ve teorik değerler şeklindedir. Dolayısıyla verilerin bu şekliyle yorumlanması oldukça güçtür. Bu aşamada, bilgisayar ortamında yapının kuvvetler altındaki şekilsel olarak defleksiyonu (dışa bükülme, sapma), streslerin dağılımı ve farklı veriler hakkında animasyonlar elde edilebilir.

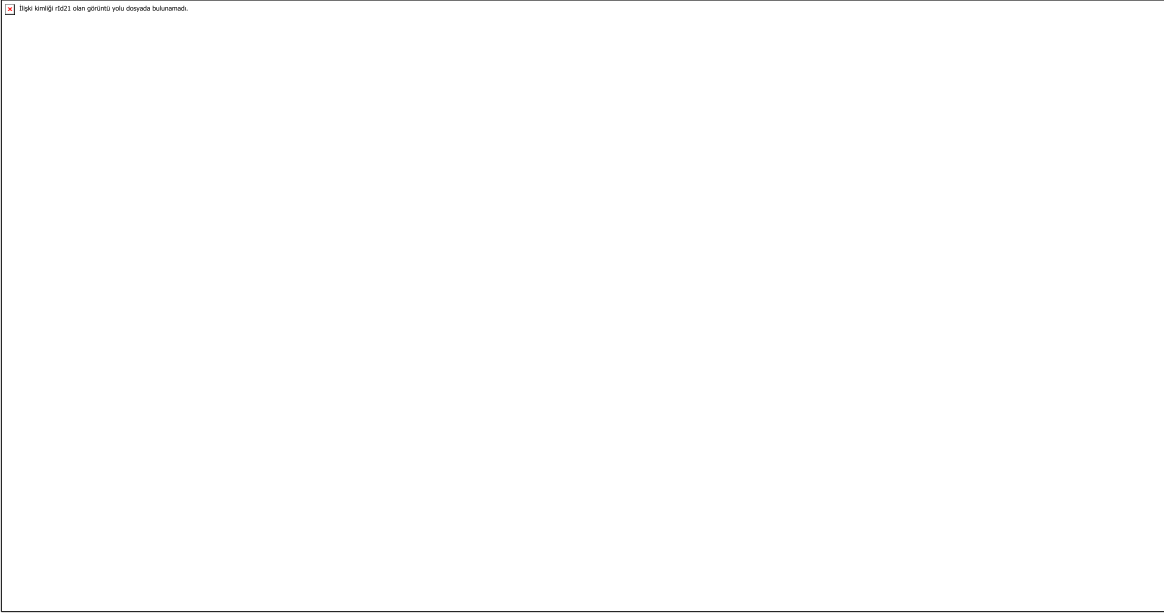
2.11. Biyomekanik kavramlar:

2.11.1. Kuvvet:

Bir kütlenin diğereine etkisi sonucunda kuvvet oluşur. Dental implantlar üzerinde etkili olan kuvvetlerde önemli olan; kuvvetin süresi, tipi, yönü, büyüklüğü ve şiddetidir (20).

2.11.2. Stres (Gerilim) :

Bir cisme bir kuvvet etki ettiğinde, dışarıdan gelen kuvvete karşı bir direnç gelişmektedir. Bu kuvvete içeriden bir tepki olarak oluşan stres, dışarıdan gelen kuvvetle eşit şiddette ama zıt yöndedir. Hem uygulanan kuvvet, hem de içeriden gelen direnç cismin tüm alanı üzerine dağılmaktadır. Bu durumda bir yapının içindeki stres; birim alana uygulanan kuvvet olarak tanımlanır (173, 174, 175, 176).



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

Şekil 6) Stres

2.11.3. Strain (Gerinim) :

Gerinim, gerilim uygulandığı zaman, cismin her biriminde meydana gelen birim uzunluktaki değişim şeklinde tanımlanmaktadır. Bir yapıda bir yük stres oluşturduğunda, bu yük aynı zamanda gerinim de oluşturmaktadır. Stres ve gerinim atomlarla ilişkilidir. Atomların arasında yer değiştirmeye karşı koyan kuvvetler stres iken, atomların yer değiştirme derecesi ise strain (gerinim) olarak adlandırılır. Fakat strainin ölçü birimi yoktur. Stres ve strain birbirinden tamamen farklı kavramlardır. Stres, büyüklüğü ve yönü olan bir kuvvet iken; strain ise bir kuvvet değil, sadece bir büyüklüktür (173, 174, 175, 176).

$$\text{Strain} = \text{Şekil değişikliği} / \text{Orijinal uzunluk}$$

Stres ve Strain (gerinim) Tipleri:

Bir cisme herhangi bir açı ya da yönden bir kuvvetler gelebilir ve çoğu zaman bunlar bir araya gelerek yapının içerisinde karmaşık stresleri oluşturabilirler. Stresler; çekme (tensile), basma, (compression) ve makaslama (shear) şeklinde üç temel tipe ayrılmaktadır.

- **Çekme stresi;** bir yapıyı uzatmaya çalışan yüke karşı oluşan stres olarak tanımlanır. Çekme stresi, mutlaka çekme straini ile birlikte dir.
- **Basma stresi;** bir yapıyı sıkıştırmaya çalışan yüke karşı oluşan stres olarak tanımlanır. Basma stresi, mutlaka basma straini ile birlikte dir.
- **Makaslama stresi;** bir yapının bir kısmı diğer kısmına paralel olarak kaydırılarak döndürüldüğü, büküldüğü ya da deforme edildiğinde ortaya çıkan stres olarak tanımlanır. Makaslama stresi, mutlaka makaslama straini ile birlikte oluşur (174, 175, 176).

Uygulanan kuvvetler sonucu oluşan stresler iki ana grupta toplanır: Normal stresler (çekme ve basma stresleri) ve makaslama stresleri. Normal stresler “ σ ” sembolü ile ve makaslama stresleri de “ τ ” sembolü ile gösterilmektedir. Üç boyutlu bir stres elemanın x,y,z düzlemlerine, bir normal, iki tane de makaslama stresi etki eder. Makaslama stresleri, $\tau_{xy} = \tau_{yx}$, $\tau_{yz} = \tau_{zy}$, $\tau_{xz} = \tau_{zx}$ şeklinde gösterilir. Bu nedenle; herhangi bir üç boyutlu elemanın stres durumu, tamamen üç normal ve üç makaslama stresi bileşeni ile tanımlanmaktadır (177).

2.11.4. Elastisite Modülü:

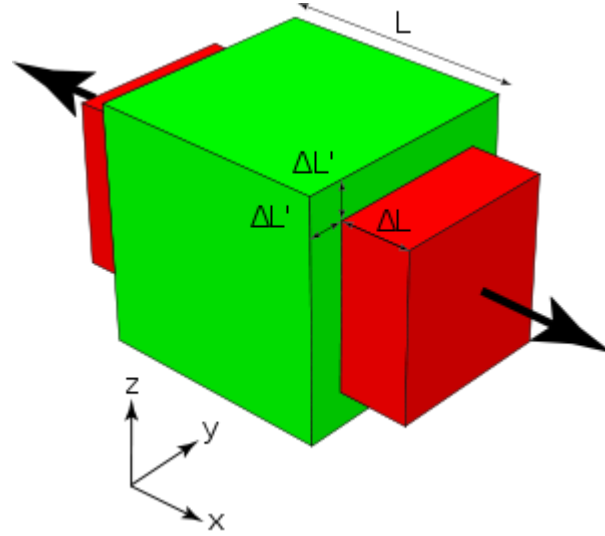
Stresin straine oranı olarak tanımlanır. Şu şekilde hesaplanır:

$$\text{Elastisite modülü} = \text{Stres} / \text{Strain}$$

Elastisite modülü (E) Young's modülü olarak da bilinmektedir ve elastisite modülü artıkça cismin rijiditeside artar (20, 174, 175, 177).

2.11.5. Poisson Oranı:

Çekme ya da basmadaki yükleme esnasında, yükleme yönünde ve buna dik yönlerde gerinim eş zamanlı olarak oluşur. Elastik sınır içinde yüklemeye dik yöndeki stresin yükleme yönündeki strese oranıdır. Başka bir tanımla uygulanan gerilme yönündeki deformasyonun, gerilmeye dik eksendeki deformasyona oranıdır. Poisson oranı (ν) teorik olarak -1 ile 0,5 arasında sınırlıdır (20, 173).



Şekil 7) Poisson oranı

2.11.6. Asal stres (Principle stres):

Üç boyutlu bir elemanda, en büyük stres değeri, bütün makaslama stres bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşur. Bir eleman bu konumda olduğu zaman, normal streslere Asal stres (Principle Stres) denir. Asal stres; maksimum asal stres, aradaki asal stres (intermediate

principle stres), minimum asal stres olmak üzere üçe ayrılır. Bu değerleri sıraya koyacak olursak; $\sigma_1 > \sigma_2 > \sigma_3$ şeklinde bir sıralama olur (177).

σ_1 = Maksimum asal stresi simgeler, en büyük artı değerdir ve en yüksek çekme stresini belirtmektedir.

σ_2 = Minimum asal stresi simgeler, en küçük değerdir ve en yüksek basma stresini belirtmektedir (177).

Analiz sonuçlarındaki artı değerler "çekme", eksi değerler ise "basma" streslerini belirtir. Bir stres elemanında belirgin ölçüde hangi stres tipi daha büyük mutlak değere sahipse, o stres elemanı daha büyük olan stres tipinin etkisi altında demektir.

Dentin elastik bir materyaldir. Diş kuvvet uygulandığı zaman, basma ve çekme sıfırlanır. Kökün yada kök kanalının orta kısmı böyle bir yük altında nötral alanı oluşturmaktadır.(178)

2.11.7. Von Misses Stres:

Von Misses stresi, çekilebilir (ductile) materyaller için, şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanmakta olup ve üç asal stres değeri kullanılarak hesaplanmaktadır. Von Misses stresi, materyal üzerinde oluşan stres dağılımları ve yoğunlaşmaları hakkında bilgi edinmek amacı için kullanılmaktadır (177).

2.11.8. Kaldıraç:

Kuvvet, yük ve dayanak üçlüsünün birbirleri ile olan ilişkisini açıklayacak şekilde kaldıraçlar üç ayrı tasarımda açıklanmaktadır.

- 1.Sınıf kaldıraç: Dayanağın ortada, yük ve uygulanan kuvvetin iki uçta olduğu sistemdir.
- 2.Sınıf kaldıraç: Yük (direnc) ortada, kuvvet ile dayanağın arasında yer alır.
- 3.Sınıf kaldıraç: Yük ve dayanak iki uçta, uygulanan kuvvet ise ortada yer alır.

Kaldıraç sistemlerinde kuvvetin etkisini açıklayan, mekanik avantaj kavramıdır (179).

2.11.9. Moment:

Bir cismin dönmesi için kuvvete ve kuvvetin uygulandığı noktadan belli bir mesafede yer alan dönme merkezine ihtiyacı vardır. Kuvvetin bu merkez üzerinden uygulanması halinde, yani mesafenin sıfır olması durumunda o cisimde hareket olmaz. Bir başka deyişle o cisim denge konumundadır. Bir cismi bir eksen etrafında döndürmeye çalıştığımız zaman çabamızın, uyguladığımız kuvvetin dönme eksenine olan uzaklığına bağlı olduğunu görürüz. Eksene yakın bir noktadan oldukça büyük, eksene uzak bir noktadan ise daha küçük bir kuvvet uygulamamız gerekir (179).

Çiğneme hareketi esnasında dikey ve yatay (horizontal) kuvvetler oluşur. Ancak oluşan kuvvetler, diş ile temas sağlandıktan sonra o kadar basit olmaz. Kuvvetin yönünün son halini temas yüzeyinin şekli belirler. Kuvvetin miktarı, yönü ve destek kemiğe dağıtılması dişin ve/veya implantın, ve restorasyonun ömrünü belirler. Kasp (cusp) eğimine dik bir kuvvet geldiğinde, sonuç kuvvet dişin apikal üçlüsünde bulunan rotasyon merkezine belirli bir mesafeden geçer. Bu mesafe ne kadar uzarsa moment (tork) de o kadar artar (180).

İmplantların yerleştirildiği alveolün ağız içerisindeki konumu, işlevselliği ve yumuşak doku temasları ile ilgili olan kuvvetler düşünüldüğünde devrilme moment etkisi 3 farklı ekseninde incelenebilir.

1. Oklüzoapikal
2. Vestibulolingual
3. Meziodistal

Oklüzoapikal olarak tanımlanan moment kolu implantın uzun eksenini tanımlar. Bu tanıma göre bu eksenindeki implantın alveol içerisindeki ve dışındaki bölümleri ve aralarındaki oran önem taşımaktadır. Bilinen kaldırma yasalarına göre kuvvet kolunun yük koluna oranı bu eksenindeki implanta etkiyen kuvvetlerin implant- kemik ara yüzünde oluşturacağı streslerin miktarını belirler. Bu eksenindeki momentler ve sonuçları, implant üstü protezlerin yapımında, protezin dikey boyutunun saptanması ve uygulanmasında, tek diş eksikliklerinde yapılacak implant üstü restorasyonun boyutunun saptanması ve uygulanmasında çok önemlidir (166).

Okluzoapikal uygulanan kuvvet aynı zamanda vestibulolingual moment koluna etkimektedir. Bu anlamda vestibulolingual ekseninde de devrilme momenti etkisi söz konusudur. Bu moment kolundaki etkinin büyüklüğü okluzal yüzün genişliği ile doğrudan ilişkilidir. Geniş okluzal tablanın eksenden uzak bölgelerine gelen dikey kuvvetler okluzal yüzey morfolojisine de bağlı olarak implant üzerinde eğik kuvvet etkisi yaratırlar. Eksentrik kuvvetlerin bu etkileri sonucu özellikle implantın alveole girdiği bölgede kemikte gerilme birikimleri oluşur. Gerilme birikimlerinin sonucu olarak alveol kemiğinde gelişen yıkım istenmeyen bir sonuçtur. Çünkü oluşan yıkım ile implantın alveol içindeki bölümü kısılır. Ortaya çıkan kaldıraç etkisi ile (kuvvet kolu uzayacağından) okluzoapikal ekseninde devrilme moment etkisi yatay kuvvet varlığında artacaktır. Eğik bir yüzeye gelen dik kuvvetin bileşenleri yeni yan kuvvetlere neden olur (166).

Meziodistal yöndeki kuvvet etkisi, komşu diş temasları ya da implantların birbiri ile bağlanması nedeniyle önemsiz boyutlardadır (166).

Kaldıraç etkisi çeşitli geometrik şartların sonucunda oluşur. İmplantlara bir kantilever gövde ilave edilmesi ya da implantlarda bukkolingual ofset oluşturulması kaldıraç etkisine örnek verilebilir. Kaldıraç etkisine bir örnek de büyük azı bölgesine uygulanan tek diş implantlarda, diş kron boyutlarının implant çapından çok daha fazla olmasından dolayı tüm yönlerde oluşan devrilme momentidir (181, 182).

2.12. Doğal diş ve implant biyomekaniği:

Oral implant uygulamalarında kaybedilmiş dişlerin yerine yapay materyaller yerleştirilerek dişlerin görevini yerine getirmesi beklenir. Ancak bu yapay restorasyonun periodonsiyumu ve duyu özelliği yoktur. Dolayısı ile kuvvet karşısında savunmasızdır. Bu nedenledir ki oral implanta gelecek kuvvetin ve dağılımının yeterli bir şekilde anlaşılıp irdelenmesi gerekmektedir. Biyomekanik yaklaşımlar uygulanan yükler karşısında biyolojik doku cevaplarını açıklamakta; tasarımlara ve klinik uygulamalara rehberlik etmektedir (166).

Kemik-implant bağlantısı dental implantlardaki biyomekanik analizlerin temelini oluşturur. İmplant ve osseointegre kemik arasındaki yakın ilişki kemik ve implant arasında minimum yer değiştirme ile stres transferine izin verir. Oluşan stres 3 ana değişkenden etkilenir.

- 1) Çiğneme faktörleri: frekans-ısıрма kuvveti-alt çene hareketi
- 2) Desteğin tipi: implant destekli, implant doku destekli, implant diş destekli
- 3) İmplant restorasyonun içerdiği materyalin mekanik özellikleri: elastik modülüs- kırılma dayancı-yumuşaklık (70).

Doğal diş biyomekaniği ile implant biyomekaniği farklıdır. İmplant ile kemik doku arasında periodontal ligament bulunmaması ve osseointegre olmaları ana farklılığı meydana getirmektedir (135). Periodontal ligamentin stresleri absorbe etme ve diş hareketine izin verme özellikleri vardır. Kemik- implant ara yüzeyi bu harekete izin vermez (183, 184).

İmplantlarda kuvvet transfer mekanizmasının önemli bir yönünü teşkil eden osseointegre iyileşme implantın ve kemiğin göreceli hareketini önler. Burada implant ve kemik arasındaki kayma hareketi peri-implant bölgede ilerleyici kemik yıkımına yol açar. İltihap dışında kemik yıkımı temelde biyomekanik faktörlere bağlıdır (135).

Çiğneme kuvvetleri periodonsiyumun varlığında düzenlenerek ve yönlendirilerek kemiğe aktarılır. Esnemez, yapay bir ilişki varlığında ise kuvvet aktarımı sırasında bu bölgede gerilme birikimleri oluşur (160). Periodonsiyumdan dolayı doğal dişler hareketle ya da yer değişimi ile oluşan bir kısım dış yüklemeleri karşılayabilir (135).

Erişkinlerde periodontal ligament 0.15 – 0.20 mm. kalınlığında olabilir. Dişi kemiğe bağlayan periodontal lifler yüksek oranda farklılaşmış fibröz dokudan oluşurlar. Birçok hücre ve sinir sonlanması içerirler. Bunlar şok absorpsiyonu, duyu fonksiyon, kemik formasyonu ve diş hareketlerini sağlarlar. Bu en ideal tutunma biçimidir. Ancak bunu sağlayabilecek herhangi bir implant sistemi bulunmamaktadır (70).

Dişin periodontal ligamenti kuvvetin bütün çevre kemik boyunca dağıtılmasını sağlarken osseointegrasyonun olduğu kemik-implant ara yüzeyinde kuvvet kret tepesinde yoğunlaşır (180).

Okluzal kuvvetlerin büyüklüğü ve lokalizasyonu kemik-implant- protez kompleksinde oluşan stres ve gerilimin niceliğini ve niteliğini etkiler (185, 186). Okluzal kuvvetler ara yüzeyin stres absorpsiyon kapasitesini aştığında, implantlarda başarısızlık görülür.

İmplantlarda aşırı yüklenmeye sebep olan biyomekanik faktörler kemik tipi ve okluzal anatomidir (182, 183, 184).

İmplant destekli bir protez dış (eksternal) ve iç (internal) kuvvetlerin etkisi altında olabilir (187, 188). Bütün klinik yükleme durumlarında okluzal kuvvet öncelikle proteze gelir. Sonra implant aracılığıyla kemik implant ara yüzeyine ulaşır (188).

Uygulanan fonksiyonel kuvvetler implant-protez kompleksinde stres ve gerilim oluşturur ve implantlar etrafındaki kemiğin yenilenmesini etkiler (9).

İmplant destekli bir proteze gelen dış kuvvetler yükü taşıyan sistemde stres oluşturur ve destek kemikte strese karşı reaksiyon oluşur. Bu, kuvvetle aynı büyüklükte ve ters yöndedir. İmplantın klinik yüklemesi sırasında gelen kuvvetler asla santral uzun aks ile çakışmazlar. Aksine okluzal kuvvetler farklı yerlerden uygulanırlar ve çoğunlukla kaldıraç kolu oluşturacak şekilde gelirler. Bu, kemikte tepki kuvvetine ve eğilme momentine neden olur (188).

Kemik biyolojisi ile ilgili çalışmalar implantların aşırı yüklenmesinin implantlarda başarısızlığa neden olacağını göstermişlerdir. İmplant etrafındaki kemiğe 2000–3000 mikrostrain civarında aşırı yükleme olursa, kemikte yüksek oranda deformasyon görülürken, 4000 mikrostrainin üzerine çıktığında fizyolojik tolerans geçileceğinden, kemik- implant ara yüzeyinde mikro kırıklar oluşur (190).

Carter ve arkadaşları (191), kemikte 3000 mikrostrainin üzerindeki gerinimlerin kemik için tehlikeli olduğunu ve hipertrofik bir cevap oluşturacağını, 4000 mikrostrainin üzerindeki değerlerin ise kemikte lokalize aşırı yüklemeyle bu kuvvetin geldiği bölgede kemik kaybı oluşacağını belirtmiştir. Tek bir yükün, zayıf bile olsa tekrarlanan uygulaması sonucunda aşırı yüklenme oluşabilir. Bu, kemikte mikro kırıklara neden olur. Bu tip kırıklara yorulma kırığı denir. Aşırı dinamik yükleme implant boynu etrafındaki kemiğin yoğunluğunu azaltır ve krater şeklinde kemik kaybına neden olur (192, 193, 194). Çok düşük kemik içi gerinimler bile kemikte rezorpsiyona sebep olur (195). Forst 'a göre kemikteki gerinimler fizyolojik çerçevenin (200–1500 mikrostrain) üstünde veya altında olduğunda kemik kütlesi değişecektir.

Kemik yapı üzerine fizyolojik kuvvet geldiğinde, kemik oluşum (apozisyon), yıkım ve/veya sertliğini değiştirmek suretiyle bu zorlamayı azaltmaktadır. Bu mekanizma, yüzeyde kemik yapımı ya da yıkımı ile ve kemik mineral içeriğinin değişmesiyle sağlanmaktadır. Mekanik uyarı belli bir fizyolojik sınırdaki sürece sistem kemik yıkımı ve yeni kemik gelişimi arasında bir denge kurmaktadır (135). Bunun anlamı, makroskopik düzeyde herhangi bir kemik değişikliği gözükme de kemik yeniden yapılanma işlemlerine devam etmektedir. Burada osteoblastik ve osteoklastik hücre popülasyonları arasında yakın bir ilişkinin bulunmasından dolayı statik denge korunmaktadır. Bu denge, hem hormonal (parathormon ve vitamin D) hem de mekanik faktörler tarafından düzenlenmektedir (135, 196).

İmplant yüzeyi kemik kaybı açısından çok önemlidir. İmplant yüzeyindeki pürüzlülüğün artması kemik oluşumunu ve yenilenmesini dengeler. Ayrıca implant yüzey topografisi ara yüzeydeki gerilim ve stresin büyüklüğünü kontrol eder (197). İmplant yüzeyi pürüzlü ise okluzal kuvvetin transfer edileceği kemik yüzeyi artar ve implantların çevresinde daha az gerilim ve stres oluşur (189).

Kemik-implant ara yüzeyindeki yük transferi:

1. Yüklemenin tipine,
2. İmplant ve protezin materyal özelliklerine,
3. Kemik-implant ara yüzeyine,
4. Kemiğin nitelik ve niceliğine,
5. İmplant geometrisi, uzunluğu, çapı ve şekline,
6. İmplant yüzey yapısına bağlıdır (183).

2.13. Oral İmplantolojide Sonlu Elemanlar Stres Analiz Metodu ile Yapılmış Çalışmalar:

Atmaram ve Mohammed tek diş implantlarında implant uzunluğu ve geometrisinin stres dağılımına etkisini araştırmışlardır. Stres dağılımında implant geometrisinin etkili olduğunu bildirmişlerdir (198, 199).

Siegele ve Soltesz farklı dizayna sahip implantlarda (vida, silindir, konik) çiğneme kuvvetleri etkisi ile çene kemiğinde oluşan stresi değerlendirmişlerdir. Stresin dağılımında, implantın yüzey özelliklerinin etkili olduğunu bildirmişlerdir. İmplant çevresindeki kemikte

konik şeklindeki implantlarda, silindir ve vida şeklindeki implantlara göre daha fazla gerilme değeri ölçülmüştür (32).

Meijer ve arkadaşları implant uzunluğunun ve mandibula yüksekliğinin stres dağılımına etkisini incelemiştir. İmplant uzunluğunun stres dağılımında çok fazla etkili olmadığını, buna karşılık mandibula yüksekliği azaldığında implantlar çevresindeki gerilmelerin arttığını gözlemlemiştir (200).

Kregzde ideal implant yerleşimi ve açısını değerlendirmek için üç boyutlu sonlu eleman analizi yöntemini kullanmıştır. İmplant açısının ve yerleşiminin implant üstü protezlerin uzun dönem başarısında etkili olduğu, bu nedenle dikkatli planlama yapılması gerektiğini bildirmiştir (201).

Holmgren ve arkadaşları implant çapı ve dizaynının stres dağılımı üzerine olan etkisini araştırmışlardır. Kemik hacminin elverdiği ölçüde geniş çaplı implant seçilmesinin peri-implant kemikte oluşan stresi azaltacağını bildirmiştir. Yivli implantların düz implantlara göre daha az gerilmeye neden olduklarını saptamışlardır (142).

İplikçioğlu ve Akça üç üyeli implant üstü sabit protezlerde implantların çapı, uzunluğu ve sayısının stres dağılımı üzerine olan etkilerini incelemiştir. İmplant uzunluğunun implantın boyun bölgesindeki stres üzerine etkisinin az olduğunu, buna karşılık çapın artmasının boyun bölgesindeki stresi azaltabileceğini bildirmiştir. Dar çaplı üç implant ile geniş çaplı iki implant kullanıldığında benzer gerilme dağılımları elde etmişlerdir (202, 203).

3. MATERYAL METOT

Bu araştırma, Dicle Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi ile Dicle Üniversitesi Mühendislik Mimarlık Fakültesinde gerçekleştirilmiştir.

Çalışmamızda; 2 farklı çapta (3,7 mm, 4,7 mm) ve bu çaplara ait 3 farklı uzunlukta (5 mm, 10mm, 13mm) toplam 6 farklı tipte implant seçildi. Bu 6 farklı boyuttaki dental implant, vertikal ve açılı olmak üzere maksilla ve mandibulaya uygulanarak, toplam 24 adet model elde edildi. Tüm implantlara abutment ve metal destekli seramik kuron NextEngine 3D lazer tarayıcı ve Rhinoceros 4.0 yazılım programıyla bilgisayar ortamına aktarıldı. Metal destekli seramik kuronların belirli noktalarından dik ve oblik yönde kuvvet ayrı ayrı uygulanarak, toplam 48 adet çalışma grubu elde edildi. Uygulanan kuvvetler sonucunda kortikal ve spongiöz kemikte oluşan maksimum ve minimum asal gerilme değerlerine ve implantlarda meydana gelen Von mises gerilme değerlerine; implant çapı, implant uzunluğu ve kemik tipinin etkisi 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi (FEM) kullanılarak incelendi.

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



Resim 9) Nextengine üç boyutlu tarama cihazı

3.1. Sonlu Elemanlar Analizinde Kullanılacak Üç Boyutlu Modellerin Oluşturulması

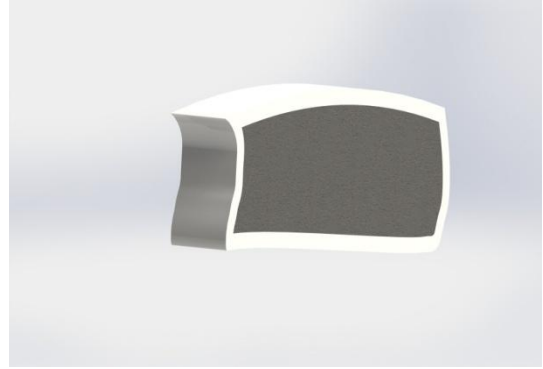
3.1.1. Kortikal ve Spongioz Kemik Modellenmesi

Kortikal ve spongioz kemik modellenmesinde Rhinoceros 4.0 yazılımı kullanılmıştır. 3 boyutlu modelleme yapabilen bu yazılım genellikle endüstriyel tasarım, mimari, tekne tasarımı, mücevher tasarımı, otomotiv tasarımı, CAD/CAM, hızlı prototip üretimi, tersine mühendislik ve multimedya tasarımında kullanılmaktadır. Bu yazılım magnetik rezonans ve bilgisayar tomografi de olmak üzere pek çok görüntüleme yöntemi ile elde edilen görüntülerin, bilgisayar ortamında yeniden oluşturulabildiği bir yazılımdır. Yazılım ile yeniden oluşturulan görüntüler üzerinde sadeleştirme ve yeniden biçimlendirme gibi değişiklikler yapılabilmektedir. Bu yazılımdaki ağ örgüsü sadeleştirme araçları ile düşük hafıza tüketen ve düzgün oranlara sahip elemanlardan oluşan modellemeler yapılabilmektedir.

Öncelikle 30 mm x 20 mm x 10 mm ebatlarında üst çene ve alt çene kemiği modellendi. Elde ettiğimiz modelde, mandibulada 2 mm, maksillada 1 mm kalınlığında kortikal kemik oluşturuldu. Kortikal kemik iç yüzeyi spongioz kemik olarak tanımlandı.



Şekil 8) Üç boyutlu mandibula modeli



Şekil 9) Üç boyutlu maksilla modeli

3.1.2. İmplant ve Abutment Modellenmesi

Çalışmada Zimmer firmasının 6 farklı boyutta implantı ve abutmenti kullanılmıştır. Kullanılan implantlar, 3,7 mm, 4,7 mm çaplarına ait, 5 mm, 10 mm ve 13 mm uzunluğundaki implantlardır. Bu 6 adet implant ve abutment Nextengine 3 boyutlu lazer tarayıcısında makro modda 3 boyutlu olarak tarandı. Nextengine (NextEngine, Inc. 401 Wilshire Blvd., Ninth Floor Santa Monica, California 90401) lazer tarayıcısı; sanal ortama geçirilmek istenen fiziksel objeleri 3 boyutlu olarak tarama yapan bir çeşit lazer tarayıcıdır. Cihazla birlikte sunulan

ScanStudio Core programı ile tarama, temizleme, hizalama ve birleştirme gibi işlemler yapılır ve elde edilen 3 boyutlu datanın stl, obj, vrm, ucd formatlarında çıktısı alınabilmektedir.

İmplantlar ve abutment taranmasından elde edilen nokta bulutu stl formatında kaydedildi. Bu formattaki dosyalar Rhinoceros 4.0 yazılımına aktarıldı. 6 farklı implant; elde edilen mandibula ve maksilla kemik modellerinin mümkün olduğunca tam ortasına dik ve açılı yerleştirildi. İmplantlar kemiğe % 100 osseointegrasyon kabul edildi.



Şekil 10) Üç boyutlu implant modeli



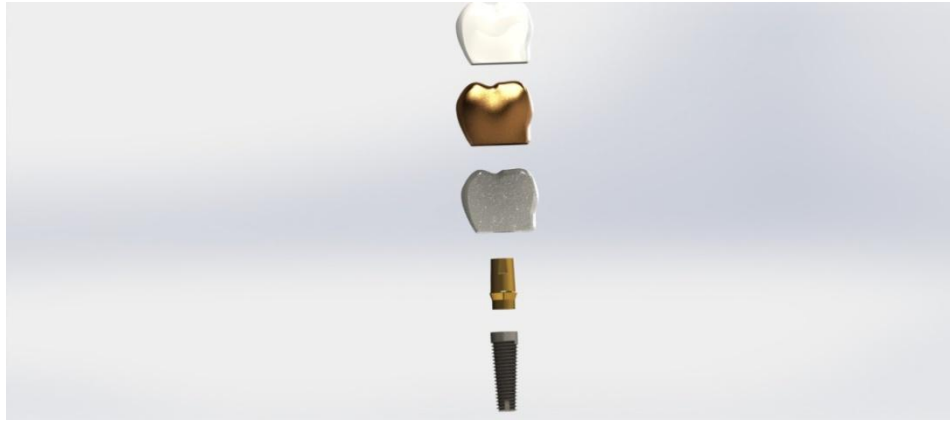
Şekil 11) Üç boyutlu abutment modeli



Şekil 12) Üç boyutlu implant- abutment modeli

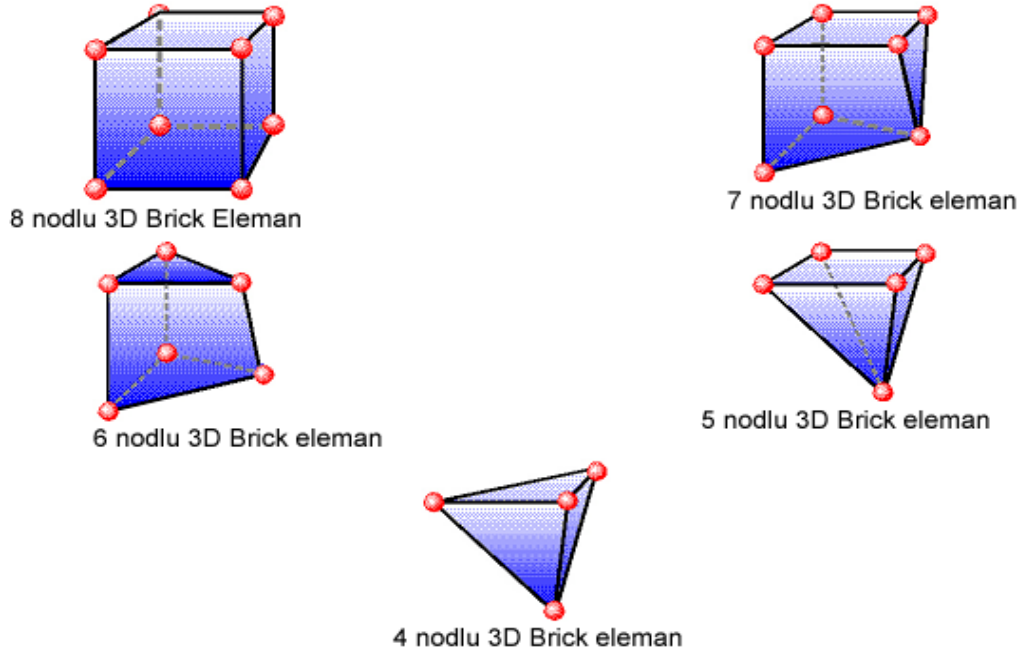
3.1.3. Koping ve Kuron Modellenmesi

Wheeler Diş Anatomisi Atlası'ndan alınan diş boyutları ve görüntüleri Rhinoceros 4.0 yazılımına aktarılarak kuron modeli elde edildi ve altındaki abutment ile uyumlaması yapılarak koping elde edilmiş oldu. İmplant üstü protez tipi olarak metal destekli porselen restorasyonlar seçildi. Alt yapı olarak krom- kobalt alaşımı (Wiron 99; Bego, Bremen, Almanya), üst yapı olarak ise feldspatik porselen (Ceramco II; Dentsply, Burlington, ABD) kullanılmıştır. Koping kalınlığı 0,8 mm, porselen kalınlığı ise; kuron boyutları dikkate alınarak en az 2 mm olarak hazırlandı. Elde edilen metal desteli seramik restorasyonun abutment ile olan uyumu Rhinoceros 4.0 yazılımı kullanılarak yapıldı.



Şekil 13) Üç boyutlu modellemeler

Rhinoceros 4.0'da yapılan modellemeler, 3 boyutlu koordinatlar korunarak stl formatında ANSYS yazılımına aktarıldı. Burada modeller Bricks ve Tetrahedra elemanlar şeklinde katı modele çevrildi. Bricks ve tetrahedra katı modelleme sisteminde, ANSYS yazılımı modelde oluşturabildiği kadar 8 nodlu elemanlar (brick tipi) kullanır. Modellerdeki yapıların merkezine yakın bölgelerde gerektiğinde yapının tamamlanabilmesi için 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar kullanılmıştır. Bu modelleme tekniği sayesinde hesaplamayı kolaylaştırmak üzere mümkün olan en yüksek düğüm noktalı elemanlar ile en yüksek kalitede ağ yapısı oluşturulmasına çalışılmıştır. Çene modellerinde bulunan ve analiz işlemini zorlaştıran dik ve dar bölgeler çizgisel elemanlardan arındırılarak düzenli hale getirildi. Stl formatında düğümlerin koordinat bilgilerinin saklanması sayesinde programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı olmamaktadır. Nod elemanları aşağıdaki resimde görüldüğü gibidir (Şekil 14).



Şekil 14) Üç boyutlu modellemeler elde edilmesi için kullanılan Nod elemanları

Çalışmamızda kullanılacak tüm materyallerin (kortikal kemik, spongioz kemik, titanyum implant, krom- kobalt alaşımı, feldspatik porselen, polikarboksilat simanı) elastik modülleri ve poisson oranları bilgisayar sistemine girilerek uygun sonuçlar elde edilmesi planlanmıştır. Aşağıdaki tablo ilgili materyallerin elastik modülleri ve poisson oranlarını göstermektedir (Tablo 1).

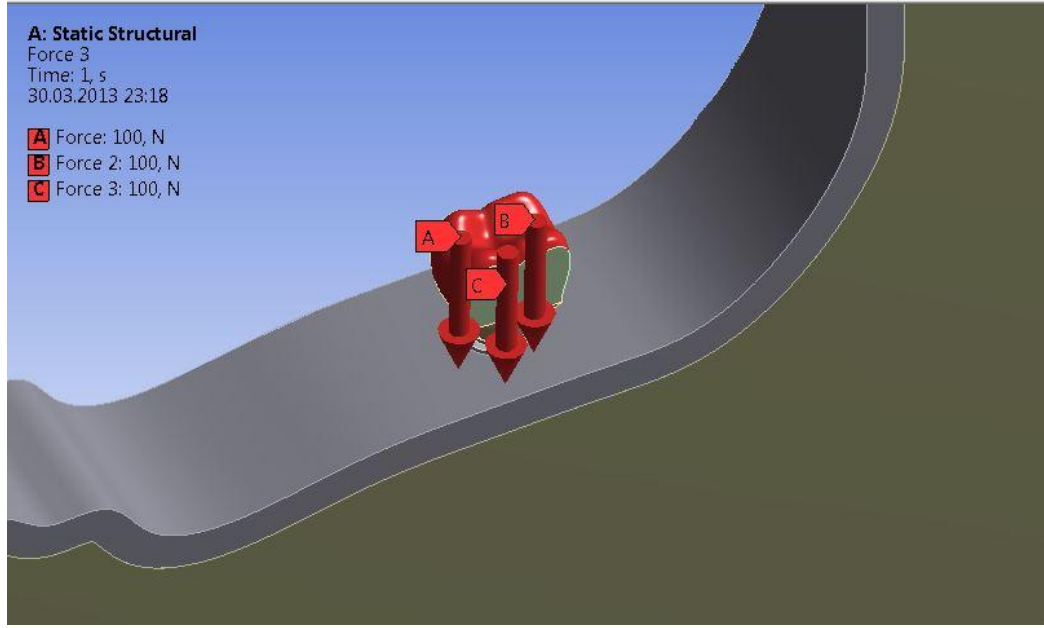
Materyal	Elastik Modülü	Poisson Oranı	Kaynak
Kortikal Kemik	13,7 GPa	0,30	203
Spongioz Kemik	1,10 GPa	0,30	203
Titanyum İmplant ve Abutment	114 GPa	0,34	203
Krom-Kobalt Alaşımı	218 GPa	0,33	6
Feldspatik Porselen	82,8 GPa	0,35	6
Polikarboksilat Simanı	5 GPa	0,35	204

Tablo1. Çalışmada kullanılan materyallerin Elastik modülleri ve Poisson oranları

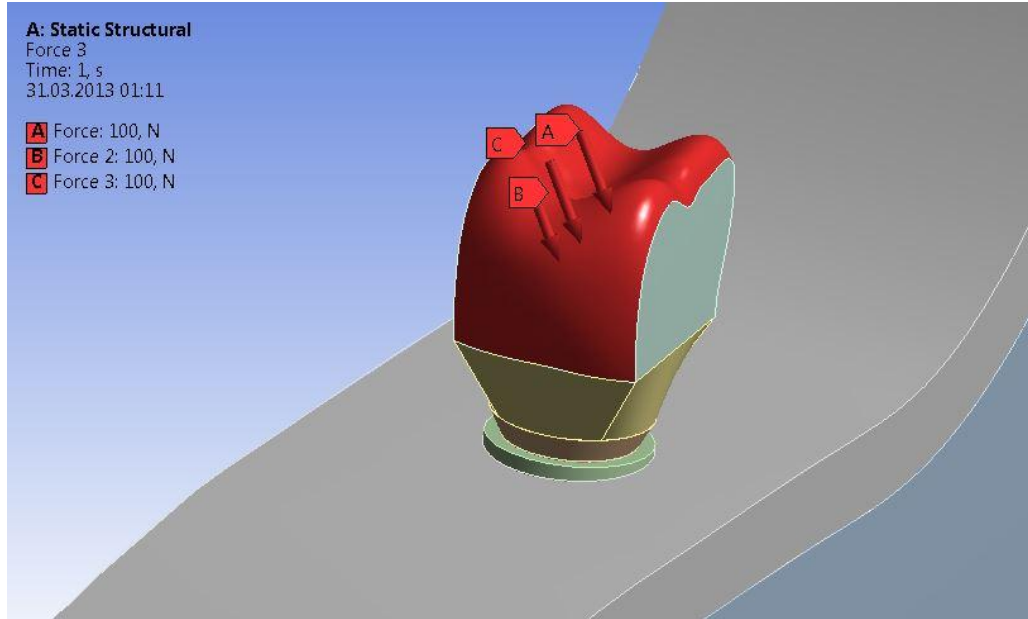
3.2. Yapıların modellenmesi:

Çalışmamızda maxillanın etrafında 1 mm kortikal kemik ve altında D4 özelliğe sahip spongioz kemik modellendi. Mandibulanın etrafında ise 2 mm kortikal kemik ve altında D2 özelliğe sahip yoğun trabeküler kemik modellendi. Titanyumdan üretilmiş dental implant ve abutment Next Engine ((NextEngine, Inc. 401 Wilshire Blvd., Ninth Flor Santa Monica, California 90401) laser tarayıcısında taranıp modellendi ve Rhinoceros 4.0 yazılım programıyla model bilgisayar ortamına aktarıldı. Krom- kobalt alaşımı metal alt yapı olarak abutmentin üzerine yerleştirildi. Metal alt yapının üzerine Feldspatik porselen yerleştirildi. Polikarboksilat simanı ile abutment ve üst yapı ile bağlantı kuruldu. Yukarıdaki tabloda titanyumdan elde edilmiş dental implant, krom- kobalt alaşımı, feldspatik porselen, polikarboksilat simanı, kortikal ve spongioz kemiğe ait Young's modülü (elastiklik modülü) ve Poisson oranları verilmiştir. Bu materyallere uygun Young's modülü ve Poisson oranı seçilerek bu materyaller bilgisayar ortamına aktarılmıştır.

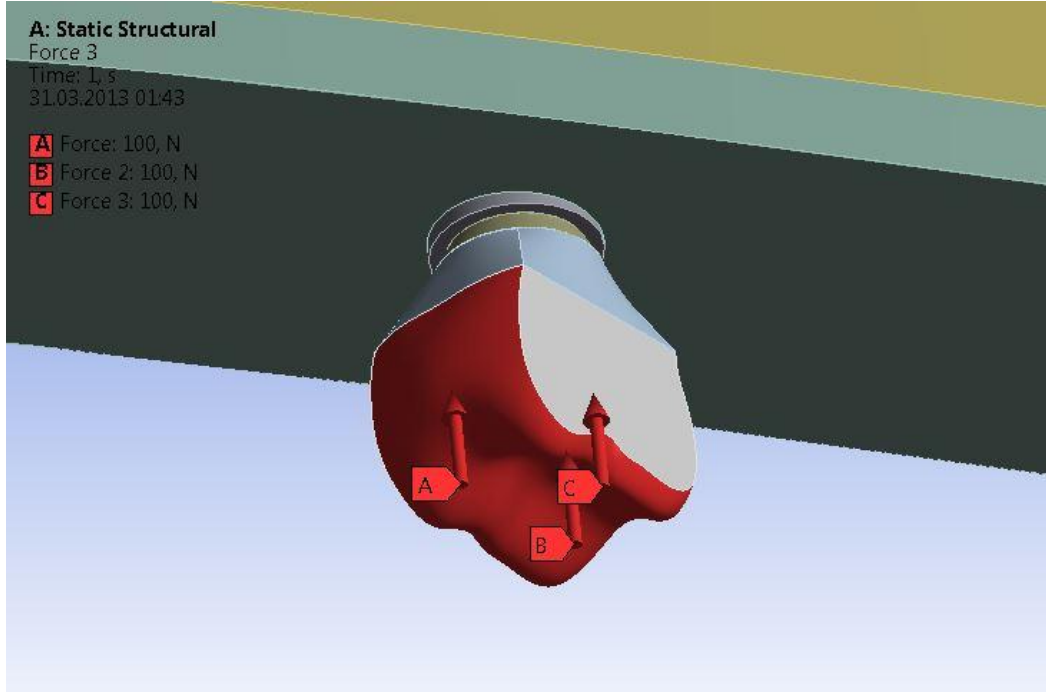
Alt çene ve üst çene 1. molarlar bölgesine bilgisayar ortamında dental implantlar yerleştirildi. Alt çene 1. molar sentrik oklüzyonda; bukkal tüberkül, mesial fossa ve distal fossa bölgelerine aynı anda, ayrı ayrı 100'er N'luk toplamda 300 N kuvvet uygulandı. Aynı zamanda üst çene 1. molar bölgesine sentrik oklüzyonda; palatinal tüberkül, mesial fossa ve distal fossa bölgelerine aynı anda, ayrı ayrı 100'er N'luk toplamda 300 N kuvvet uygulandı. Hazırlanan 48 adet çalışma modeline tek tek açıklanan şekilde 300' er N kuvvet uygulandı. Çalışma modelleri aşağıdaki resimler ve tabloda tek tek gösterilmiştir (Resim 10, 11, 12, 13).



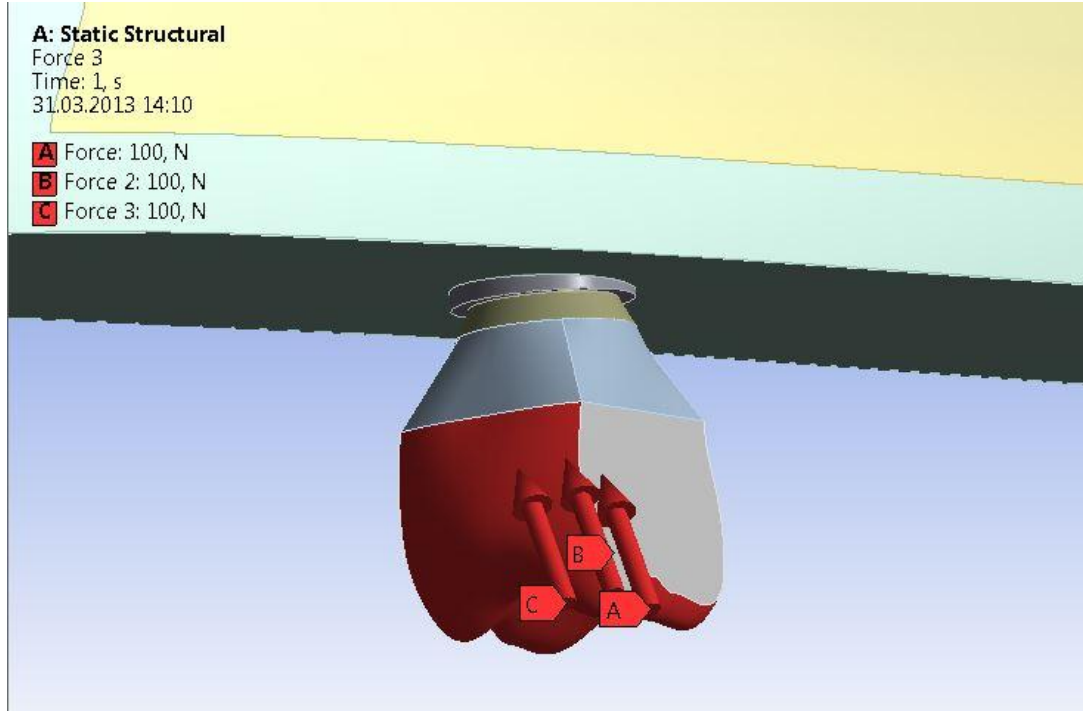
Resim10) Mandibula modeline uygulanan dik kuvvet ve miktarı



Resim11) Mandibula modeline uygulanan açılı kuvvet ve miktarı



Resim12) Maksilla modeline uygulanan dik kuvvet ve miktarı



Resim 13) Maksilla modeline uygulanan açılı kuvvet ve miktarı

Şekildeki gibi elde edilen mandibula ve maksilla modeli üzerine uygulanan implanta gelen kuvvet yönleri görülmektedir. A, B, C olarak işaretlenen noktalardan kuvvet dik ve açılı olarak uygulanıp stres analizi yapılmıştır.

3.3. Hazırlanan çalışma modelleri:

Zimmer implant firmasına ait 5, 10, 13 mm uzunluklarında; 3,7 ve 4,7 çaplarında 6 adet implant Next Engine laser tarayıcısıyla taranıp Rhinoceros 4.0 yazılımıyla bilgisayar ortamına aktarıldı. Bu implantlar maksilla ve mandibulaya sanal ortamda dik ve 30° açıyla 1. molar diş bölgesi referans alınarak yerleştirildi. Maksilla ve mandibulaya yerleştirilen bu implantlara yine sanal ortamda abutment yerleştirildi. Abutmentin üzerine metal üst yapı ve feldspatik porselen yerleştirildi. Feldspatik porselen, polikarboksilat simanı ile implantın üzerine simante edildi. İmplantların üst yapıları sanal ortamda yerleştirildikten sonra ANSYS programı ile stres analizleri değerlendirildi. Elde edilen 48 adet çalışma modeli aşağıdaki tabloda gösterilmiştir (Tablo2).

	İmplant Boyu	İmplant Çapı	Uygulanan Kuvvet Yönü	İmplant Yerleştirilme Açısı	Kemik Tipi
Model 1	5	3,7	Dik	Dik	Mandibula
Model 2	5	3,7	Dik	30°	Mandibula
Model 3	5	3,7	30° oblik	Dik	Mandibula
Model 4	5	3,7	30° oblik	30°	Mandibula
Model 5	5	4,7	Dik	Dik	Mandibula
Model 6	5	4,7	Dik	30°	Mandibula
Model 7	5	4,7	30° oblik	Dik	Mandibula
Model 8	5	4,7	30° oblik	30°	Mandibula
Model 9	10	3,7	Dik	Dik	Mandibula
Model 10	10	3,7	Dik	30°	Mandibula
Model 11	10	3,7	30° oblik	Dik	Mandibula

Model 12	10	3,7	30° oblik	30°	Mandibula
Model 13	10	4,7	Dik	Dik	Mandibula
Model 14	10	4,7	Dik	30°	Mandibula
Model 15	10	4,7	30° oblik	Dik	Mandibula
Model 16	10	4,7	30° oblik	30°	Mandibula
Model 17	13	3,7	Dik	Dik	Mandibula
Model 18	13	3,7	Dik	30°	Mandibula
Model 19	13	3,7	30° oblik	Dik	Mandibula
Model 20	13	3,7	30° oblik	30°	Mandibula
Model 21	13	4,7	Dik	Dik	Mandibula
Model 22	13	4,7	Dik	30°	Mandibula
Model 23	13	4,7	30° oblik	Dik	Mandibula
Model 24	13	4,7	30° oblik	30°	Mandibula
Model 25	5	3,7	Dik	Dik	Maksilla
Model 26	5	3,7	Dik	30°	Maksilla
Model 27	5	3,7	30° oblik	Dik	Maksilla
Model 28	5	3,7	30° oblik	30°	Maksilla
Model 29	5	4,7	Dik	Dik	Maksilla
Model 30	5	4,7	Dik	30°	Maksilla
Model 31	5	4,7	30° oblik	Dik	Maksilla
Model 32	5	4,7	30° oblik	30°	Maksilla
Model 33	10	3,7	Dik	Dik	Maksilla
Model 34	10	3,7	Dik	30°	Maksilla
Model 35	10	3,7	30° oblik	Dik	Maksilla
Model 36	10	3,7	30° oblik	30°	Maksilla
Model 37	10	4,7	Dik	Dik	Maksilla
Model 38	10	4,7	Dik	30°	Maksilla
Model 39	10	4,7	30° oblik	Dik	Maksilla
Model 40	10	4,7	30° oblik	30°	Maksilla
Model 41	13	3,7	Dik	Dik	Maksilla
Model 42	13	3,7	Dik	30°	Maksilla
Model 43	13	3,7	30° oblik	Dik	Maksilla
Model 44	13	3,7	30° oblik	30°	Maksilla

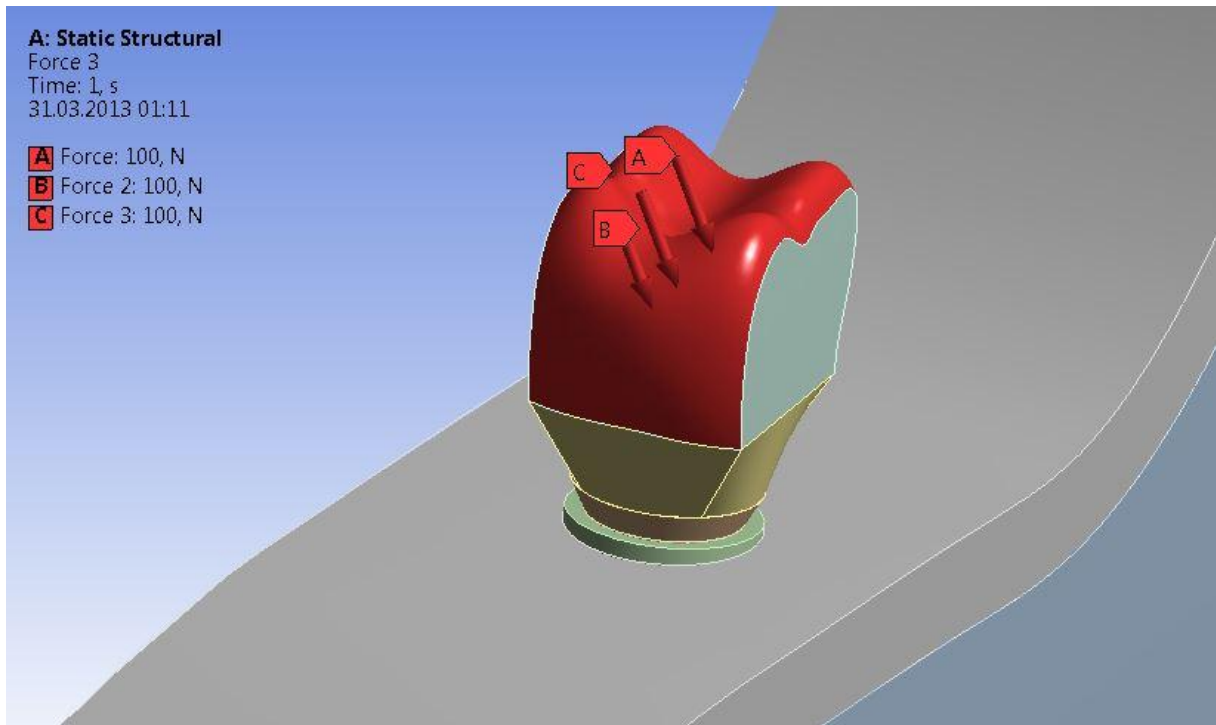
Model 45	13	4,7	Dik	Dik	Maksilla
Model 46	13	4,7	Dik	30°	Maksilla
Model 47	13	4,7	30° oblik	Dik	Maksilla
Model 48	13	4,7	30° oblik	30°	Maksilla

Tablo 2. Hazırlanan çalışma modelleri

Bu çalışma modelleri tek tek Next Engine laser tarayıcısıyla taranıp Rhinoceros 4. 0 yazılımıyla bilgisayar ortamına aktarıldı. ANSYS programıyla bütün modellere üç ayrı noktadan 100' er Newton olmak üzere toplamda 300 N kuvvet uygulanıp stres analizleri karşılaştırıldı.

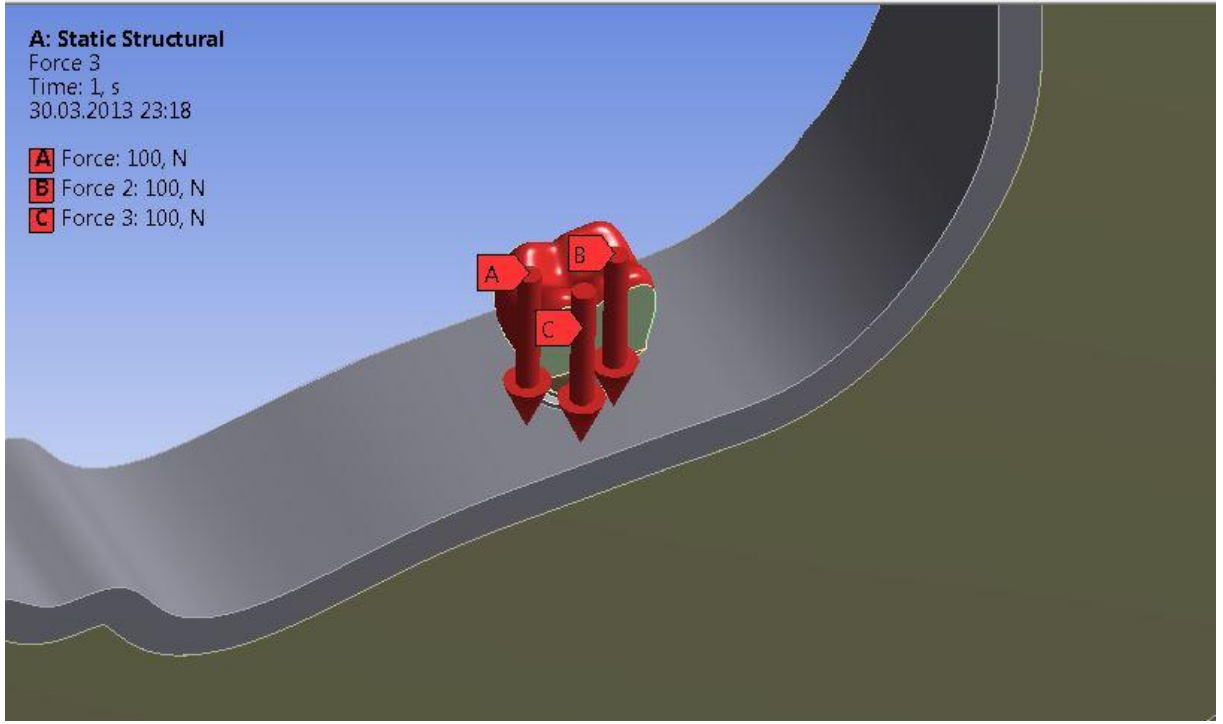
4. BULGULAR

Bu çalışmada; 5, 10, 13 mm uzunluk ve 3,7 ile 4,7 mm çapında Zimmer marka implantların maksilla ve mandibulaya ayrı ayrı dik ve 30° açılı yerleştirilerek oklüzal 3 farklı noktadan toplamda 300 N olacak şekilde dik ve oblik (30°) kuvvetlerin uygulanması sonucu açığa çıkan maksimum ve minimum Von misses stres değerlerini ve oluştukları yerleri saptadık. Maksilla ve mandibulaya uygulanan dik ve oblik kuvvetler aşağıdaki resimlerde görüldüğü gibidir (Resim 14, 15, 16, 17).



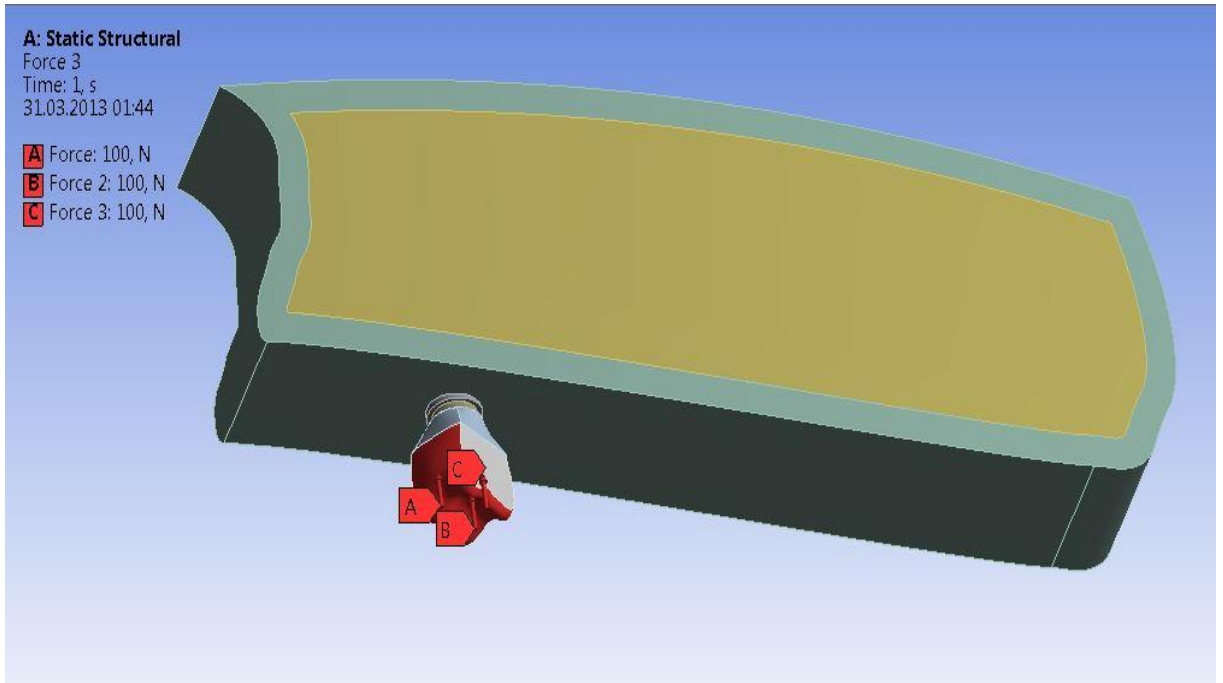
Resim 14) Alt çenede dik yerleştirilmiş implanta gelen oblik kuvvet yönü ve değerleri

Şekilde mandibula modeline A, B, C noktalarından uygulanan her biri 100 N olan toplamda 300 N oblik kuvvet görülmektedir (Resim 14).



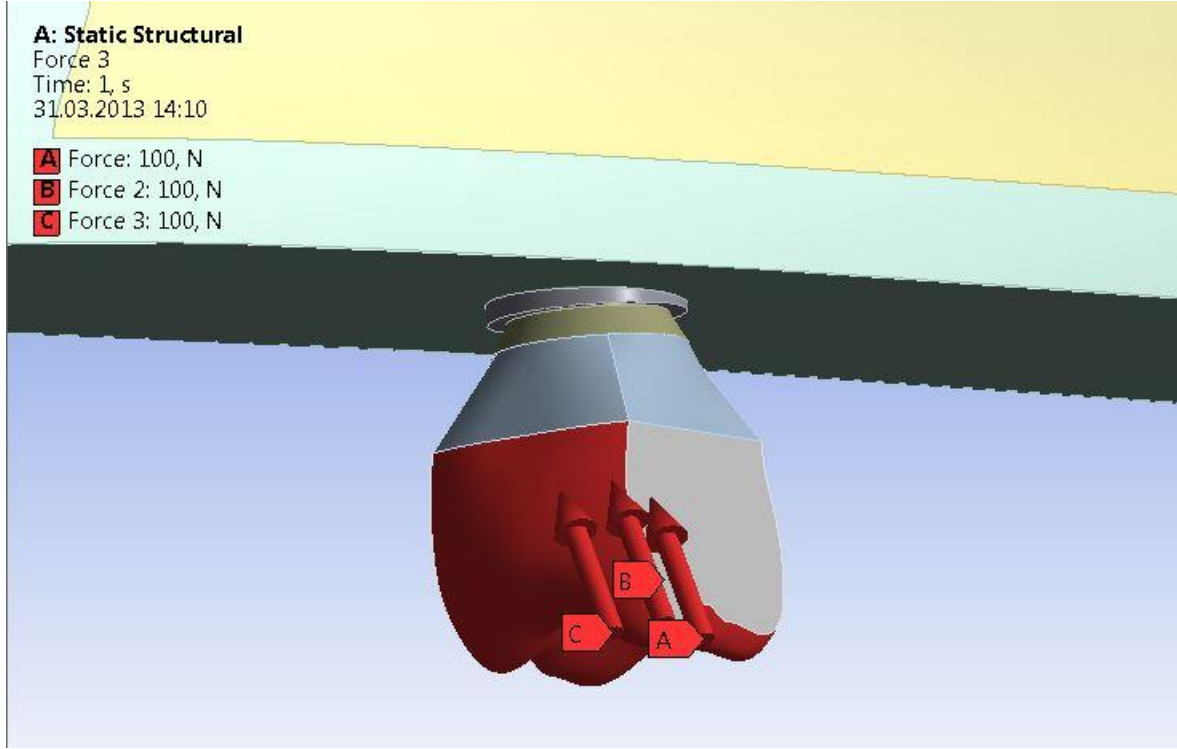
Resim 15) Alt çenede dik yerleştirilmiş implanta gelen dik kuvvet yönü ve değerleri

Şekilde mandibula modeline A, B, C noktalarından uygulanan her biri 100 N olan toplamda 300 N dik kuvvet görülmektedir (Resim 15).



Resim 16) Üst çenede dik yerleştirilmiş implanta gelen dik kuvvet yönü ve değerleri

Şekilde maksilla modeline A, B, C noktalarından uygulanan her biri 100 N olan toplamda 300 N dik kuvvet görülmektedir (Resim 16).



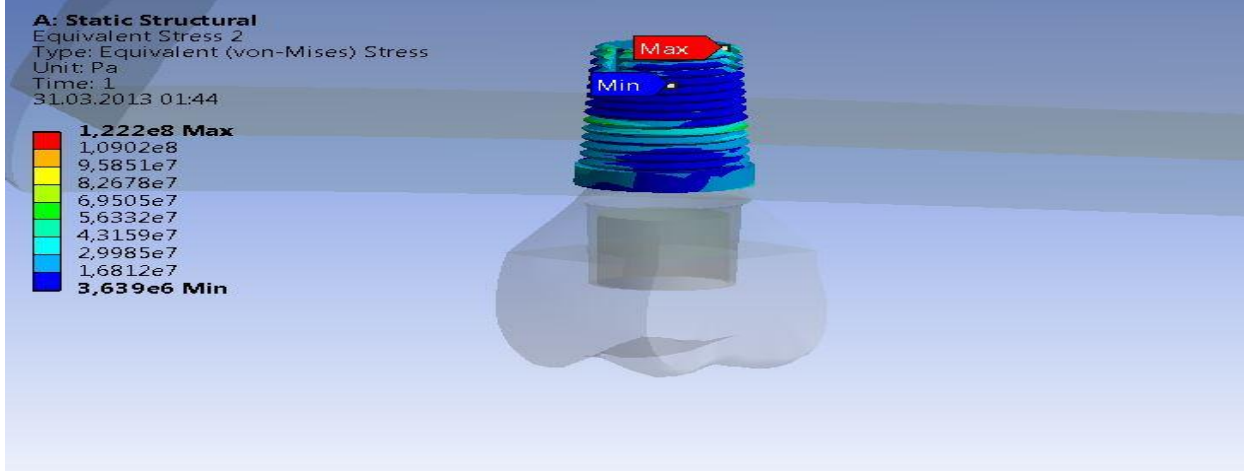
Resim 17) Üst çenede dik yerleştirilmiş implanta gelen dik kuvvet yönü ve değerleri

Şekilde maksilla modeline A, B, C noktalarından uygulanan her biri 100 N olan toplamda 300 N oblik kuvvet görülmektedir (Resim 17).

4.1. Maksillaya implant uygulaması:

4.1.1. Maksillaya yerleştirilen ayrı ayrı 5 mm boy ve 3,7 mm çapındaki dik ve açılı implantlar üzerine uygulanan dik ve oblik kuvvet sonucu açığa çıkan Von mises stres değerleri:

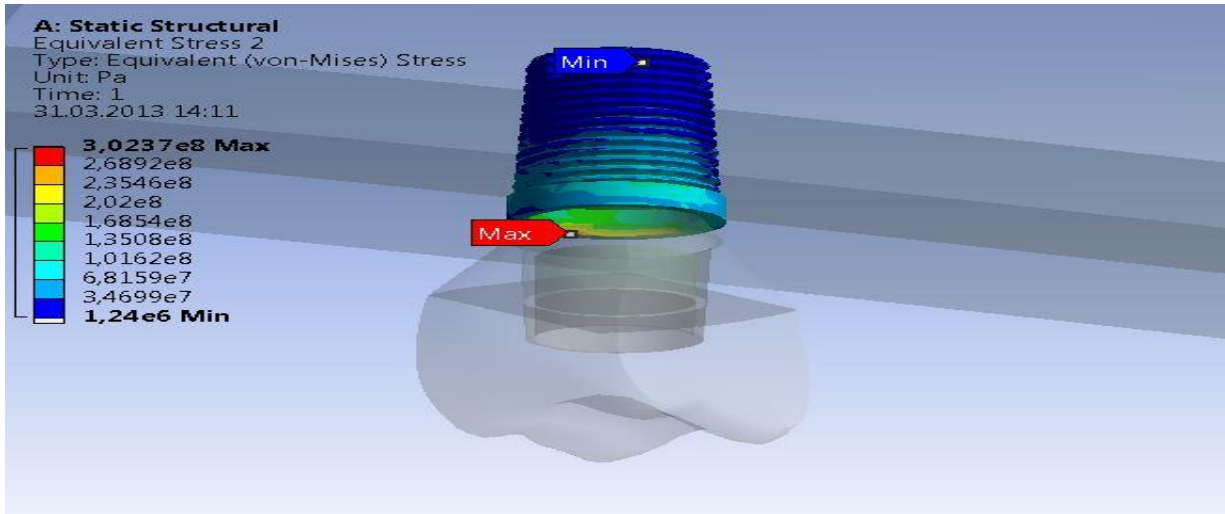
a) Dik açılı implant ve dik kuvvet uygulaması:



Şekil 15) Maksillaya 5 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında dik yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu açığa çıkan en yüksek ve en düşük Von mises stres değerleri.

5 mm uzunluğunda ve 3, 7 çapında implantlarda elde edilen stres analizlerine göre; dik açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum Von mises stresin implantın apikalinde olduğu görüldü. Minimum Von mises stresin ise apikal 1/3' te meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum Von mises stres değeri 122,22 MPa olarak tespit edilirken, minimum Von mises stres değeri ise 3,63 MPa olarak elde edildi (Şekil 15).

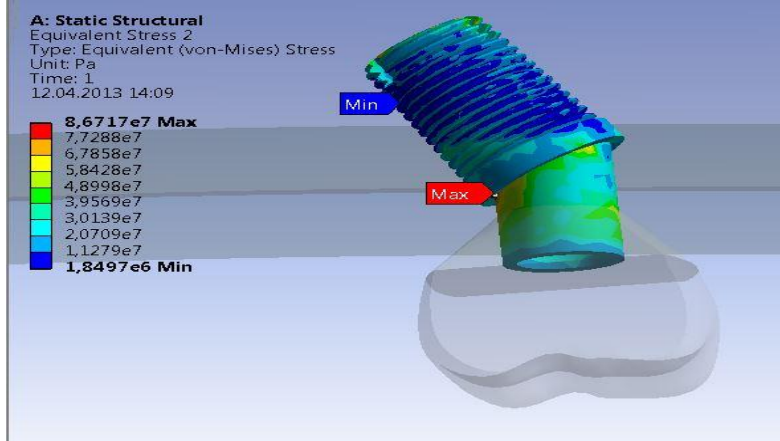
b) Dik açılı implant ve oblik kuvvet uygulaması:



Şekil 16) Maksillaya 5 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında dik yerleştirilen implant üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu açığa çıkan en yüksek ve en düşük Von mises stres değerleri.

5 mm uzunluğunda ve 3, 7 çapında implantlarda elde edilen stres analizlerine göre; dik açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum Von misses stresin implantın boyun bölgesinde oluştuğu görüldü. Minimum Von misses stresin ise apikalde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum Von misses stres değeri 302,37 MPa olarak tespit edilirken, minimum Von misses stres değeri ise 1,24 MPa olarak elde edildi (Şekil 16).

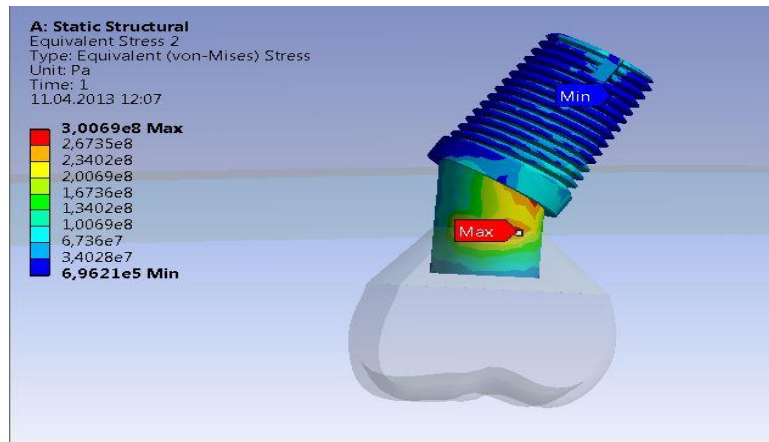
c) 30° açılı implant ve dik kuvvet uygulaması:



Şekil 17) Maksillaya 5 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında oblik yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu açığa çıkan en yüksek ve en düşük Von misses stres değerleri.

5 mm uzunluğunda ve 3, 7 çapında implantlarda elde edilen stres analizlerine göre; 30° açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum Von misses stresin implantın boyun bölgesinde oluştuğu görüldü. Minimum Von misses stresin ise apikal 1/3' te meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum Von misses stres değeri 86,71 MPa olarak tespit edilirken, minimum Von misses stres değeri ise 1,84 MPa olarak elde edildi (Şekil 17).

d) 30° açılı implant ve oblik kuvvet uygulaması:

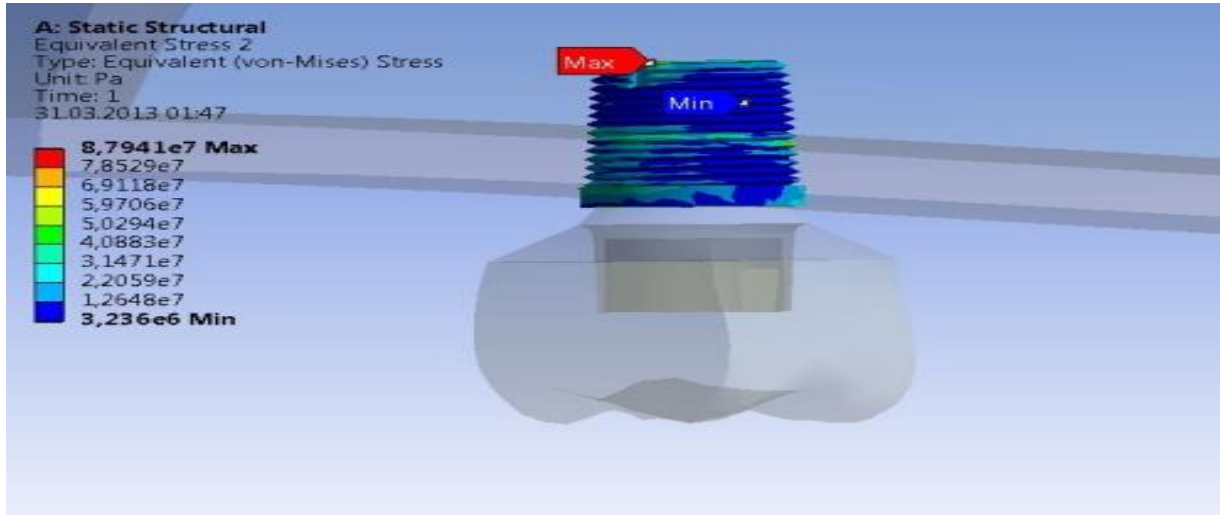


Şekil 18) Maksillaya 5 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında açılı yerleştirilen implant üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu açığa çıkan en yüksek ve en düşük Von misses stres değerleri.

5 mm uzunluğunda ve 3, 7 çapında implantlarda elde edilen stres analizlerine göre; 30° açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum Von misses stresin implant- abutment birleşim noktasında oluştuğu görüldü. Minimum Von misses stresin ise apikal 1/3' te meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum Von misses stres değeri 300,69 MPa olarak tespit edilirken, minimum Von misses stres değeri ise 0,69 MPa olarak elde edildi (Şekil 18).

4.1.2. Maksillaya yerleştirilen ayrı ayrı 5 mm boy ve 4,7 mm çapındaki dik ve açılı implantlar üzerine uygulanan dik ve oblik kuvvet sonucu açığa çıkan Von misses stres değerleri:

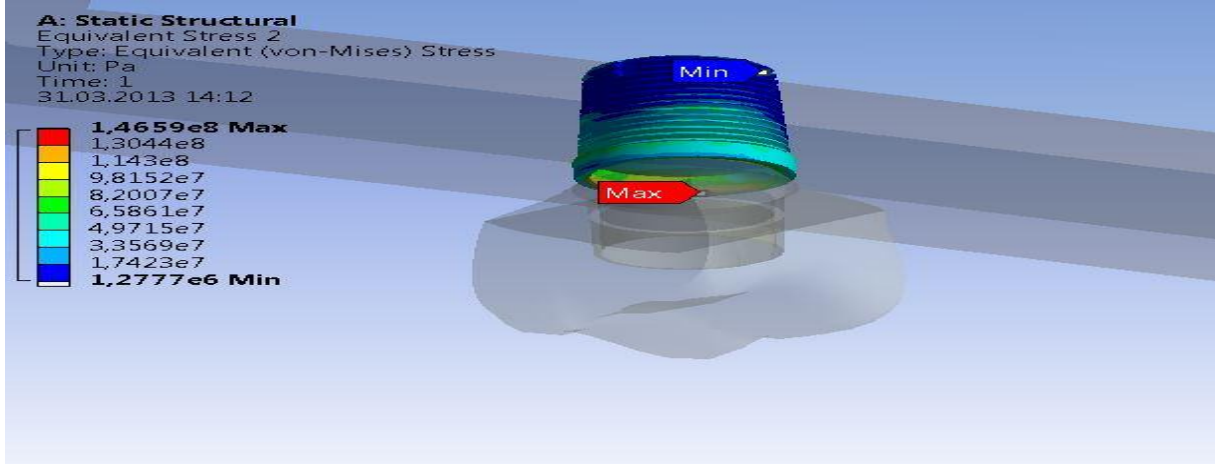
a) Dik açılı implant ve dik kuvvet uygulaması:



Şekil 19) Maksillaya 5 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında dik yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu açığa çıkan en yüksek ve en düşük Von misses stres değerleri.

5 mm uzunluğunda ve 4, 7 çapında implantlarda elde edilen stres analizlerine göre; dik açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum Von misses stresin implantın apikalinde oluştuğu görüldü. Minimum Von misses stresin ise apikal 1/3' te meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum Von misses stres değeri 87,94 MPa olarak tespit edilirken, minimum Von misses stres değeri ise 3,26 MPa olarak elde edildi (Şekil 19).

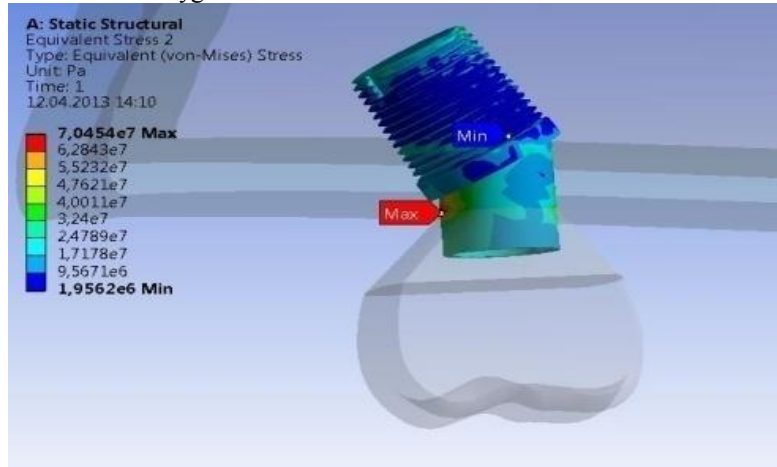
b) Dik açılı implant ve oblik kuvvet uygulaması:



Şekil 20) Maksillaya 5 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında dik yerleştirilen implant üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu açığa çıkan en yüksek ve en düşük Von misses stres değerleri.

5 mm uzunluğunda ve 4, 7 çapında implantlarda elde edilen stres analizlerine göre; dik açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum Von misses stresin implantın boyun bölgesinde olduğu görüldü. Minimum Von misses stresin ise apikalde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum Von misses stres değeri 146,59 MPa olarak tespit edilirken, minimum Von misses stres değeri ise 1,27 MPa olarak elde edildi (Şekil 20):

c) 30° açılı implant ve dik kuvvet uygulaması:

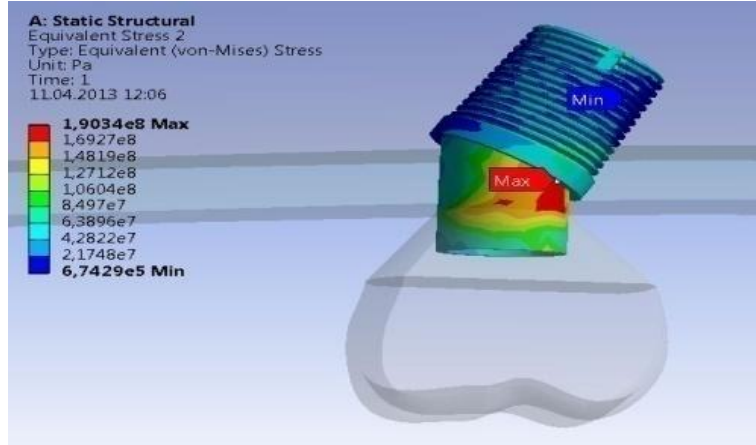


Şekil 21) Maksillaya 5 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında oblik yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu açığa çıkan en yüksek ve en düşük Von misses stres değerleri.

5 mm uzunluğunda ve 4, 7 çapında implantlarda elde edilen stres analizlerine göre; 30° açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum Von misses stresin implantın boyun bölgesinde (implant ve abutment birleşim noktasında) olduğu görüldü. Minimum Von misses stresin ise implant boyun bölgesinin hemen altında meydana

geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum Von mises stres değeri 70,45 MPa olarak tespit edilirken, minimum Von mises stres değeri ise 1,95 MPa olarak elde edildi (Şekil 21).

d) 30° açılı implant ve oblik kuvvet uygulaması:

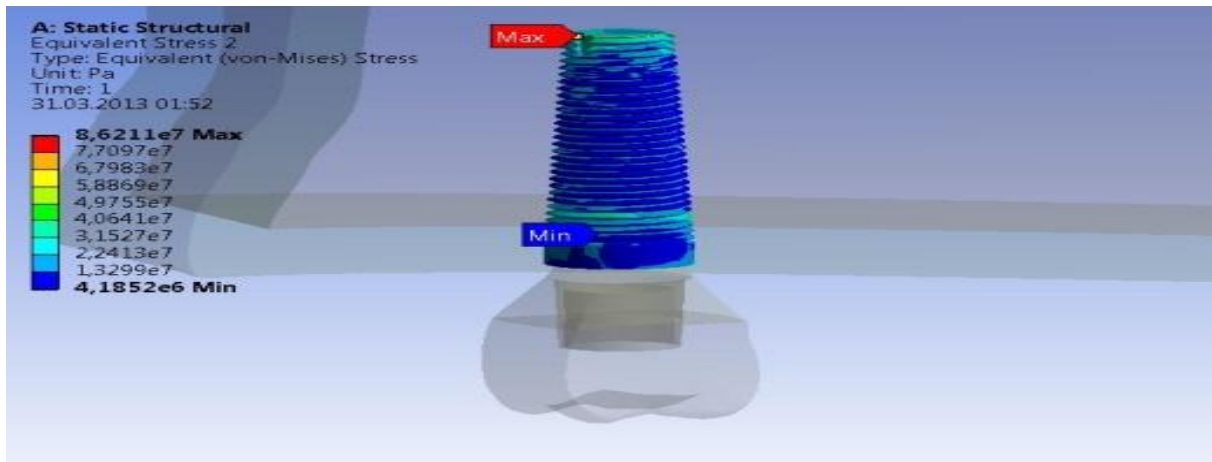


Şekil 22) Maksillaya 5 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında açılı yerleştirilen implant üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu açığa çıkan en yüksek ve en düşük Von mises stres değerleri.

5 mm uzunluğunda ve 4, 7 çapında implantlarda elde edilen stres analizlerine göre; 30° açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum Von mises stresin implant- abutment birleşim noktasında olduğu görüldü. Minimum Von mises stresin ise apikal 1/3' te meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum Von mises stres değeri 190,34 MPa olarak tespit edilirken, minimum Von mises stres değeri ise 0,67 MPa olarak elde edildi (Şekil 22).

4.1.3. Maksillaya yerleştirilen ayrı ayrı 10 mm boy ve 3,7 mm çapındaki dik ve açılı implantlar üzerine uygulanan dik ve oblik kuvvet sonucu açığa çıkan Von mises stres değerleri:

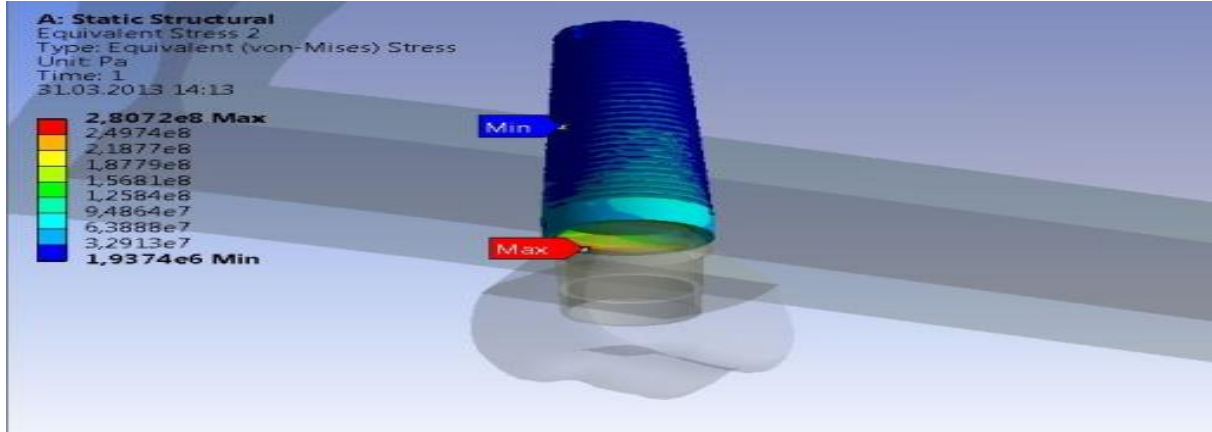
a) Dik açılı implant ve dik kuvvet uygulaması:



Şekil 23) Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında dik yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu açığa çıkan en yüksek ve en düşük Von mises stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 3, 7 çapında implantlarda elde edilen stres analizlerine göre; dik açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum Von misses stresin implantın apikalinde oluştuğu görüldü. Minimum Von misses stresin ise boyun bölgesinde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum Von misses stres değeri 86,21 MPa olarak tespit edilirken, minimum Von misses stres değeri ise 4,18 MPa olarak elde edildi (Şekil 23).

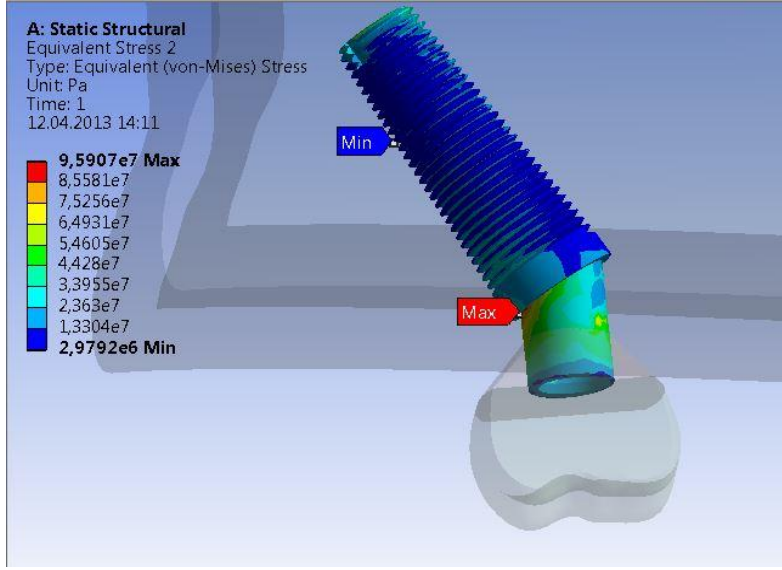
b) Dik açılı implant ve oblik kuvvet uygulaması:



Şekil 24) Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında dik yerleştirilen implant üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu açığa çıkan en yüksek ve en düşük Von misses stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 3, 7 çapında implantlarda elde edilen stres analizlerine göre; dik açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum Von misses stresin implantın boyun bölgesinde oluştuğu görüldü. Minimum Von misses stresin ise apikal 1/2' de meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum Von misses stres değeri 280,72 MPa olarak tespit edilirken, minimum Von misses stres değeri ise 1,93 MPa olarak elde edildi (Şekil 24).

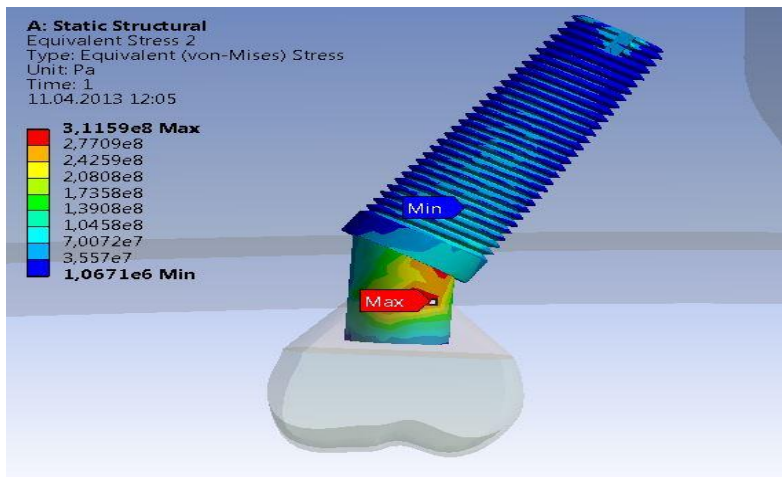
c) 30° açılı implant ve dik kuvvet uygulaması:



Şekil 25) Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında oblik yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu açığa çıkan en yüksek ve en düşük Von mises stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 3, 7 çapında implantlarda elde edilen stres analizlerine göre; 30° açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum Von mises stresin implantın boyun bölgesinde (implant ve abutment birleşim noktasında) olduğu görüldü. Minimum Von mises stresin ise apikal 1/3' te meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum Von mises stres değeri 95,90 MPa olarak tespit edilirken, minimum Von mises stres değeri ise 2,97 MPa olarak elde edildi (Şekil 25).

d) 30° açılı implant ve oblik kuvvet uygulaması:

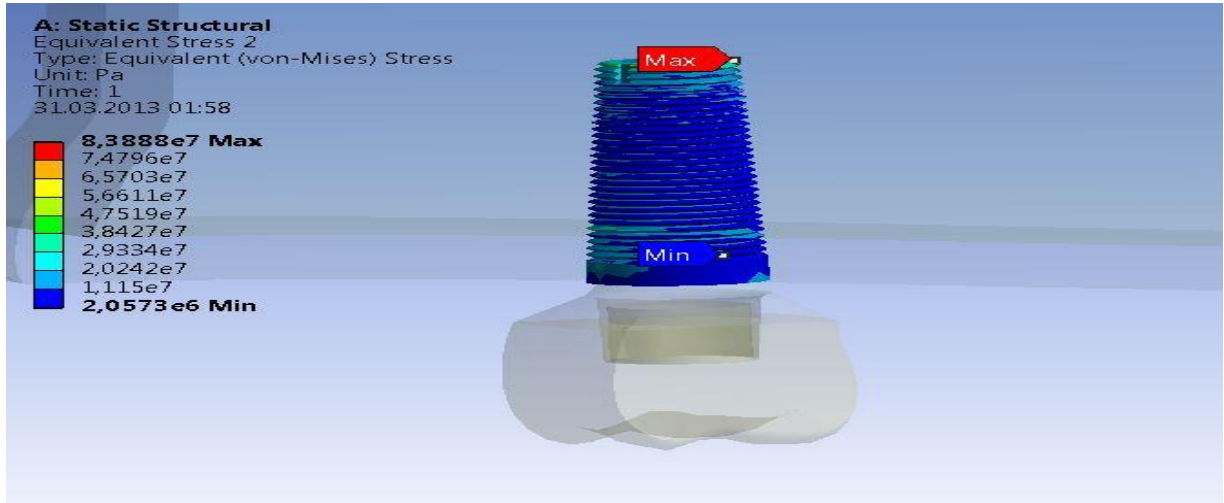


Şekil 26) Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında oblik yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu açığa çıkan en yüksek ve en düşük Von mises stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 3, 7 çapında implantlarda elde edilen stres analizlerine göre; 30° açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum Von misses stresin implant- abutment birleşim noktasında oluştuğu görüldü. Minimum Von misses stresin boyun bölgesinin hemen altında meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum Von misses stres değeri 311,59 MPa olarak tespit edilirken, minimum Von misses stres değeri ise 1,06 MPa olarak elde edildi (Şekil 26).

4.1.4. Maksillaya yerleştirilen ayrı ayrı 10 mm boy ve 4,7 mm çapındaki dik ve açılı implantlar üzerine uygulanan dik ve oblik kuvvet sonucu açığa çıkan Von misses stres değerleri:

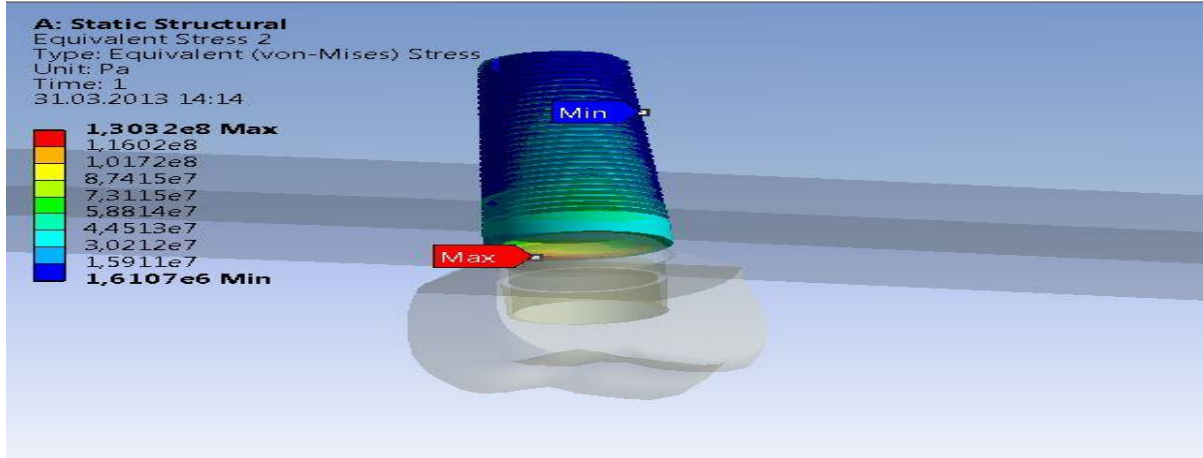
a) Dik açılı implant ve dik kuvvet uygulaması:



Şekil 27) Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında dik yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu açığa çıkan en yüksek ve en düşük Von misses stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 4, 7 çapında implantlarda elde edilen stres analizlerine göre; dik açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum Von misses stresin implantın apikalinde oluştuğu görüldü. Minimum Von misses stresin ise boyun bölgesinde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum Von misses stres değeri 83,88 MPa olarak tespit edilirken, minimum Von misses stres değeri ise 2,05 MPa olarak elde edildi (Şekil 27).

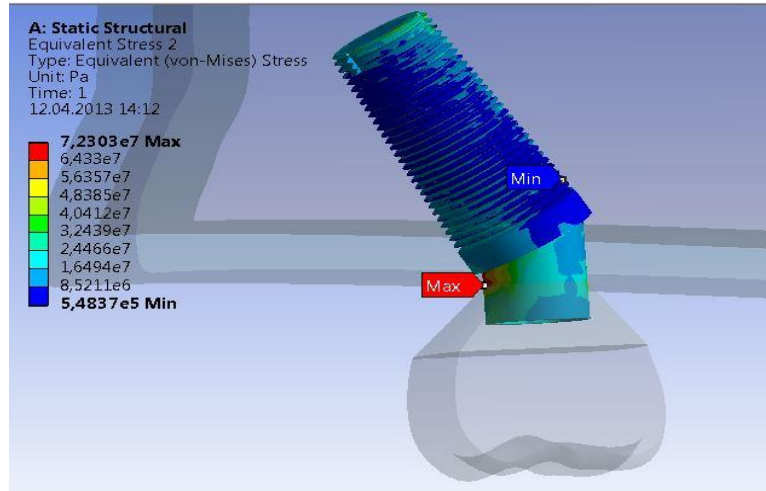
b) Dik açılı implant ve oblik kuvvet uygulaması:



Şekil 28) Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında dik yerleştirilen implant üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu açığa çıkan en yüksek ve en düşük Von misses stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 4, 7 çapında implantlarda elde edilen stres analizlerine göre; dik açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum Von misses stresin implantın boyun bölgesinde oluştuğu görüldü. Minimum Von misses stresin ise apikal 1/3' de meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum Von misses stres değeri 130,32 MPa olarak tespit edilirken, minimum Von misses stres değeri ise 1,61 MPa olarak elde edildi (Şekil 28).

c) 30° açılı implant ve dik kuvvet uygulaması:

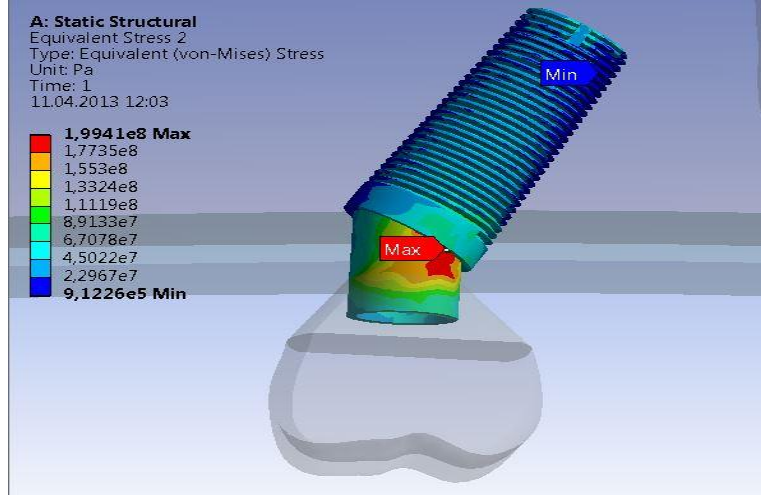


Şekil 29) Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında oblik yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu açığa çıkan en yüksek ve en düşük Von misses stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 4, 7 çapında implantlarda elde edilen stres analizlerine göre; 30° açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum Von misses stresin implantın boyun bölgesinde (implant ve abutment birleşim noktasında) oluştuğu görüldü. Minimum Von misses stresin ise boyun bölgesinin hemen altında meydana

geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum Von misses stres değeri 72,30 MPa olarak tespit edilirken, minimum Von misses stres değeri ise 0,54 MPa olarak elde edildi (Şekil 29).

d) 30° açılı implant ve oblik kuvvet uygulaması:

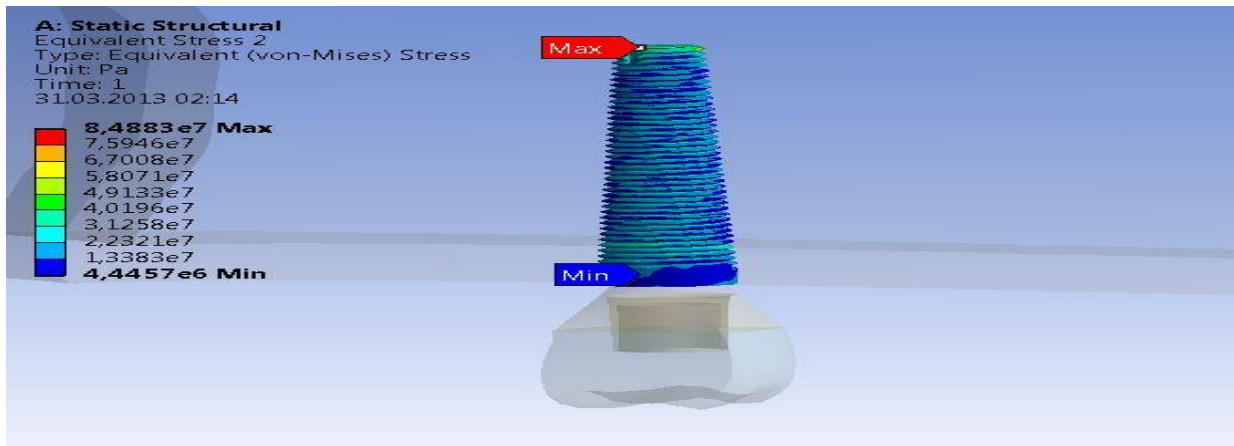


Şekil 30) Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında oblik yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu açığa çıkan en yüksek ve en düşük Von misses stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 4, 7 çapında implantlarda elde edilen stres analizlerine göre; 30° açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum Von misses stresin boyun bölgesinde olduğu görüldü. Minimum Von misses stresin apikalde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum Von misses stres değeri 199,41 MPa olarak tespit edilirken, minimum Von misses stres değeri ise 0,91 MPa olarak elde edildi (Şekil 30).

4.1.5. Maksillaya yerleştirilen ayrı ayrı 13 mm boy ve 3,7 mm çapındaki dik ve açılı implantlar üzerine uygulanan dik ve oblik kuvvet sonucu açığa çıkan Von misses stres değerleri:

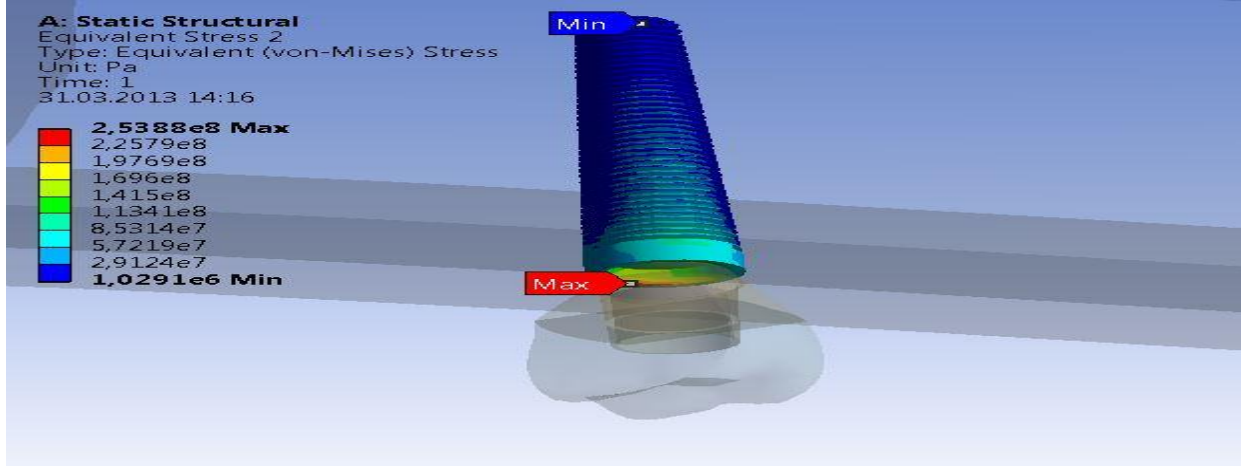
a) Dik açılı implant ve dik kuvvet uygulaması:



Şekil 31) Maksillaya 13 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında dik yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu açığa çıkan en yüksek ve en düşük Von misses stres değerleri.

13 mm uzunluğunda ve 3, 7 çapında implantlarda elde edilen stres analizlerine göre; dik açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum Von misses stresin implantın apikalinde oluştuğu görüldü. Minimum Von misses stresin ise boyun bölgesinde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum Von misses stres değeri 84,88 MPa olarak tespit edilirken, minimum Von misses stres değeri ise 4,44 MPa olarak elde edildi (Şekil 31).

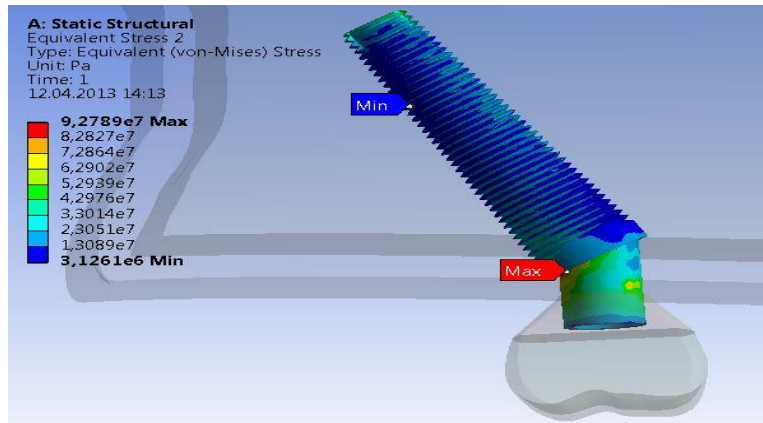
b) Dik açılı implant ve oblik kuvvet uygulaması:



Şekil 32) Maksillaya 13 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında dik yerleştirilen implant üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu açığa çıkan en yüksek ve en düşük Von misses stres değerleri.

13 mm uzunluğunda ve 3, 7 çapında implantlarda elde edilen stres analizlerine göre; dik açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum Von misses stresin implantın boyun bölgesinde oluştuğu görüldü. Minimum Von misses stresin ise apikalde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum Von misses stres değeri 253,88 MPa olarak tespit edilirken, minimum Von misses stres değeri ise 1,02 MPa olarak elde edildi (Şekil 32).

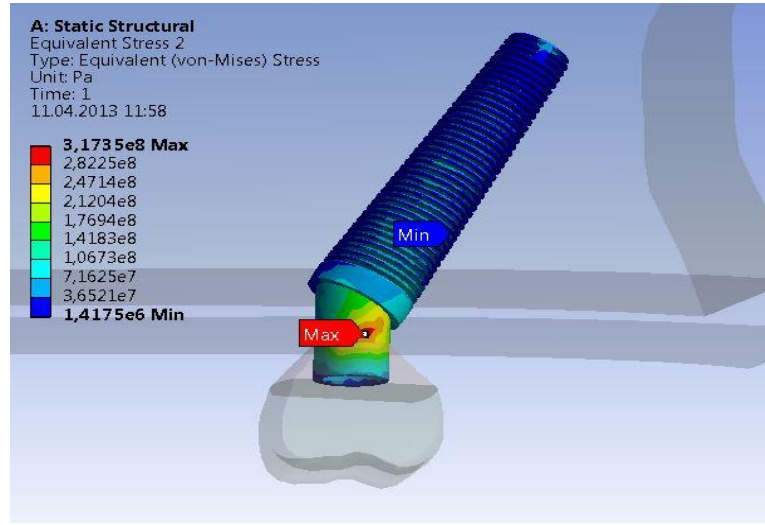
c) 30° açılı implant ve dik kuvvet uygulaması:



Şekil 33) Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında oblik yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu açığa çıkan en yüksek ve en düşük Von misses stres değerleri.

13 mm uzunluğunda ve 3, 7 çapında implantlarda elde edilen stres analizlerine göre; 30° açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum Von mises stresin implantın boyun bölgesinde görüldü. Minimum Von mises stresin ise implantın apikal 1/3' ünde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum Von mises stres değeri 92,78 MPa olarak tespit edilirken, minimum Von mises stres değeri ise 3,12 MPa olarak elde edildi (Şekil 33).

d) 30° açılı implant ve oblik kuvvet uygulaması:

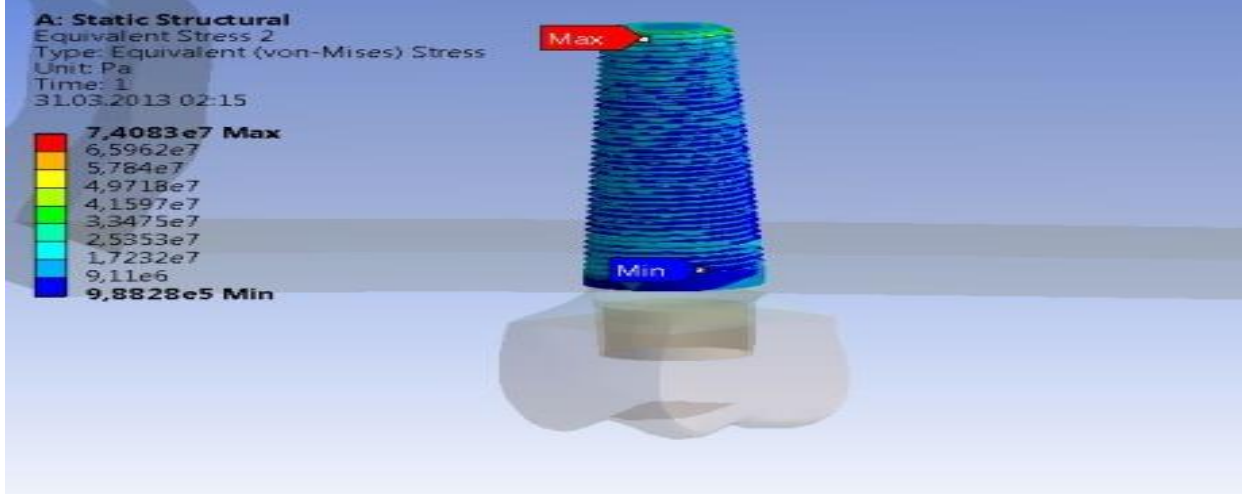


Şekil 34) Maksillaya 13 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında oblik yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu açığa çıkan en yüksek ve en düşük Von mises stres değerleri

13 mm uzunluğunda ve 3, 7 çapında implantlarda elde edilen stres analizlerine göre; 30° açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum Von mises stresin boyun bölgesi ve abutment arasında olduğu görüldü. Minimum Von mises stresin apikalın 1/2' inde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum Von mises stres değeri 317,35 MPa olarak tespit edilirken, minimum Von mises stres değeri ise 1,41 MPa olarak elde edildi (Şekil 34).

4.1.6. Maksillaya yerleştirilen ayrı ayrı 13 mm boy ve 4,7 mm çapındaki dik ve açılı implantlar üzerine uygulanan dik ve oblik kuvvet sonucu açığa çıkan Von mises stres değerleri:

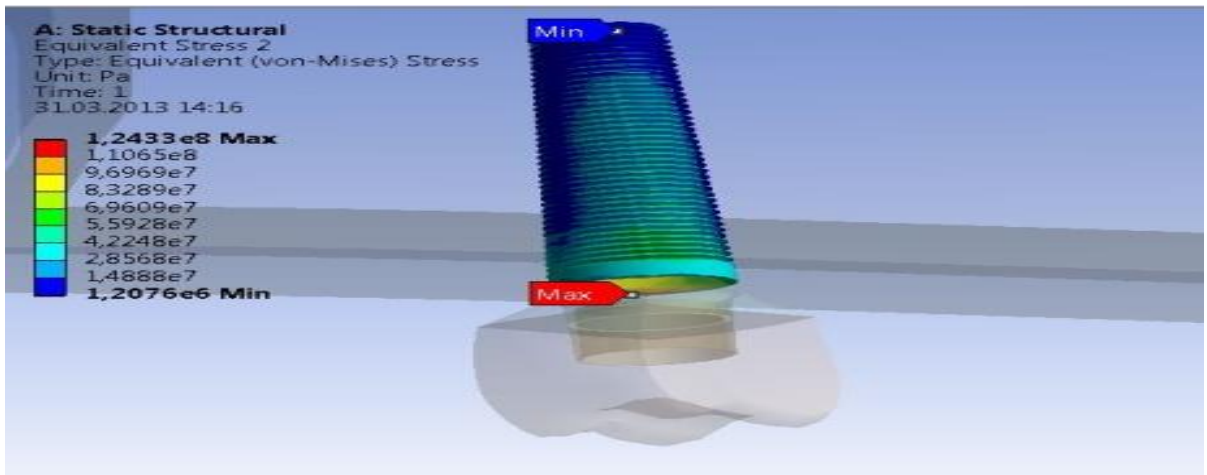
a) Dik açılı implant ve dik kuvvet uygulaması:



Şekil 35) Maksillaya 13 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında dik yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu açığa çıkan en yüksek ve en düşük Von mises stres değerleri.

13 mm uzunluğunda ve 4, 7 çapında implantlarda elde edilen stres analizlerine göre; dik açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum Von mises stresin implantın apikalinde olduğu görüldü. Minimum Von mises stresin ise boyun bölgesinde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum Von mises stres değeri 74,08 MPa olarak tespit edilirken, minimum Von mises stres değeri ise 0,98 MPa olarak elde edildi (Şekil 35).

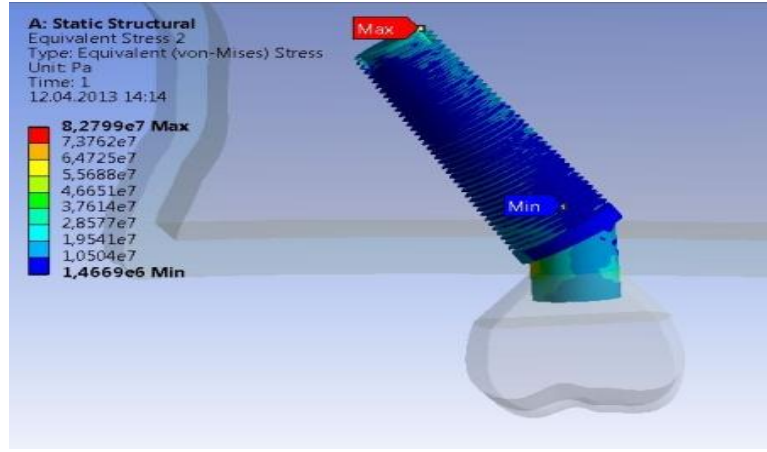
b) Dik açılı implant ve oblik kuvvet uygulaması:



Şekil 36) Maksillaya 13 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında dik yerleştirilen implant üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu açığa çıkan en yüksek ve en düşük Von mises stres değerleri.

13 mm uzunluğunda ve 4, 7 çapında implantlarda elde edilen stres analizlerine göre; dik açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum Von misses stresin implantın boyun bölgesinde oluştuğu görüldü. Minimum Von misses stresin ise implantın apikalinde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum Von misses stres değeri 124,33 MPa olarak tespit edilirken, minimum Von misses stres değeri ise 1,20 MPa olarak elde edildi (Şekil 36).

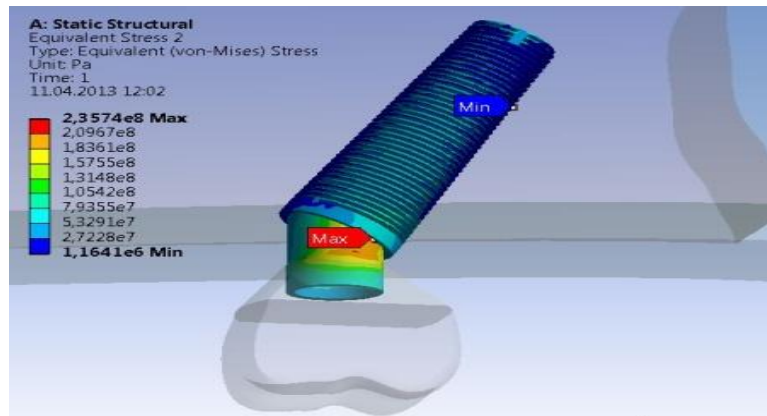
c) 30° açılı implant ve dik kuvvet uygulaması:



Şekil 37) Maksillaya 13 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında oblik yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu açığa çıkan en yüksek ve en düşük Von misses stres değerleri.

13 mm uzunluğunda ve 4, 7 çapında implantlarda elde edilen stres analizlerine göre; 30° açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum Von misses stresin implantın apikal bölgesinde görüldü. Minimum Von misses stresin ise implantın boyun bölgesinin hemen altında meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum Von misses stres değeri 82,79 MPa olarak tespit edilirken, minimum Von misses stres değeri ise 1,46 MPa olarak elde edildi (Şekil 37).

d) 30° açılı implant ve oblik kuvvet uygulaması:



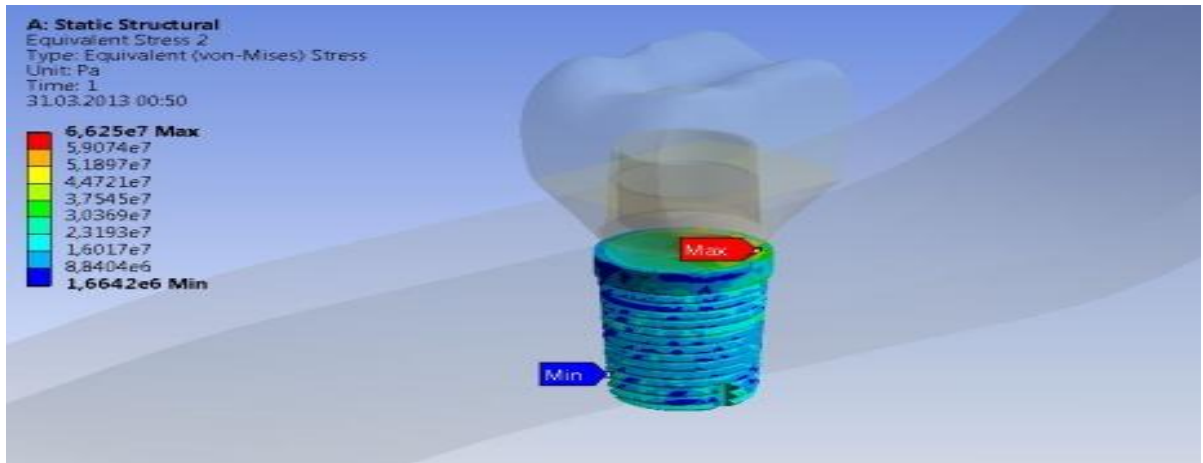
Şekil 38) Maksillaya 13 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında oblik yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu açığa çıkan en yüksek ve en düşük Von misses stres değerleri

13 mm uzunluğunda ve 4, 7 çapında implantlarda elde edilen stres analizlerine göre; 30° açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum Von mises stresin implantın boyun bölgesinde oluştuğu görüldü. Minimum Von mises stresin apikalın 1/2' inde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum Von mises stres değeri 235,74 MPa olarak tespit edilirken, minimum Von mises stres değeri ise 1,16 MPa olarak elde edildi (Şekil 38).

4.2. Mandibulaya implant uygulaması:

4.2.1. Mandibulaya yerleştirilen ayrı ayrı 5 mm boy ve 3,7 mm çapındaki dik ve açılı implantlar üzerine uygulanan dik ve oblik kuvvet sonucu açığa çıkan Von mises stres değerleri:

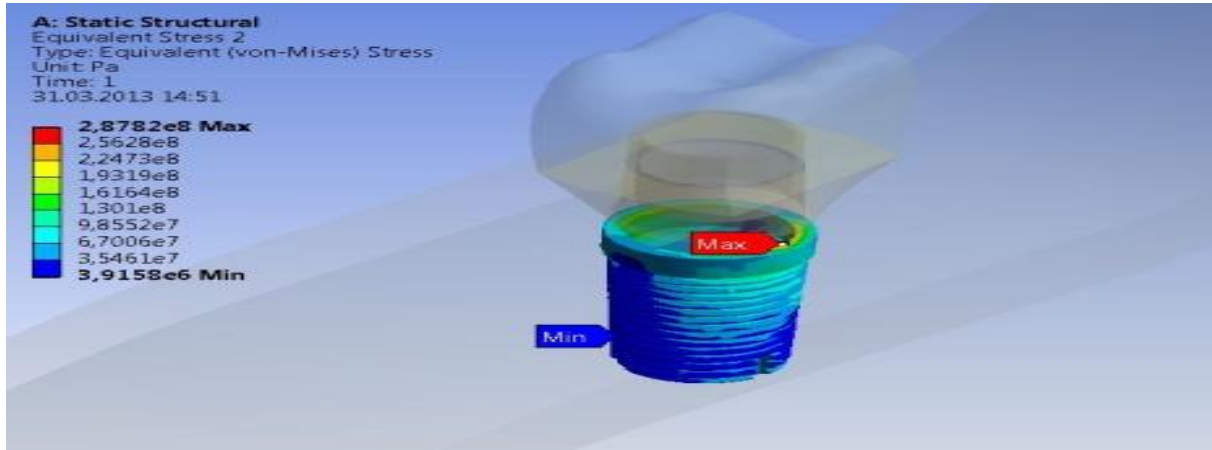
a) Dik açılı implant ve dik kuvvet uygulaması:



Şekil 39) Mandibulaya 5 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında dik yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu açığa çıkan en yüksek ve en düşük Von mises stres değerleri.

5 mm uzunluğunda ve 3, 7 çapında implantlarda elde edilen stres analizlerine göre; dik açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum Von mises stresin implantın boyun bölgesinde oluştuğu görüldü. Minimum Von mises stresin ise implantın apikal bölgesinde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum Von mises stres değeri 66,25 MPa olarak tespit edilirken, minimum Von mises stres değeri ise 1,66 MPa olarak elde edildi (Şekil 39).

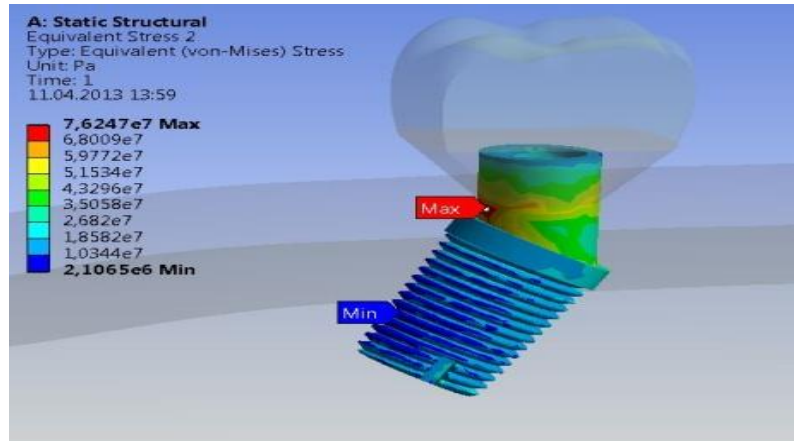
b) Dik açılı implant ve oblik kuvvet uygulaması:



Şekil 40) Mandibulaya 5 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında dik yerleştirilen implant üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu açığa çıkan en yüksek ve en düşük Von misses stres değerleri.

5 mm uzunluğunda ve 3, 7 çapında implantlarda elde edilen stres analizlerine göre; dik açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum Von misses stresin implantın boyun bölgesinde olduğu görüldü. Minimum Von misses stresin ise implantın apikal 1/3' ünde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum Von misses stres değeri 287,82 MPa olarak tespit edilirken, minimum Von misses stres değeri ise 3,91 MPa olarak elde edildi (Şekil 40).

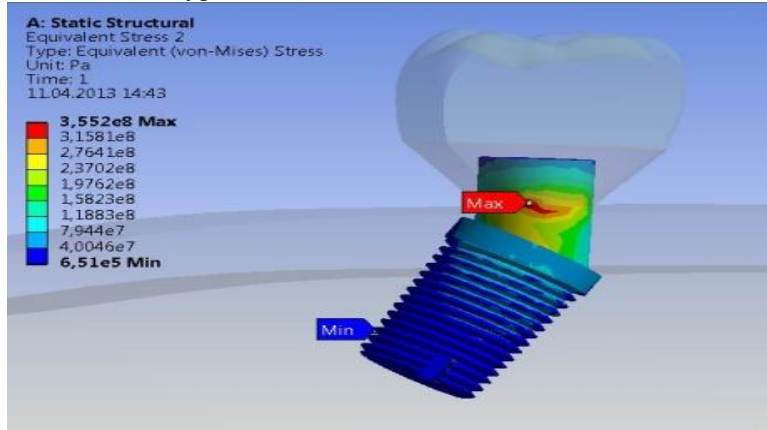
c) 30° açılı implant ve dik kuvvet uygulaması:



Şekil 41) Mandibulaya 5 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında oblik yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu açığa çıkan en yüksek ve en düşük Von misses stres değerleri.

5 mm uzunluğunda ve 3, 7 çapında implantlarda elde edilen stres analizlerine göre; 30° açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum Von misses stresin implant abutment birleşim noktasında görüldü. Minimum Von misses stresin ise implantın apikal 1/3' ünde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum Von misses stres değeri 76,24 MPa olarak tespit edilirken, minimum Von misses stres değeri ise 2,10 MPa olarak elde edildi (Şekil 41).

d) 30° açılı implant ve oblik kuvvet uygulaması:

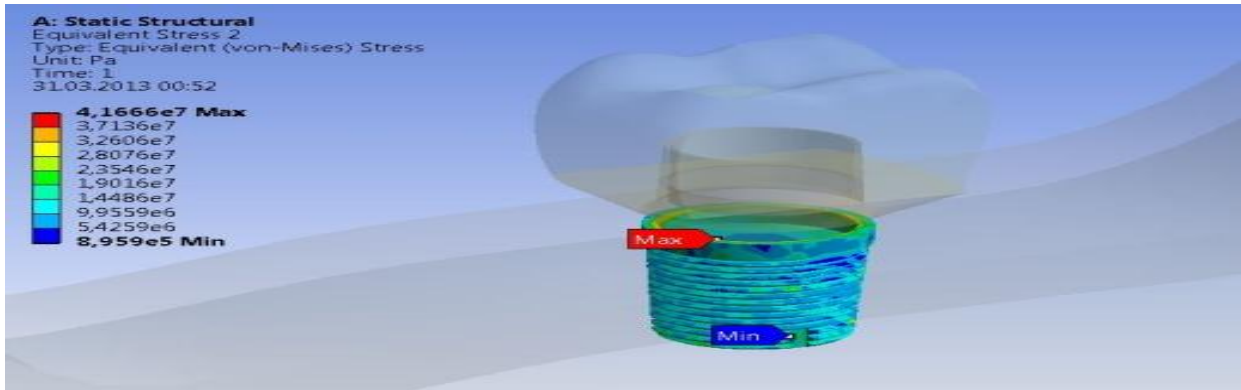


Şekil 42) Mandibulaya 5 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında oblik yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu açığa çıkan en yüksek ve en düşük Von misses stres değerleri

5 mm uzunluğunda ve 3, 7 çapında implantlarda elde edilen stres analizlerine göre; 30° açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum Von misses stresin implant ve abutment arasında olduğu görüldü. Minimum Von misses stresin apikalde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum Von misses stres değeri 355,20 MPa olarak tespit edilirken, minimum Von misses stres değeri ise 0,65 MPa olarak elde edildi (Şekil 42).

4.2.2. Mandibulaya yerleştirilen ayrı ayrı 5 mm boy ve 4,7 mm çapındaki dik ve açılı implantlar üzerine uygulanan dik ve oblik kuvvet sonucu açığa çıkan Von misses stres değerleri:

a) Dik açılı implant ve dik kuvvet uygulaması:

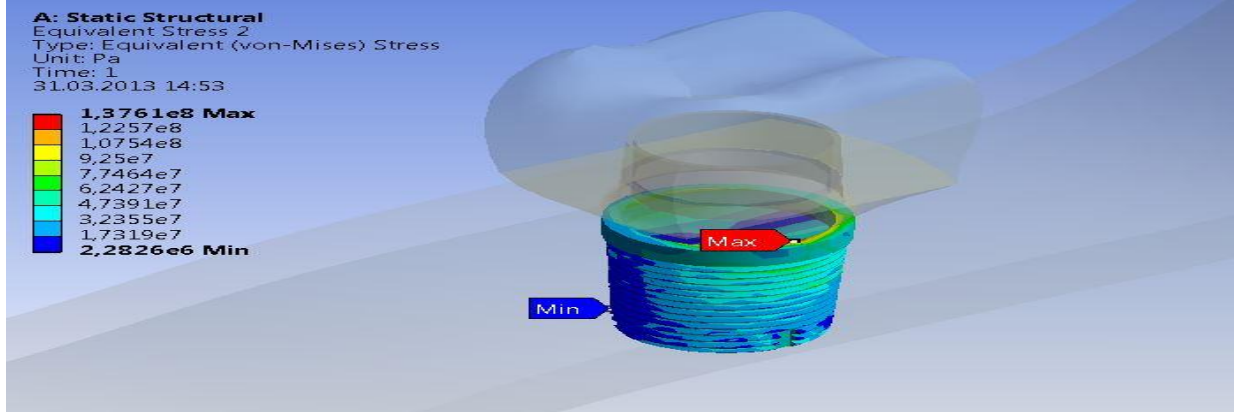


Şekil 43) Mandibulaya 5 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında dik yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu açığa çıkan en yüksek ve en düşük Von misses stres değerleri.

5 mm uzunluğunda ve 4, 7 çapında implantlarda elde edilen stres analizlerine göre; dik açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum Von misses stresin implantın boyun bölgesinde olduğu görüldü. Minimum Von misses stresin ise implantın apikal bölgesinde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum Von

misses stres değeri 41,66 MPa olarak tespit edilirken, minimum Von misses stres değeri ise 0,89 MPa olarak elde edildi (Şekil 43).

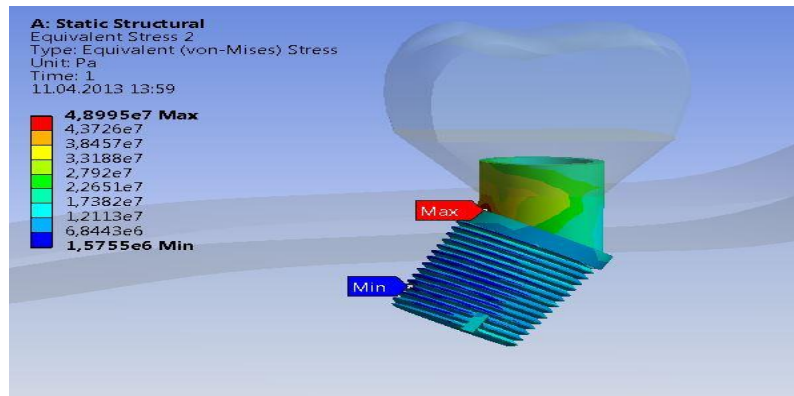
b) Dik açılı implant ve oblik kuvvet uygulaması:



Şekil 44) Mandibulaya 5 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında dik yerleştirilen implant üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu açığa çıkan en yüksek ve en düşük Von misses stres değerleri.

5 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında implantlarda elde edilen stres analizlerine göre; dik açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum Von misses stresin implantın boyun bölgesinde olduğu görüldü. Minimum Von misses stresin ise implantın apikal 1/3' ünde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum Von misses stres değeri 137,61 MPa olarak tespit edilirken, minimum Von misses stres değeri ise 2,28 MPa olarak elde edildi (Şekil 44).

c) 30° açılı implant ve dik kuvvet uygulaması:

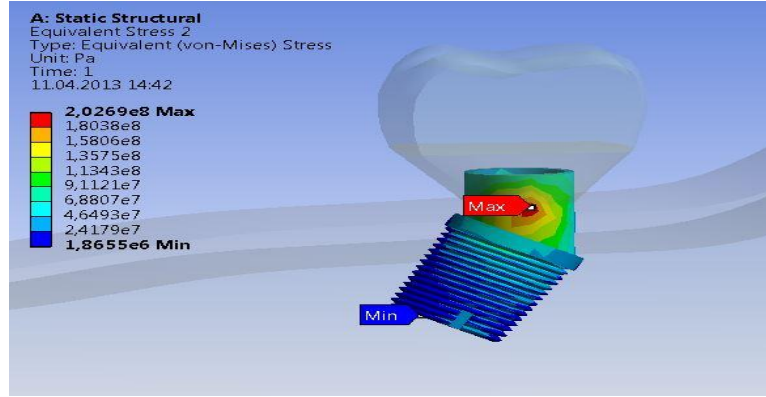


Şekil 45) Mandibulaya 5 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında oblik yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu açığa çıkan en yüksek ve en düşük Von misses stres değerleri.

5 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında implantlarda elde edilen stres analizlerine göre; 30° açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum Von misses stresin implant abutment birleşim noktasında görüldü. Minimum Von misses stresin ise implantın apikal 1/3' ünde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum Von

misses stres değeri 48,99 MPa olarak tespit edilirken, minimum Von misses stres değeri ise 1,57 MPa olarak elde edildi (Şekil 45).

d) 30° açılı implant ve oblik kuvvet uygulaması:

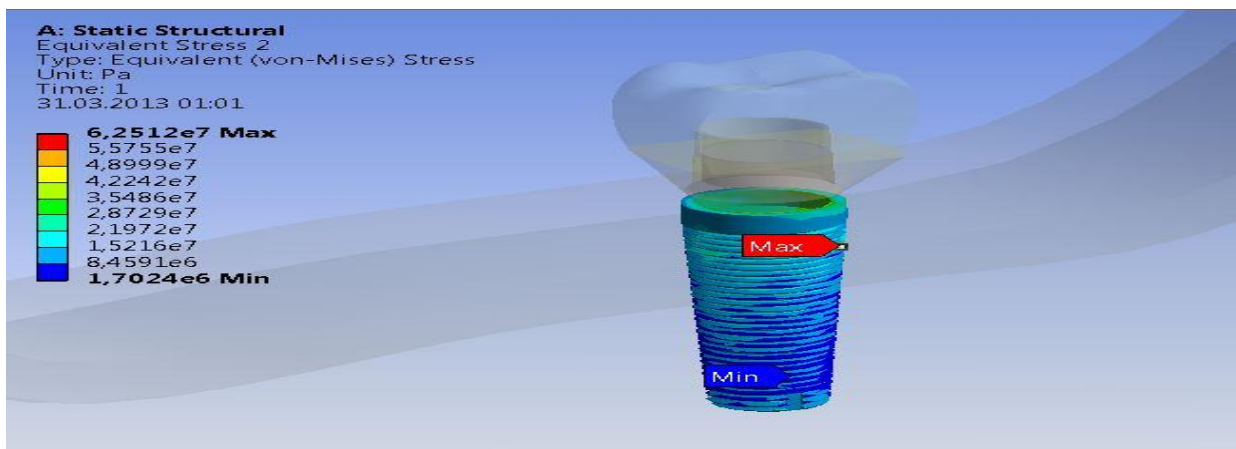


Şekil 46) Mandibulaya 5 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında oblik yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu açığa çıkan en yüksek ve en düşük Von misses stres değerleri

5 mm uzunluğunda ve 4, 7 çapında implantlarda elde edilen stres analizlerine göre; 30° açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum Von misses stresin implant ve abutment arasında olduğu görüldü. Minimum Von misses stresin apikalde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum Von misses stres değeri 202,60 MPa olarak tespit edilirken, minimum Von misses stres değeri ise 1,86 MPa olarak elde edildi (Şekil 46).

4.2.3. Mandibulaya yerleştirilen ayrı ayrı 10 mm boy ve 3,7 mm çapındaki dik ve açılı implantlar üzerine uygulanan dik ve oblik kuvvet sonucu açığa çıkan Von misses stres değerleri:

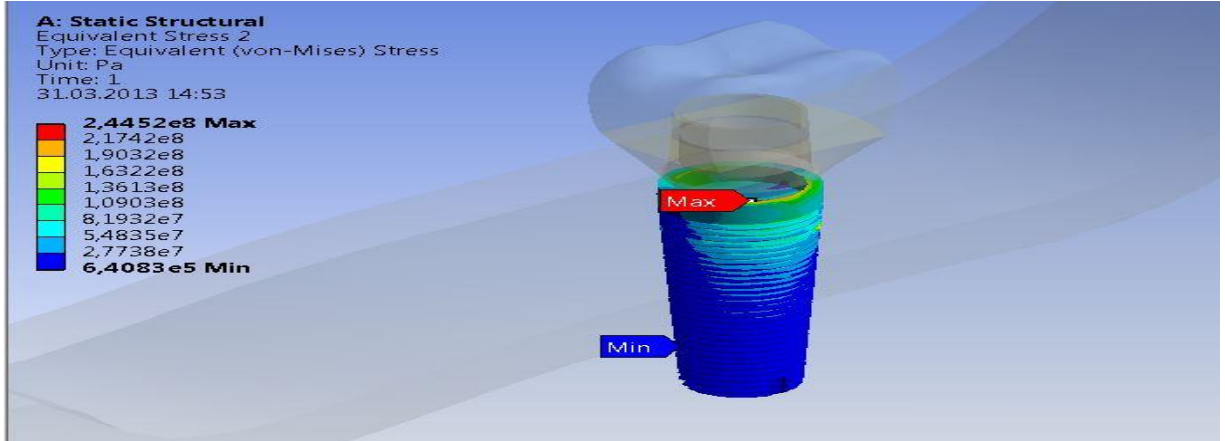
a) Dik açılı implant ve dik kuvvet uygulaması:



Şekil 47) Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında dik yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu açığa çıkan en yüksek ve en düşük Von misses stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 3, 7 çapında implantlarda elde edilen stres analizlerine göre; dik açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum Von misses stresin implantın boyun bölgesinin hemen altında olduğu görüldü. Minimum Von misses stresin ise implantın apikal 1/3' ünde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum Von misses stres değeri 62,51 MPa olarak tespit edilirken, minimum Von misses stres değeri ise 1,70 MPa olarak elde edildi (Şekil 47).

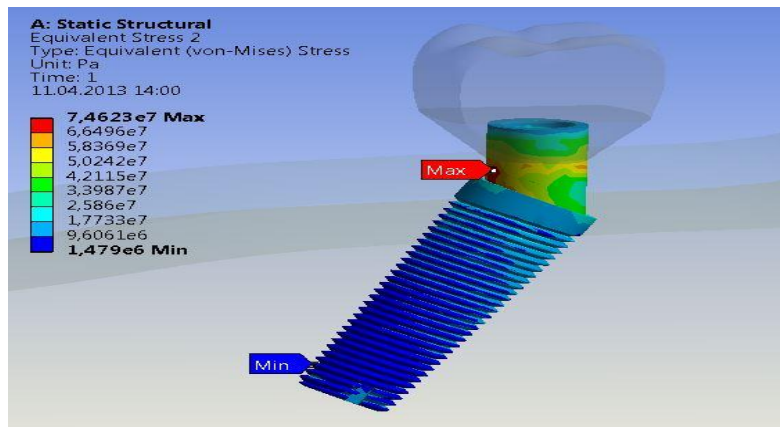
b) Dik açılı implant ve oblik kuvvet uygulaması:



Şekil 48) Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında dik yerleştirilen implant üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu açığa çıkan en yüksek ve en düşük Von misses stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 3, 7 çapında implantlarda elde edilen stres analizlerine göre; dik açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum Von misses stresin implantın boyun bölgesinde olduğu görüldü. Minimum Von misses stresin ise implantın apikal 1/3' ünde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum Von misses stres değeri 244,52 MPa olarak tespit edilirken, minimum Von misses stres değeri ise 0,64 MPa olarak elde edildi (Şekil 48).

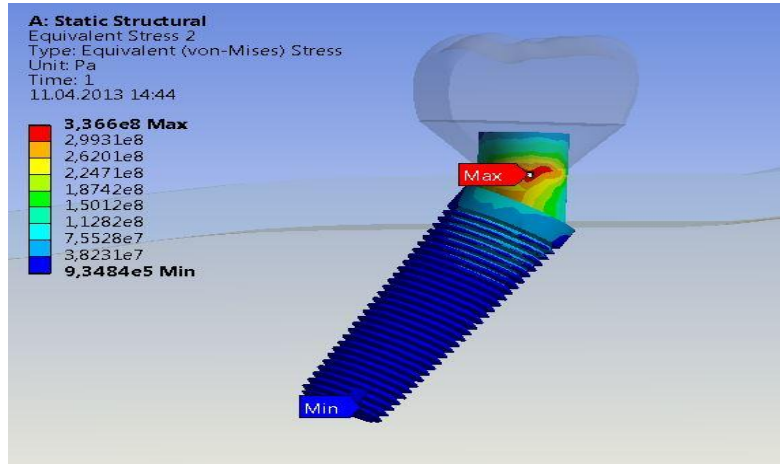
c) 30° açılı implant ve dik kuvvet uygulaması:



Şekil 49) Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında oblik yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu açığa çıkan en yüksek ve en düşük Von misses stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 3, 7 çapında implantlarda elde edilen stres analizlerine göre; 30° açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum Von misses stresin implant abutment birleşim noktasında görüldü. Minimum Von misses stresin ise implantın apikalinde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum Von misses stres değeri 74,62 MPa olarak tespit edilirken, minimum Von misses stres değeri ise 1,47 MPa olarak elde edildi (Şekil 49).

d) 30° açılı implant ve oblik kuvvet uygulaması:

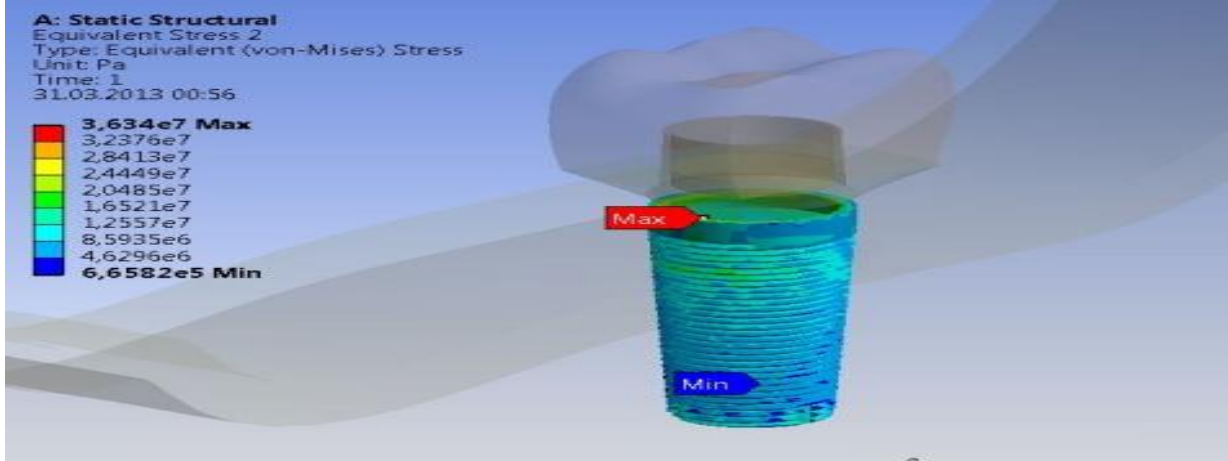


Şekil 50) Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında oblik yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu açığa çıkan en yüksek ve en düşük Von misses stres değerleri

10 mm uzunluğunda ve 3, 7 çapında implantlarda elde edilen stres analizlerine göre; 30° açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum Von misses stresin implant ve abutment arasında olduğu görüldü. Minimum Von misses stresin apikalde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum Von misses stres değeri 336,60 MPa olarak tespit edilirken, minimum Von misses stres değeri ise 0,93 MPa olarak elde edildi (Şekil 50).

4.2.4. Mandibulaya yerleştirilen ayrı ayrı 10 mm boy ve 4,7 mm çapındaki dik ve açılı implantlar üzerine uygulanan dik ve oblik kuvvet sonucu açığa çıkan Von mises stres değerleri:

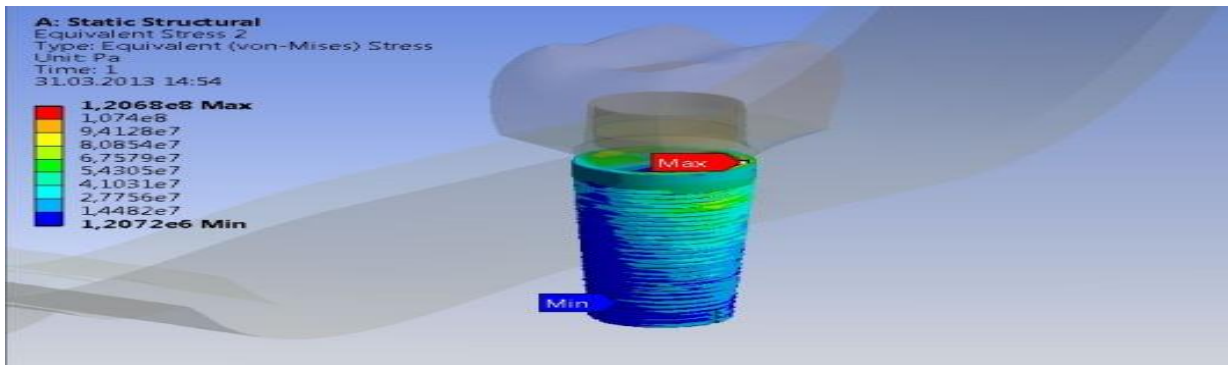
a) Dik açılı implant ve dik kuvvet uygulaması:



Şekil 51) Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında dik yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu açığa çıkan en yüksek ve en düşük Von mises stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 4, 7 çapında implantlarda elde edilen stres analizlerine göre; dik açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum Von mises stresin implantın boyun bölgesinde olduğu görüldü. Minimum Von mises stresin ise implantın apikal 1/3' ünde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum Von mises stres değeri 36,34 MPa olarak tespit edilirken, minimum Von mises stres değeri ise 0,66 MPa olarak elde edildi (Şekil 51).

b) Dik açılı implant ve oblik kuvvet uygulaması:

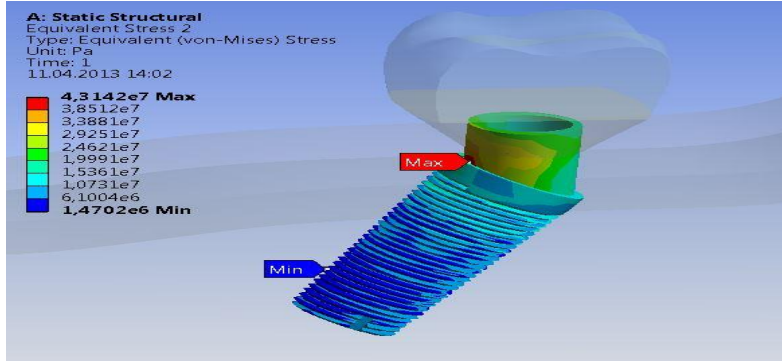


Şekil 52) Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında dik yerleştirilen implant üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu açığa çıkan en yüksek ve en düşük Von mises stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 4, 7 çapında implantlarda elde edilen stres analizlerine göre; dik açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum Von mises stresin implantın boyun bölgesinde olduğu görüldü. Minimum Von mises stresin ise implantın apikal 1/3' ünde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum Von

misses stres değeri 120,68 MPa olarak tespit edilirken, minimum Von misses stres değeri ise 1,20 MPa olarak elde edildi (Şekil 52).

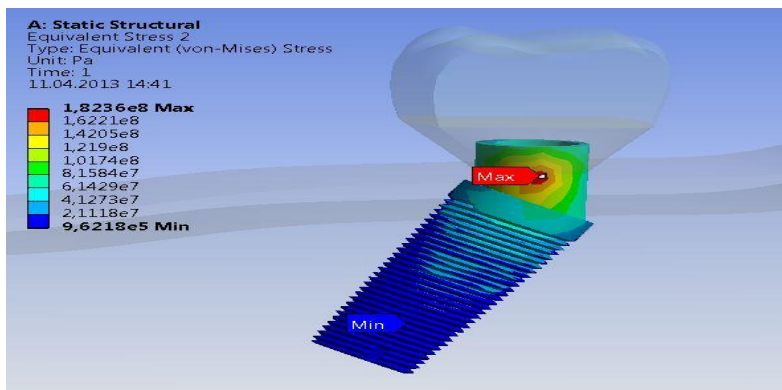
c) 30° açılı implant ve dik kuvvet uygulaması:



Şekil 53) Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında oblik yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu açığa çıkan en yüksek ve en düşük Von misses stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 4, 7 çapında implantlarda elde edilen stres analizlerine göre; 30° açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum Von misses stresin implant boyun bölgesinde izlendi. Minimum Von misses stresin ise implantın apikal 1/3' ünde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum Von misses stres değeri 43,14 MPa olarak tespit edilirken, minimum Von misses stres değeri ise 1,47 MPa olarak elde edildi (Şekil 53).

d) 30° açılı implant ve oblik kuvvet uygulaması:



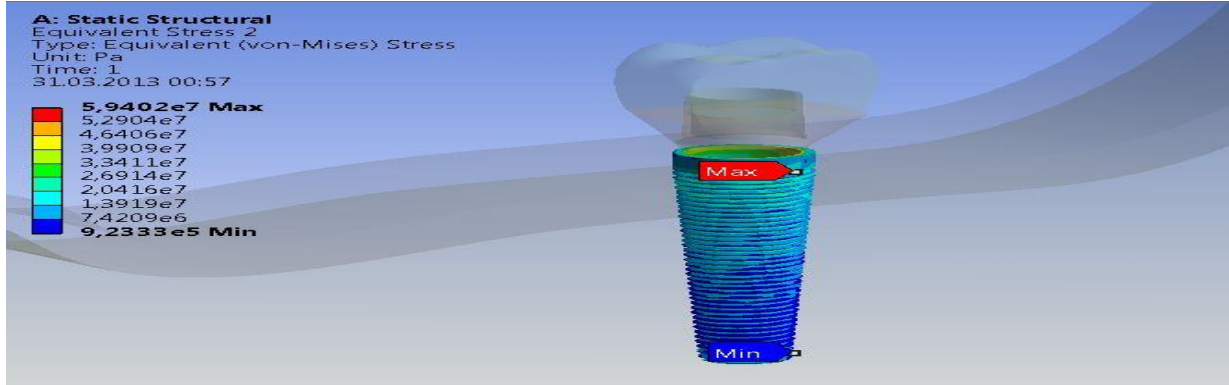
Şekil 54) Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında oblik yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu açığa çıkan en yüksek ve en düşük Von misses stres değerleri

10 mm uzunluğunda ve 4, 7 çapında implantlarda elde edilen stres analizlerine göre; 30° açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum Von misses stresin implant ve abutment arasında olduğu görüldü. Minimum Von misses stresin implantın apikal 1/3' ünde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum Von

misses stres değeri 182,36 MPa olarak tespit edilirken, minimum Von misses stres değeri ise 0,96 MPa olarak elde edildi (Şekil 54).

4.2.5. Mandibulaya yerleştirilen ayrı ayrı 13 mm boy ve 3,7 mm çapındaki dik ve açılı implantlar üzerine uygulanan dik ve oblik kuvvet sonucu açığa çıkan Von misses stres değerleri:

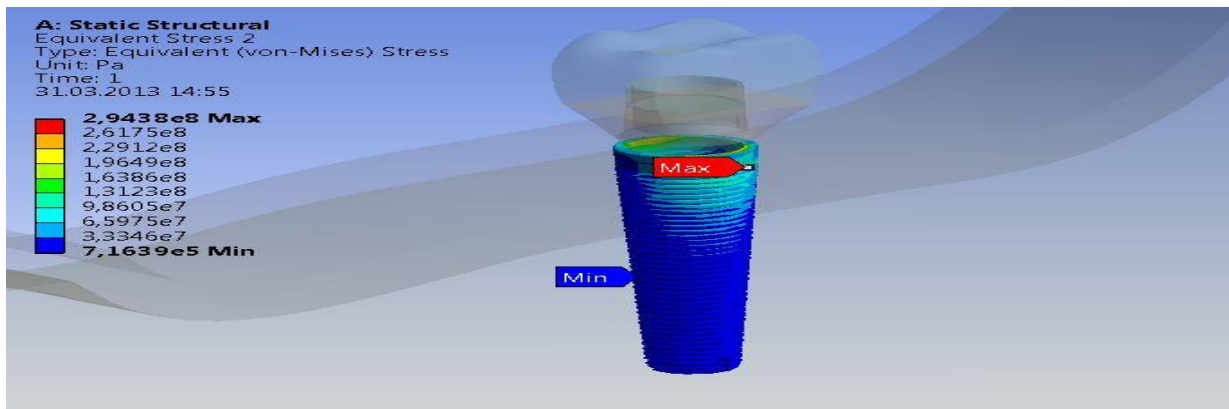
a) Dik açılı implant ve dik kuvvet uygulaması:



Şekil 55) Mandibulaya 13 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında dik yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu açığa çıkan en yüksek ve en düşük Von misses stres değerleri.

13 mm uzunluğunda ve 3, 7 çapında implantlarda elde edilen stres analizlerine göre; dik açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum Von misses stresin implantın boyun bölgesinde olduğu görüldü. Minimum Von misses stresin ise implantın apikalinde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum Von misses stres değeri 59,40 MPa olarak tespit edilirken, minimum Von misses stres değeri ise 0,92 MPa olarak elde edildi (Şekil 55).

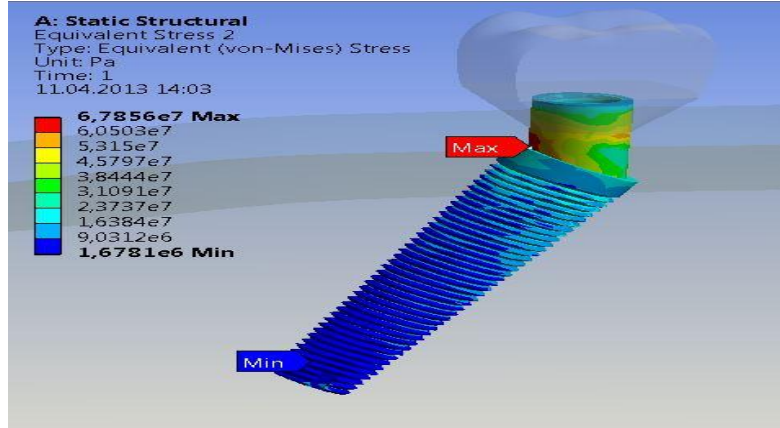
b) Dik açılı implant ve oblik kuvvet uygulaması:



Şekil 56) Mandibulaya 13 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında dik yerleştirilen implant üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu açığa çıkan en yüksek ve en düşük Von misses stres değerleri.

13 mm uzunluğunda ve 3, 7 çapında implantlarda elde edilen stres analizlerine göre; dik açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum Von misses stresin implantın boyun bölgesinde olduğu görüldü. Minimum Von misses stresin ise implantın apikal 1/2' inde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum Von misses stres değeri 294,38 MPa olarak tespit edilirken, minimum Von misses stres değeri ise 0,71 MPa olarak elde edildi (Şekil 56).

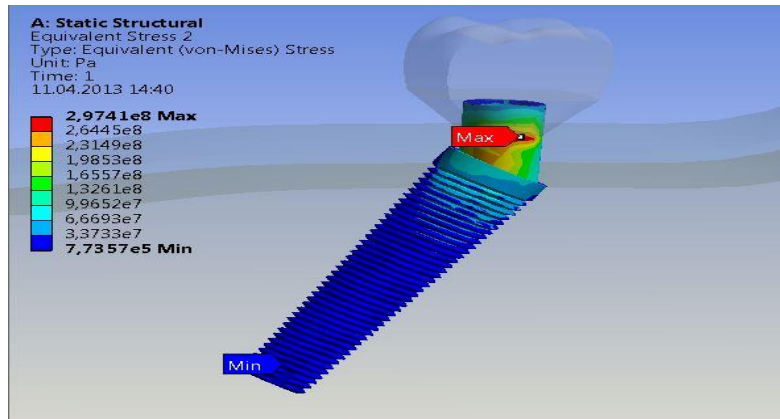
c) 30° açılı implant ve dik kuvvet uygulaması:



Şekil 57) Mandibulaya 13 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında oblik yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu açığa çıkan en yüksek ve en düşük Von misses stres değerleri.

13 mm uzunluğunda ve 3, 7 çapında implantlarda elde edilen stres analizlerine göre; 30° açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum Von misses stresin implantın boyun bölgesinde izlendi. Minimum Von misses stresin ise implantın apikalinde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum Von misses stres değeri 67,85 MPa olarak tespit edilirken, minimum Von misses stres değeri ise 1,67 MPa olarak elde edildi (Şekil 57).

d) 30° açılı implant ve oblik kuvvet uygulaması:

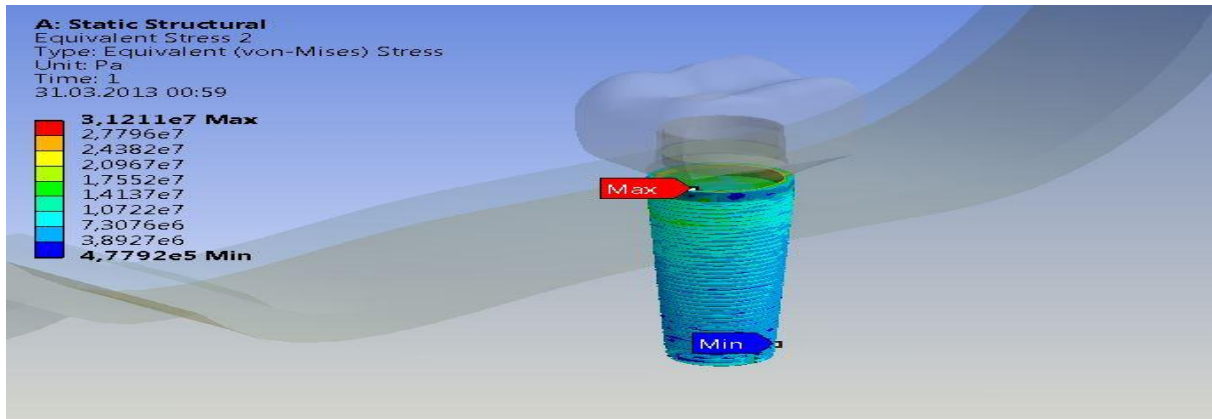


Şekil 58) Mandibulaya 13 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında oblik yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu açığa çıkan en yüksek ve en düşük Von misses stres değerleri

10 mm uzunluğunda ve 3, 7 çapında implantlarda elde edilen stres analizlerine göre; 30° açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum Von mises stresin implant ve abutment arasında oluştuğu görüldü. Minimum Von mises stresin implantın apikalinde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum Von mises stres değeri 297,41 MPa olarak tespit edilirken, minimum Von mises stres değeri ise 0,77 MPa olarak elde edildi (Şekil 58).

4.2.6. Mandibulaya yerleştirilen ayrı ayrı 13 mm boy ve 4,7 mm çapındaki dik ve açılı implantlar üzerine uygulanan dik ve oblik kuvvet sonucu açığa çıkan Von mises stres değerleri:

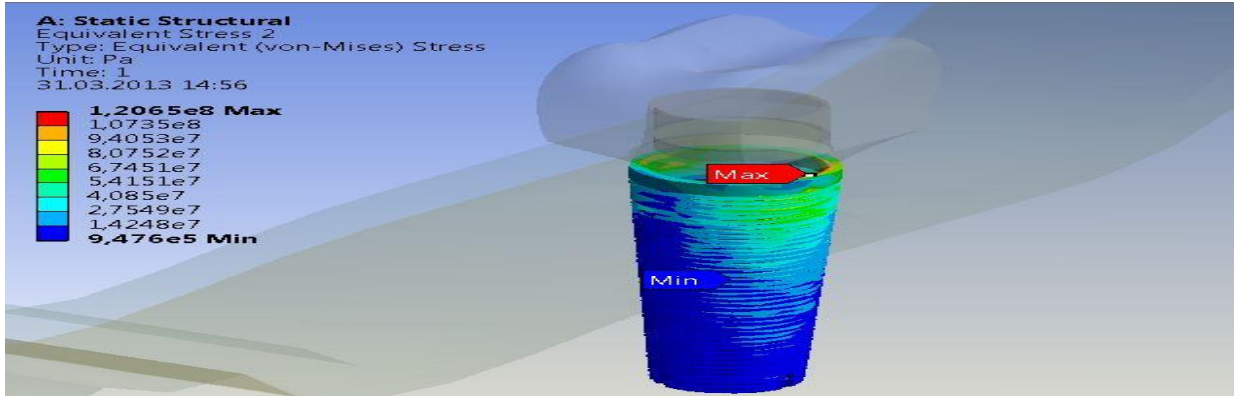
a) Dik açılı implant ve dik kuvvet uygulaması:



Şekil 59) Mandibulaya 13 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında dik yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu açığa çıkan en yüksek ve en düşük Von mises stres değerleri

13 mm uzunluğunda ve 4, 7 çapında implantlarda elde edilen stres analizlerine göre; dik açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum Von mises stresin implantın boyun bölgesinde oluştuğu görüldü. Minimum Von mises stresin ise implantın apikalinde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum Von mises stres değeri 31,21 MPa olarak tespit edilirken, minimum Von mises stres değeri ise 0,47 MPa olarak elde edildi (Şekil 59).

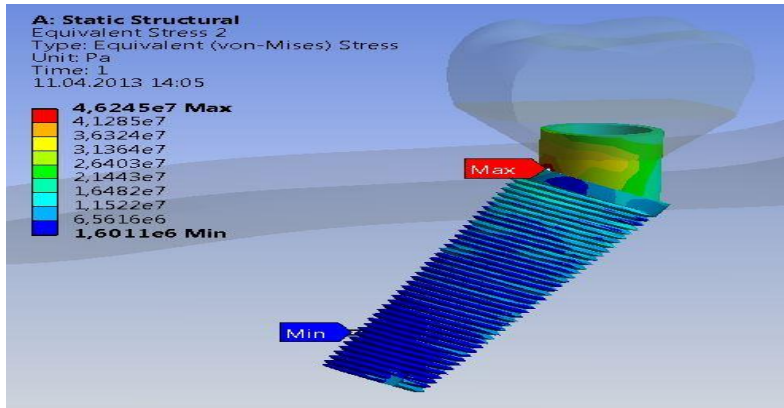
b) Dik açılı implant ve oblik kuvvet uygulaması:



Şekil 60) Mandibulaya 13 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında dik yerleştirilen implant üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu açığa çıkan en yüksek ve en düşük Von mises stres değerleri.

13 mm uzunluğunda ve 4, 7 çapında implantlarda elde edilen stres analizlerine göre; dik açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum Von mises stresin implantın boyun bölgesinde oluştuğu görüldü. Minimum Von mises stresin ise implantın apikal 1/2' inde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum Von mises stres değeri 120,65 MPa olarak tespit edilirken, minimum Von mises stres değeri ise 0,94 MPa olarak elde edildi (Şekil 60).

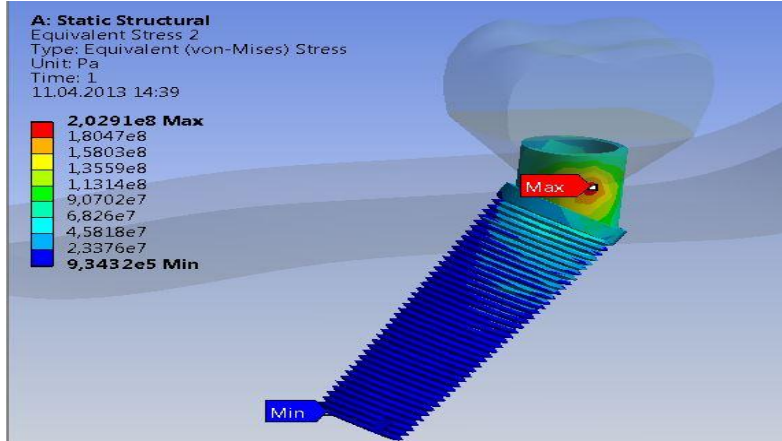
c) 30° açılı implant ve dik kuvvet uygulaması:



Şekil 61) Mandibulaya 13 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında oblik yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu açığa çıkan en yüksek ve en düşük Von mises stres değerleri

13 mm uzunluğunda ve 4, 7 çapında implantlarda elde edilen stres analizlerine göre; 30° açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum Von mises stresin implantın boyun bölgesinde izlendi. Minimum Von mises stresin ise implantın apikal 1/3' ünde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum Von mises stres değeri 46,24 MPa olarak tespit edilirken, minimum Von mises stres değeri ise 1,60 MPa olarak elde edildi (Şekil 61).

d) 30° açılı implant ve oblik kuvvet uygulaması:



Şekil 62) Mandibulaya 13 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında oblik yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu açığa çıkan en yüksek ve en düşük Von misses stres değerleri

13 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında implantlarda elde edilen stres analizlerine göre; 30° açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum Von misses stresin implant ve abutment arasında oluştuğu görüldü. Minimum Von misses stresin implantın apikalinde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum Von misses stres değeri 202,91 MPa olarak tespit edilirken, minimum Von misses stres değeri ise 0,93 MPa olarak elde edildi (Şekil 62).

MAKSİLLA MODELLERİNDEKİ MAKSİMUM STRES DEĞERLERİ

		DİK KUVVET			OBLİK KUVVET		
		5 mm uzunluk	10 mm uzunluk	13 mm uzunluk	5 mm uzunluk	10 mm uzunluk	13 mm uzunluk
DİK İMPLANT	3,7 mm çap	122,22	86,21	84,88	302,37	280,72	253,88
	4,7 mm çap	87,94	83,88	74,08	146,59	130,32	124,33
		DİK KUVVET			OBLİK KUVVET		
		5 mm uzunluk	10 mm uzunluk	13 mm uzunluk	5 mm uzunluk	10 mm uzunluk	13 mm uzunluk
AÇILI İMPLANT	3,7 mm çap	86,71	95,90	92,78	300,69	311,59	317,35
	4,7 mm çap	70,45	72,30	82,79	190,34	199,41	235,74

Tablo 3) Tabloda MPa cinsinden maksillada, implantta meydana gelen Von mises stres değerleri görülmektedir.

MANDİBULA MODELLERİNDEKİ MAKSİMUM STRES DEĞERLERİ

		DİK KUVVET			OBLİK KUVVET		
		5 mm uzunluk	10 mm uzunluk	13 mm uzunluk	5 mm uzunluk	10 mm uzunluk	13 mm uzunluk
DİK İMPLANT	3,7 mm çap	66,25	62,51	59,40	287,82	244,52	294,38
	4,7 mm çap	41,66	36,34	31,21	137,61	120,68	120,65
		DİK KUVVET			OBLİK KUVVET		
		5 mm uzunluk	10 mm uzunluk	13 mm uzunluk	5 mm uzunluk	10 mm uzunluk	13 mm uzunluk
AÇILI İMPLANT	3,7 mm çap	76,24	74,62	67,85	355,20	336,60	297,41
	4,7 mm çap	48,99	43,14	46,24	202,69	182,36	202,91

Tablo 4) Tabloda MPa cinsinden mandibulada, implantta meydana gelen Von mises stres değerleri görülmektedir.

Bu çalışmada farklı çaplarda ve boylarda maksilla ve mandibulaya yerleştirilen endosteal implantların oluşturduğu stres, üç boyutlu sonlu elamanlar stres analizi yöntemi kullanılarak karşılaştırıldı. Çalışmada kullanılan matematik modellerle elde edilen sayısal değerlerin sabit olması ve varyansının olmaması nedeniyle, bulguların değerlendirilmesinde istatistiksel analiz yapılmadı.

5. TARTIŞMA

Bu çalışmada farklı çaplarda ve boylarda maksilla ve mandibulaya yerleştirilen endosteal implantların oluşturduğu stres, üç boyutlu sonlu elamanlar stres analizi yöntemi kullanılarak karşılaştırıldı. Çalışmada kortikal ve trabeküler kemikler üzerinde oluşan çekme ve sıkışma stresleri ile implant üzerinde oluşan stres dağılımları analiz edilmiştir. Çalışmada kullanılan matematik modellerle elde edilen sayısal değerlerin sabit olması ve varyansının olmaması nedeniyle, bulguların değerlendirilmesinde istatistiksel analiz yapılmadı.

Doğada bulunan hiçbir malzeme % 100 homojen ve izotropik değildir ve organik maddelerin canlı sistem içinde homojen ve izotrop olması beklenemez. Bir organizmaya ait her hangi bir dokunun içyapısı ve izotropisi belli sınırlar içerisinde sayılamayacak kadar çok etkenle değişebilmektedir. Bu durumda malzemenin homojen ve izotrop olduğu düşünülüp, ortalama değerler kullanmak in vitro deney sonuçlarının gerçeğe yaklaşımını engellemeyecektir (204, 205). Bu nedenle çalışmamızda kullanılan modellerde kortikal ve trabeküler kemikler homojen ve izotropik olarak değerlendirildi (205).

İmplantları çevreleyen kemiklerdeki stres dağılımlarını inceleyen birçok sonlu elemanlar stres analizi çalışması yapılmıştır (206, 207, 208). Son senelerde özellikle implantların desteklediği protezlerin, kemiklerdeki stres dağılımlarını ne şekilde etkilediğini araştırabilmek için iki boyutlu (2D) ve üç boyutlu (3D) sonlu elemanlar stres analizi yapılmıştır (208, 209). Üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizlerinin uzaydaki stres dağılımlarını çok daha gerçekçi ve detaylı bir biçimde simule ettiği gösterilmiştir (13, 210, 211). Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi kraniyofasiyal yapıların doğal veya restore edilmiş durumlarındaki mekaniksel stres dağılımlarının üç boyutlu olarak inceleyebilmemizi sağlar (212, 213). Bu imkanlar dahilinde implantlar üzerine uygulanan kuvvetlerin dağılımlarını inceleyen birçok çalışma yapılmıştır. Bu çalışmaların bir kısmında 3D ve 2D modeller karşılaştırılmış ve 3D modellerde streslerin uzaydaki dağılımlarının daha gerçeğe yakın olarak incelenebileceği saptanmıştır (209, 214). Dolayısıyla günümüz teknolojisinin getirdiği olanak ve kolaylıklar ile bizim çalışma modellerimizde 3D olarak gerçek anatomiye uygun detaylı ve titiz bir şekilde hazırlanmıştır.

İsmail ve ark. (1987) iki ve üç boyutlu sonlu elemanlar analizlerini blade implant kullanarak karşılaştırdıkları çalışmalarında, iki boyutlu analizin normal gerilme dağılımlarını

detayları ile yansıtmadığını, sadece asal gerilme dağılımları incelenmek istendiğinde yeterli olduğunu belirtmişlerdir (169). Bu bilgiler göz önünde tutularak, daha gerçekçi modelleme yapılması ve daha gerçekçi sonuçlar elde edilmesi amacıyla, çalışmamızda üç boyutlu sonlu elemanlar yöntemi tercih edildi.

Meijer ve ark. (215) ve Clelland ve ark. (216) 3D sonlu elemanlar stres analizi yönteminin başarısının hazırlanan sayısal modellerdeki eleman ve düğüm sayısı oranı ile bağlantılı olduğunu belirtmişlerdir. Eleman ve düğüm sayısının fazlalığı gerçek modele daha yakın bir geometrinin elde edilmesi açısından önemlidir. Sonlu elemanlar yönteminin güvenilirliğini etkileyen diğer bir önemli faktör ise, eleman ve düğüm noktası sayısıdır. Sayı arttıkça elde edilen sonuçlardaki doğruluk da artmakta, sayı azaldıkça çok daha genel bilgiler elde edilmektedir. Ancak, eleman ve düğüm noktası sayısı arttıkça analiz süresi de uzamaktadır (217).

Sonlu elemanlar analiz yönteminin başarısı ve aynı zamanda gerçeğe yakın bir simülasyon için hazırlanan matematik modeldeki eleman sayısı ve şekil de çok önemli bir parametredir. Gerçek modele en yakın geometri elde edilebilmek için, eleman ve düğüm sayısını mümkün olduğunca fazla tutmak gerekmektedir. Sonuç olarak, sonlu elemanlar analiz yöntemi ile daha gerçekçi sonuçlar elde etmek mümkündür. Fakat yöntemin esasını matematiksel denklem çözümü oluşturduğundan, kullanılan bilgisayar programı ve analizi yapan kişiye bağlı faktörler sebebiyle de; alınan sonuçların ‘yaklaşık sonuçlar’ olduğu unutulmamalıdır (218). Matematiksel model bilgisayar üzerinde oluşturulduğundan araştırmacı, test koşullarını istediği şekilde değiştirerek, parametreleri ve geometriyi ayarlayabilir; analizi dilediği kadar tekrarlayabilir. Bu sebeple matematiksel modelin gerçeğe yakın ve doğru bir şekilde oluşturulması, yapılacak analiz için çok önemlidir (219).

Dental implantların uzun ve kısa dönem başarısında biyomekanik faktörlerin önemli role sahip olduğuna dair pek çok çalışma vardır (82, 145, 220). Kemikteki stres dağılımını etkileyen faktörler olan; implant materyali, implant tasarımı, üstyapı materyali, implant-kuron oranı, implant kemik ara yüz mekanizmasıyla ilgili çok sayıda araştırma yapılmıştır (50, 98, 129, 142, 143, 221, 222, 223). Başarısızlık gösteren implantların çoğunda implant boyun bölgesi etrafında kemik yıkımı rapor edilmiştir ve bu yıkımı açıklayabilmek için birçok deneysel ve klinik çalışma yapılmıştır (145, 147, 149, 194).

Bu çalışmalarda implant kaybına neden olarak uygun olmayan yükleme koşulları bildirilmiştir. Mekanostat teorisine göre kemik üzerinde etkili olan kuvvetler belirli sınırlar içerisinde ise kemik yıkımı ve yapımı dengededir ve kemik seviyesi korunur (91). Dolayısıyla kemik üzerindeki kuvvetlerin yoğunluğuna göre kemiklerde apozisyon veya rezorbsiyon görülür. Fiziksel stresler belirli bir seviyenin üzerine ulaşırsa kemik- implant arayüzeyinde başarısızlık oluşur (224). İmplant üzerine gelen fazla yükler kemikte rezorbsiyona veya implantta kırılmalara yola açarken, yetersiz yük gelmesi ise kullanmama atrofisi ile beraber kemik kaybına yol açabilir (225, 226). Kemik, diş, periodonsiyum gibi canlı dokuların stres analizini, in vivo ve in vitro çalışma yöntemleri kullanılarak yapmak güç, hatta baze imkansız bir durumdur. Bu sebeple, canlı dokuların bilgisayar üzerinde birtakım programlar yardımı ile modellenerek stres analizi yapılması yolu seçilmektedir. Bununla birlikte, karmaşık geometriye sahip yapıların stres analizi için de sonlu elemanlar analizi çok uygun bir yöntemdir. Bütün bunlara ek olarak, yöntemin doğruluğu, simule edilecek modellerin gerçeğe çok yakın olarak hazırlanmasına bağlıdır. Modelin karmaşıklığı arttıkça, incelenen yapıyı bilgisayar ortamına aynen aktarıp doğru bir analiz yapmak güçleşmektedir. Sonlu elemanlar analizinde bütün, belirli parçalara ayrılıp, elde edilen bu küçük parçalar üzerinde yapılan hesaplamalara dayanılarak bir takım sonuçlar elde edilmektedir. Tasarım, elde edilen bulgulara göre geliştirilerek optimal hale getirilir (11).

Kemikte ve implantlarda oluşan stres dağılımları sonlu elemanlar stres analizi yönteminden başka gerilim ölçerler ve fotoelastik yöntemler de yaygın olarak kullanılmaktadır. Clelland ve diğerleri fotoelastik yöntemin stres konsantrasyonu ve yerleşimi ile ilgili niteleyici bilgi sağlamasına karşın sınırlı niceleyici veri sağladığını belirtmişlerdir (207). Gerilim ölçerin ise yalnızca yerleştirildiği noktalarda kesin deformasyon verilerini verdiği bilinmektedir (207).

Sonlu elemanlar stres analizinin matematiksel bir model üzerinde, herhangi bir noktada ayrıntılı kantitatif verileri sağlayabildiğini vurgulanmıştır (207). Bu stres analiz yöntemlerinden foto elastik yöntemde kemik üzerinde üç boyutlu çalışma yapılabilmesine rağmen implant modellerinin orijinal boyutuna indirgenmesinin güç olması, gerilim ölçerlerde ise derin bölgelerdeki stres verilerine ulaşılamaması nedeniyle tercih edilmemektedir. Bu nedenle çalışmamızda pek çok araştırmacının da tercih ettiği sonlu elemanlar stres analizi yöntemi kullanılmıştır.

Malzeme özellikleri bilinen herhangi bir yapıda yük, basınç veya ısı gibi dış etkenlerin uygulanması sonucunda, malzemede oluşabilecek değişiklikleri değerlendirmek için çeşitli

yöntemler kullanılmaktadır (10, 11, 227, 228, 229, 230). Bu yöntemler; kırılğan vernik metodu, gerinim ölçme (strain gauge) metodu, fotoelastik gerilme analizi metodu, lazer ışını ile analiz metodu (holografik interferometre), radyoteleometri ile analiz metodu ve sonlu eleman analizi metodudur. Kırılğan vernik metodunda incelenecek cismin üzerine homojen şekilde vernik püskürtülür. Cisme kuvvet uygulandığında vernik üzerinde uygulanan kuvvete dik yönde ve uygulama noktasından uzaklaştıkça azalan birtakım çatlaklar oluşur. Çatlakların sık olduğu bölgeler kuvvetin etkisine en çok maruz kalan bölgeler olarak değerlendirilir (231, 232, 233). Gerinim ölçme (strain gauge) metodunda yük uygulanan yapılarda oluşan doğrusal şekil değişiklikleri saptanabilir. İncelenecek bölgelere şekil değiştirmeye (gerinim) duyarlı uçlar (gerinim ölçer) yerleştirilerek kuvvet uygulanır (234). Fotoelastik gerilme analizi metodunda incelenmek istenen yapının benzeri, özel bir reçineden hazırlanmaktadır. Hazırlanan modele yük uygulanıp polarize ışık altında incelendiğinde yükün dağılıma alanları izlenebilmektedir (234, 235). Lazer ışını kullanılarak yapılan analizde (holografik interferometre) hologram plağı kullanılarak başlangıç konumunda cisim kaydedilir. Cisme ısı veya mekanik deformasyon uygulandıktan sonra yeni şeklin çekimi, aynı hologram plakasına yapılır. Her iki çekim arasındaki fark kayıt edilir (232). Radyoteleometri ile analiz metodunda değerlendirilecek cisme gerinim ölçer (strain gauge) yerleştirilir. Gerinim ölçerde oluşan direnç farklılıkları voltajda değişmelere neden olur. Voltaj değişiklikleri de radyotelemetrenin frekansını etkileyip sonuçları oluşturmaktadır (232). Sonlu elemanlar analizinde; incelenmesi istenen karmaşık yapıdaki cisim bilgisayar üzerinde hesap yapılabilmesi daha kolay olan küçük geometrik şekillere yani elemanlara dönüştürülür. Bütüne ait çözümü elde etmek için her bir sonlu elemana ait çözümler yapılarak alınan sonuçlar birleştirilmektedir (10, 11, 13, 14, 18, 229).

Kırılğan vernik metodunda sayısal değerler elde edilememesi, fotoelastik gerilme analizi metodunda incelenecek olan modellerin yapıldığı materyalin özelliklerinin gerçeğe uygun olmaması, gerinim ölçer metodunda sadece ölçüm yapacak olan uçların yapıştırıldığı bölgelerde ölçüm yapılabilmesi, lazer ışını ve radyoteleometri metotlarının uygulama güçlüğü gibi dezavantajlarının bulunması sonlu elemanlar analizi metodunu diğer metotlara üstün hale getirmektedir (16, 18, 202, 227, 228, 232, 236, 237).

Matematiksel modeller ile bilgisayar kullanılarak çözümlene yapılabileceği gibi kontrol mekanizması da oldukça yüksek hassas sonuçlar elde edilir. Ancak analizde gerçek cismin ya da fenomenin matematiksel modelleri kullanıldığından dolayı doğal davranışın

bütün detaylarını tam olarak belirlenemez. Bunun yanında kolaylıkla test koşulları, parametreler ve geometri değiştirilebilir ve istenilen bir zamanda test tekrarlanabilir. Matematiksel modellerle yapılan testlerle sağlanabilen bu avantajların, in vivo testlerde elde edilmesi imkansızdır. Bu nedenle test edilmiş ve doğruluğu kanıtlanmış matematiksel modeller kullanılarak yapılan analizler, materyal ya da restorasyon dizaynının incelenmesinde kullanışlı bir yöntemdir (238).

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminde özellikle model geometrisi ve kemik yoğunluğu ile ilgili varsayımların daha güvenilir olabilmesi için ileri dijital görüntüleme metotları kullanılabilir, homojen olmayan kemik modellemeleri yapılabilir (11). Hatta elde edilen bilgisayarlı tomografi görüntüleri sayesinde kişiye özel modelleme ile birlikte kemik yoğunluğu değerleri de bilgisayar ortamına aktarılarak gerçeğe daha yakın modellemeler yapılabilir (239). Dijital görüntüleme tekniklerinden bilgisayarlı tomografi, manyetik rezonans görüntüleme ve lazer tarama yöntemlerini karşılaştıran bir çalışmada bilgisayarlı tomografi görüntülerinin en detaylı üç boyutlu görüntüyü sağladığı gösterilmiştir (240).

Literatürde kemik modellemesi farklı şekillerde yapılmıştır. Wang ve ark. 42 mm uzunluğunda, 11 mm genişliğinde ve 21 mm yüksekliğinde kemik blok kullanmış, kortikal kemik kalınlığını 2 mm olarak belirlemiştir (241). Bir diğer çalışmada 23,4 mm yüksekliğinde, 12,8 mm genişliğinde ve 9 mm kalınlığında kemik blok ve 1,3 mm kalınlığında kortikal kemik modellenmiştir (50). Çalışmamızda da 30 mm x 20 mm x 10 mm ebatlarında maksilla ve mandibula modelleri elde edilip çalışmamız gerçekleştirildi. Birbirinden farklı kemik boyutlarına sahip daha pek çok çalışma vardır (143, 183, 221, 242, 243). Bu çalışmaların hepsinin ortak özelliği tüm mandibula yerine sadece implantlar ve çevreleyen kemik dokusunun modellenmesidir. Böylece ihmal edilebilir düzeyde kuvvet iletimi olan bölgeler modellenmemiş olur, asıl ilgilenilen kısımda ise ayrıntılı modelleme işlemi yapılarak eleman ve düğüm sayısı arttırılabilir. Teixeira ve ark. modelleme aşamasında implanttan 4,2 mm'den uzağa yapılan kemik modellemelerinin sonlu elemanlar stres analizi sonuçlarını çok etkilemediğini göstermiştir (244).

Yapılan benzer çalışmalarda kemik blok ebatları farklı boylarda kullanıldığı için kullanılan eleman sayısını karşılaştırmak zordur fakat kullanılan implantlar benzer ebatlardadır ve modellenen eleman sayısı Himmolava' nın yaptığı çalışmada 20.000 (143), Tada' nın yaptığı çalışmada 12.212 (50), Bozkaya' nın yaptığı çalışmada 102.000 (221),

Kitamura' nın yaptığı çalışmada 19.172 (48), Chun' un yaptığı çalışmada 39.000 olarak belirtilmiştir (4). Çalışmamızda ise eleman sayısı yaklaşık 45.000 değerinde olup oldukça yüksek bir rakamdır ve çalışmanın güvenilirliğini arttırmaktadır. Ancak, yöntemin esasının matematiksel denklem çözümü olduğundan alınan sonuçların yaklaşık sonuçlar olduğu unutulmaması gereken önemli bir ayrıntıdır.

İmplant üstyapısında kullanılan üstyapı materyalinin ve protez tipinin kemiğe iletilen stres miktarını etkileyip etkilemediği tartışmalı bir konudur. Skalak (245) akrilik resin gibi elastisite modülü düşük materyallerin üst yapıda kullanımı ile kemiğe daha az stres iletileceğini iddia etmişse de kemiğe iletilen stres miktarının altın, porselen veya resin gibi farklı sertlikteki üstyapı kullanımı ile değişmeyeceğini iddia eden araştırmacılar da vardır (246, 247). Çalışmamızda polikarboksilat simanı kullanılmıştır.

İmplantların başarısında düşük ve yüksek kemik yoğunluklarını karşılaştıran pek çok araştırma vardır. Bu araştırmalarda implantların kısa ve uzun dönem kaybı düşük yoğunluklu kemikte daha fazla bulunmuştur (127, 148, 149, 150, 248, 249). Jaffin ve Berman 1054 implant üzerinde yaptıkları klinik çalışmada implantların başarı oranını %90 olarak belirlemişlerdir. Aynı çalışmada tip IV kemik yoğunluğuna sahip bölgelerde başarısızlık oranı % 35 olarak rapor edilmiştir (153). Farklı kemik yoğunluklarında implantların başarı oranlarının farklı olması bilinen gerçeğine dayanılarak, çalışmamızda farklı kemik yoğunlukları modellendi. Bu yüzden çalışmamızda mandibula ve maksilla modellemeleri ayrı ayrı elde edilmiştir.

Holmes ve Loftus yaptıkları sonlu elemanlar stres analizi çalışmasında kemik yoğunluğu ile endosseos dental implantlara iletilen stres arasındaki ilişkiyi incelemişlerdir (220). Araştırmacılar kortikal kemikte en az stres birikiminin olduğunu göstermişlerdir. Yapılan klinik çalışmalarda kemik yoğunluğundaki azalma ile birlikte implant kaybının da arttığı gözlenmiştir (127, 148, 149, 150, 248). Çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçlara göre maksillada meydana gelen stres değerlerinin mandibuladan daha yüksek değerlere ulaştığı görülmüştür.

İmplanttan kemiğe iletilen stres dağılımlarını etkileyen bir diğer faktör de implantın çapı ve uzunluğudur (4, 115, 118, 119, 120, 128, 143, 148, 242). Şu an piyasada çok sayıda implant firması bulunmaktadır. Bunların ürettikleri dental implantlar çok farklı çap ve

uzunluklara sahiplerdir. Çalışmamızda farklı uzunlukta ve çapta implantlar seçilerek stres analizi yapılmıştır. İmplant çapı modellenirken en sık kullanılan implant markalarının ortalama çaplarına yakın bir implant çapı (3,7 mm ve 4,7 mm) tercih edilmiştir. İmplant uzunluğu ise 5, 10 ve 13 mm seçilerek üç boyutlu olarak modellenmiştir.

Çalışmamızda implant çapı 3,7 mm'den 4,7 mm'ye arttırıldığında diğer tüm koşullar aynı kaldığında implantın artan çapı ile kemiğe iletilen stresin azaldığını görmekteyiz. Çalışmanın bu sonucu Himmlova ve diğerlerinin yaptığı sonlu elemanlar stres analizi çalışması ile uyuşmaktadır (143).

Geniş çaplı implantların bir başka belirgin avantajı da, özellikle premolar ve molar diş bölgelerinde diş çekimi esnasında yerleştirilen implantların çekim soketi ile olan uyumunda daha fazla krestal bölgede kemik teması sağlayabilmesinden kaynaklanmaktadır. Langer ve ark (117) yaptıkları bir çalışmada diş çekim soketlerine immediat yerleştirilen geniş çaplı implantların standart ve düşük çaplı implant gövdelerine göre krestal kemik temasının daha fazla olacağını ve dolayısı ile implant uzun dönem başarısının daha olumlu olacağını belirtmişlerdir.(117)

Geniş çaplı implantların bahsedilen avantajlarının yanı sıra bazı dezavantajları da bulunmaktadır. Yapılan çalışmalarda özellikle implant çapının 5 mm' den daha fazla olduğu durumlarda, implant yuvasının hazırlanması esnasındaki aşamaların enstrümantasyonun daha fazla olması nedeni ile kemiğin daha fazla ısıya maruz kalabileceği ve sonuçta kemik- implant ara yüzeyinde kısa dönemde başarısızlık olabileceği bildirilmiştir (117, 119). Ivanoff ve ark.'nın yaptıkları (118) bir başka çalışmada ise 5. 0 mm çapındaki implantların 3.75 ve 4. 0 mm çapındaki implantlara göre daha yüksek başarısızlık oranına sahip olduğunu belirtmiştir.

Günümüzde bilimsel verilerin ışığı altında dental implantlarda çap arttıkça okluzal kuvvetlerin yayıldığı alan da artacaktır. Başka bir deyişle geniş çaplı implantların, kemik temas alanı daha dar olan implantlara göre artan yüzey alanına bağlı olarak daha da artacaktır. İmplantlarda primer fiksasyon ve dönme momentine karşı yeterli direnci sağlayabilecek minimum uzunluk belirlendikten sonra, implantların daha geniş çaplı olarak seçilmesi ile kemik implant temas alanında artış sağlanacaktır. Ayrıca, artan çapla birlikte implantın yerini aldığı dişin dişetinden çıkış profilini de sağlayabilmesi daha da kolaylaşacaktır. İmplant çapındaki artışı anteriordan posteriora doğru gidildikçe doğal dişlerin

servikal bölgesinde de görmek mümkündür. Bu artışın doğal olarak en büyük sebebi posterior dişlerin maruz kaldığı fonksiyonel kuvvetlerin daha fazla olmasıdır. Artan çapla beraber implant materyalinin eğilme-bükülme direnci de artacaktır. Ancak unutulmamalıdır ki implantlardaki çap ve bükülme direncindeki artış ‘Stres shielding’ etkisini de beraberinde getirir. ‘Stres Shielding’ ise bir materyalin artan çapı ve kullanılan biyomateryalin özelliğinden kaynaklı olarak o materyalin fonksiyonel kuvvetler altında kemiğe ilettiği strainlerin-gerilimlerin azalması olarak ifade edilebilir. Bu etki sonucu uzun dönemde, kemiğe iletilmesi gereken fizyolojik limitlerdeki gerilimler yeteri kadar iletilemediği için, kemiklerde ‘kullanılmama (disuse) atrofisi’ görülebilir. Bu nedenlerle implant materyali ve implant boyutları seçimi önemlidir. Bu konuya bir örnek olarak; biyouyumluğu çok iyi olan alüminyum- oksit dental implantların dental implantolojide implant materyali olarak kullanılmaması yani başarısızlığının temel sebebinin, kemik dokusuna göre 33 kat daha rijit olması ve bu nedenle oluşan ‘Stres Shielding’ etkisi sonucu kemikte oluşan yıkım gösterilebilir (22).

Dental implantlarda, implantların osseointegrasyonu nedeni ile implantın üstyapısına gelen kuvvetler direk kemiğe iletilirler (250). Doğal dişler periodontal ligamentler üzerindeki reseptörler sayesinde üzerlerine gelen kuvvetleri algılayabilirler, osseointegre dental implantlarda böyle bir mekanizma yoktur (251). Dolayısı ile implant planlaması yapılırken kuvvet iletimini etkileyecek faktörler göz önünde bulundurulmalı, direk implant kemik ilişkisini uzun süre korumak amacıyla streslerin kemik dokusuna homojen dağılımı sağlanmalıdır. Buna uygun tasarımda implantlar seçilmeye çalışılmalıdır.

Araştırmamızda kullandığımız sonlu elemanlar stres analizi yönteminin gerçeğe yakın sonuçlar verebilmesi için modelde kullanılan eleman sayısı oldukça fazla tutuldu, kemik ve titanyum için kullanılan elastisite modülü ve poisson oranları titiz bir literatür taraması ile belirlendi, implantlara gelen kuvvetlerin ağızda olduğu gibi oblik ve dikey kuvvetler uygulandı, uygulanan kuvvetlerin büyüklüğünün ağızdaki kuvvetlere yakın olmasına özen gösterildi. İmplant çap, boyunun spongioz ve trabeküler kemikte meydana getirdiği stresler, sonlu elemanlar analizi ile belirlenip karşılaştırıldı.

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminde uygulanan kuvvetler sonucunda yapılan analizlerin gerçeğe yakın sonuçlar verebilmesi için gerçeğe yakın yönde ve büyüklükte kuvvetler uygulanmalıdır. Yani sadece aksiyel yükler değil oblik yükler de modellere

uygulanmalıdır (142). Literatürde uygulanan kuvvetin yönü ile benzer çalışmalar bulunurken kuvvetin büyüklüğü konusunda çok farklı çalışmalara rastlanmaktadır. Tada (50) yaptığı sonlu elemanlar stres analizi çalışmasında 100 N, Geramy (243) 75 N, Sevimay (252) 300 N, Bozkaya (221) 0-2000 N, Kitamura (253) 100 N, Chun (4) 100 N, Eskitaşçioğlu (254) 300 N'luk kuvvetler uygulamışlardır. Bununla birlikte Holmes en yüksek ısırma kuvvetlerine yakın kuvvetlerle yapılan analizlerde en güvenilir sonuçların alınacağını savunmuştur. Bu değerler ve çalışmalar göz önüne alınarak çalışmamızda 300 N'luk ortalama bir değer 0 ve 30 derecelik açılarla uygulanmıştır. Çalışmamızda diğer çalışmalarda olduğu gibi oblik yükleme koşulunda tüm modellerde dik yükleme koşuluna göre daha fazla stres oluşmuştur.

Dişli bireylerde maksimum ısırma kuvveti arka farklı bölgelerinde ve farklı bireylerde değişiklik göstermektedir (255, 256). Maksimum ısırma kuvveti; kuvvetleri karşılayacak olan dokuların toleransı ve kuvvet ölçümleri sırasında hastanın mental durumuna bağlıdır (257). Doğal dentisyonlu hastalarda oluşan okluzal kuvvet miktarı molarlar bölgesinde 383 N ile 880 N arasında, keserler bölgesinde ise 176 N ile 229 N arasında değişmektedir (255, 258). Ayrıca literatürde gözlemlenmiş en yüksek ısırma kuvveti 4340 N olarak rapor edilmiştir (259). Bununla birlikte Mericske- Stern ve Zarb tarafından (1996) implant destekli sabit bölümlü protezlerle tedavi edilmiş hastalarda, birinci premolar ve molarlarda 200 N, ikinci premolarlarda 300 N'dan düşük maksimum okluzal kuvvetler olduğu rapor edilmiştir (260).

Bu çalışmada okluzal kuvvet olarak 300 N kullanılmıştır. Mericske-Stern ve Zarb (260) maksimum ısırma kuvvetlerini birinci küçük azı bölgesinde 54-234 N, ikinci küçük azı bölgesinde 43-303 N ve büyük azılarda 35-275 N olarak bildirmişlerdir. Stern ve arkadaşları (261) ise büyük azı dişlerdeki okluzal kuvveti 130-395 N olarak bulmuşlardır. Ferrario ve arkadaşlarının (262) çalışmasında kadınlarda birinci büyük azı diş bölgesinde görülen ortalama ısırma kuvveti 234,46 N, erkeklerde görülen ortalama değer ise 306,07 N dur. Benzer çalışmalarda büyük azı bölgesinde oluşan stresler 200 N-890 N arasındadır (20, 70, 263, 264, 265).

Vertikal, horizontal ve oblik yükleme koşullarında, oluşan stresin, implantların servikal bölgesindeki kortikal kemikte yoğunlaştığı görüldü. İmplant ile kemik arasındaki kuvvet dağılımı, doğal dişlerde meydana gelen kuvvet iletiminden farklıdır (132, 266, 267). Doğal dişlerde periodontal ligament varlığı, gelen kuvvet doğrultusunda vertikal ve horizontal yönde dişin mikro hareketine ve kökün apikal üçlüsünde dönme merkezi oluşmasına neden

olmaktadır. İmplant ile kemik arasında ise periodontal ligament olmaması ve osseointegrasyon nedeni ile implantlarda ancak mikron düzeyinde bir hareket söz konusudur. Bu sebeple implantlar üzerine gelen kuvvetler, implantların servikal bölgesindeki kortikal kemikte yoğunlaşmaktadır (266). Çalışmamızın sonucuna benzer şekilde, yapılan diğer çalışmalarda da kortikal kemikte oluşan stres alanının implantların servikal bölgesinde olduğu bildirilmiştir (227, 228, 254, 268, 269, 270, 271). Kortikal kemikte olduğu gibi trabeküler kemikteki stres alanları ve değerleri yükleme koşulları ve sabit protezin üye sayısına bağlı olarak benzerlik gösterdi.

İmplantların osseointegrasyonunda dolayısı ile başarısında hastaya bağlı hormonal faktörler, beslenme, hastanın oral hijyen alışkanlıkları, hekimin cerrahi tekniği, yükleme tipi ve zamanı gibi daha pek çok faktör de etkilidir (272, 273).

Bu çalışmanın sonuçları değerlendirilirken kullanılan materyal özellikleri dikkate alınmıştır. Kemik gibi kırılabilir özellikte dokuların stres değerleri incelenirken Principle stres ve strain değerlerinden yararlanılmıştır. Titanyumun yani implant üzerinde yoğunlaşan streslerin değerlendirilmesinde ise Von Misses stres değerlerinden faydalanılmıştır (274). Von Misses (eş değer, equivalent, EQV stres) değerleri oluşan streslerin dağılımı ve yoğunluğu hakkında fikir verirken tipi hakkında fikir vermez. Streslerin sıkışma veya çekme tarzında olup olmadığı ve hangisinin daha etkin olduğu hakkındaki bilgiler Principal stres değerleri ile anlaşılır. Bu stresin pozitif değerleri çekme tipi kuvvetleri negatif değerleri ise sıkışma tipi kuvvetleri ifade eder. Mutlak değeri daha büyük olan stres değeri ise hangi tip kuvvetin daha etkin olduğunu gösterir (274).

Primer stabilizasyonun sağlanmak için implant boyundaki kısıtlamaları, implant çapını arttırarak telafi edilebilir (110, 111).

Jae- Hoon Lee ve arkadaşlarının (112) yaptıkları bir çalışmada, ideal implant çapının maksimum stabiliteyi sağlayabilmek için alveoler krette, bukkal ve lingual kortikal tabakaya en yakın temasta olacak şekilde seçilen implant çapı ile sağlanabileceğini savunmuşlardır (112).

İmplant çapındaki artış ile implant- kemik temas alanında artış sağlanmaktadır. Ancak bu artış geniş çaplı implant kullanımı ile elde edilen bir artış olarak düşünülmemelidir. Bu

artışın geniş çaplı implantların aynı boydaki daha dar olan implantlara göre yüzey alanındaki artışa paralel bir artış olarak tanımlanması daha doğru olacaktır (113).

Homgren ve arkadaşları implant çapındaki 3,8 mm'den 5,5 mm'ye çıkan artışın seçilen mandibula modelinde stres dağılımında azalmaya neden olduğunu göstermiştir. Bununla birlikte aynı çalışmada implant çapı 5,5 mm'den 6,5 mm'ye arttırıldığında kemikte görülen streslerin en fazla olduğu görülmüştür. Araştırmacılar bu sonuca göre implant çapının optimum düzeyde tutulması gerektiği kanısına varmışlardır (142). Çalışmamızda 3, 7 çapında meydana gelen streslerin yine aynı boyda 4, 7 çapındaki implanta göre daha fazla stres oluşturduğu gözlemlendi.

Himmlova ve arkadaşları yaptıkları 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi çalışmasında 3,6 mm ve 8 mm'ye kadar değişik çaptaki implantlar ile 8 mm'den 18 mm'ye kadar değişik uzunluklardaki implantları modellemişlerdir. Çalışmada 4,2 mm çapındaki implant çevresindeki stresin 3,6 mm çapındaki implanta göre %31,5 daha az olduğu 5 mm çapındaki implant çevresinde ise ek olarak %16 azalma olduğu gösterilmiştir (143).

Langer ve ark. (117) yaptıkları bir çalışmada diş çekim soketlerine immediat yerleştirilen geniş çaplı implantların standart ve düşük çaplı implant gövdelerine göre krestal kemik temasının daha fazla olacağını ve dolayısı ile implant uzun dönem başarısının daha olumlu olacağını belirtmişlerdir (117).

Klinik olmayan pek çok çalışmada implant çapındaki artışla birlikte kuvvet dağılımının daha ideal olduğu gösterilmiştir. Ancak bu konu klinik çalışmalarda tartışmalıdır. Örneğin Ivanoff ve ark. (118), 3 – 5 yıllık retrospektif bir çalışma raporu sunmuşlardır. Bu rapora göre 3,75 mm çapındaki implantların başarısızlık oranı % 5, 4 mm çapındaki implantların başarısızlık oranı % 3 ve 5 mm çapındaki implantların başarısızlık oranı % 18 olarak bulunmuştur. Araştırmacılar 5 mm çapındaki implantlarda görülen yüksek başarısızlığın nedeni olarak bu implantların genelde primer stabilitenin sağlanmasının zor olduğu kritik vakalarda kullanılmasından kaynaklandığını söylemişlerdir (118).

Geniş çaplı implantların bahsedilen avantajlarının yanı sıra bazı dezavantajları da bulunmaktadır. Yapılan çalışmalarda özellikle implant çapının 5 mm'den daha fazla olduğu durumlarda, implant yuvasının hazırlanması esnasındaki aşamaların enstrümantasyonun daha

fazla olması nedeni ile kemiğin daha fazla ısıya maruz kalabileceği ve sonuçta kemik-implant ara yüzeyinde kısa dönemde başarısızlık olabileceği bildirilmiştir (117, 119).

Bahat ve ark. ise 5 mm çapındaki implantlarda % 97'ye varan uzun dönem başarı oranı bildirmişlerdir (120). Ivanoff ve diğerleri yaptıkları hayvan deneyinde implant stabilitesinin artması için geniş çaplı implantların kullanılmasını önermişlerdir (115). Winkler ve ark. yaptıkları klinik çalışmada 3 mm - 4 mm çaplarındaki implantlarda başarı oranını % 90,7; 4 mm - 5 mm çaplarındaki implantların başarı oranını % 94,6 olarak tespit etmişlerdir (128). Diğer bir çalışmada ise implant çapının özellikle 5 mm'den fazla olduğu durumlarda implant yuvasının hazırlanması sırasında kemiğin fazla ısındığı ve implant kemik ara yüzeyinde kısa dönemde başarısızlık olabileceği bildirilmiştir (119).

Geniş çaplı implant kullanımının bir diğer avantajı da protetik parçaların yerleştirilmesinde yüksek tork kullanılabilmesine izin vermesidir. Siamos ve ark. yaptıkları in vitro çalışmada 25, 30, 35 ve 40 N ile sıktıkları dayanakları dinamik yüklemeye tabi tutmuşlardır. 30 N üstü sıkıştırma torku değerlerinin dayanak stabilitesi ve vida gevşemesini önlemede önemli olduğunu göstermişlerdir (121).

Geniş çaplı implantların daha fazla implant kemik teması sağlaması, dayanak ve çevre kemikte daha az strese neden olması gibi avantajları nedeniyle rezorbsiyonun çok fazla olduğu maksillada greft yerleştirilmesine alternatif olarak sunulmuştur (124).

İmplant uzunluğu implant platformu ve implant apeksi arası mesafe olarak tanımlanır. İmplantolojide genel kanı implant uzunluğunun mümkün olduğu kadar uzun tutulup implant başarı oranını arttırmaktır (107). Bu ise ağzın pek çok bölgesinde anatomik kısıtlamalar nedeniyle yapılamamaktadır. Gerek anatomik kısıtlamalar gerekse cerrahi risklerin artışı araştırmacıları mümkün olan en kısa implantların kullanımının araştırılmasına yöneltmiştir (83).

Block ve ark.'nın (125) yaptığı çalışmada kısa boylu implantların çok fazla önerilmediği, bunun ana sebebi olarak da kemik implant arayüzeyinde okluzal kuvvetler nedeni ile oluşacak yoğun stres oluşumunu engelleyebilmek için geniş yüzey alanına sahip bir implant kullanılması gerekliliği savunulmuştur. Bu konu ile ilgili olarak yapılan sonlu elemanlar stres analizlerinde, okluzal kuvvetlerin implantın genelini destekleyen trabeküler

kemik yüzeyinden daha çok özellikle implantın boyun bölgesini saran kortikal kemikte yoğunlaştığını göstermiştir (275).

Misch özellikle anterior mandibulada uzun implant yerleştirilmesi için uygulanan cerrahi sırasında implant başarısızlığına yol açacak kadar kemikte ısınmanın olabileceğini göstermiştir (127). Winkler ve ark. yaptıkları klinik takipte 7 mm uzunluğundaki implantlarda 3 senelik başarı oranını % 66,7, 16 mm uzunluğundaki implantlarda ise %96,4 olarak bulmuştur (128).

Misch yaptığı bir sonlu elemanlar stres analizi çalışmasında 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 30 mm' lik implantları kemik modellere yerleştirmiş ve 50 N'luk lateral kuvvet uygulamıştır. Araştırmanın sonucunda implant uygulanan lateral kuvvet ile implanttan kemiğe aktarılan kuvvet arasında oransal bir dağılım olmadığı gözlenmiştir. 10 mm ile 15 mm uzunluğundaki implantlar kuvvetleri dağıtmada yeterli bulunmuştur. Bütün implant modellerinde implant uzunluğundan bağımsız olarak stres yoğunluğu kret tepesinde bulunmuştur (83).

Endosseoz implantlarda kemikle bağlantıda periodontal fonksiyon yoktur. Bunun yerine yüzey basıncının azaltılarak karşılanması için implant yüzeyinin olabildiğince arttırılması istenir. İmplant yüzeyi yivler veya çeşitli yüzey uygulamaları ile pürüzlendirilerek arttırılabilir (135).

İmplant gövdesinin makro dizaynı implant kemik ara yüzeyindeki cevap açısından önemli bir role sahiptir. İmplantın yerleştirilmesi esnasındaki primer stabilite fonksiyonel kuvvetler altındaki yük iletimi açısından önemlidir (22, 136, 137).

İmplant makro dizaynındaki değişiklik, implant çapındaki değişikliğe göre yüzey alanını daha fazla etkiler. Aynı boyuttaki vida tipi implanta göre silindirik bir implant %30 daha az yüzey alanına sahiptir. 10mm de 10 yivi olan implantın yüzey alanı 5 yivi olana göre daha fazla olacaktır. Yiv derinliğinin 0.2mm olduğu durum 0.4mm olan duruma göre daha az yüzey alanına sahiptir (22). Basamak tipi implantlar stresi daha düzgün dağıtırlar (142).

İmplant yüzey alanını arttırma yöntemlerinden biri yüzeyin pürüzlü olarak hazırlanmasıdır. İmplantların yüzey pürüzlülüğünü arttırmak için rektifikasyon, titanyum

plazma sprey, yüzey kaplaması ve fotolitografi kullanılmıştır. Ancak en sık kullanılan yöntem kumlama yöntemidir (138). Ayrıca asit aşındırma ile de implant yüzeyinde belirgin bir artış sağlanır (135, 139). Pürüzlü implant yüzeyinde daha fazla kemik teması oluşur ve düz yüzeyli implantlara göre implantın yer değiştirmesi için daha fazla kuvvet gerekir (140, 141).

Biyomekanik olarak gelen kuvvetlere dayanabilmeleri için implantlar mümkün olduğunca sert olmalıdır. İmplantların sertliği geniş çaplı implantlar kullanılarak da artırılabilir. Çap %30 oranında arttırılırsa implantın sertliği de 5 kat artar. Bu uygulama implant boynu etrafındaki stresi ciddi ölçüde azaltır (135). Yapılan çalışmalarda çap arttıkça stres değerinin azaldığı görülmüştür (142, 143).

Himmlova ve arkadaşlarının (143) yaptıkları bir çalışmada uzunluğun stres üzerine olan etkisinin çapın etkisinden daha az olduğu görülmüştür. Stres daha çok implantın boyun bölümünde toplandığından geniş çaplı implantların kullanılması çiğneme kuvvetlerinin daha iyi dağıtılmasını sağlar (143). İmplant boynu etrafındaki kortikal kemikte stresin daha az oluşması kortikal kemikteki rezorpsiyonu önleyerek implantları başarı oranını artırır (142). Himmlova ve ark. yaptıkları bir çalışma sonucunda, implant çapının gerilim üzerindeki etkisinin, uzunluğun gerilim üzerindeki etkisinden daha fazla olduğunu bildirmişlerdir.

Sonuç olarak implant sayısı, uzunluğu, çapı ve pozisyonu hem okluzal kuvvetlerin iletimini hem de bu kuvvetin implant ve çevre dokularda oluşturduğu stresin dağılımını etkilemektedir. İmplant sayısı, uzunluğu ve çapındaki artışın, özellikle eğilme kuvvetlerine karşı implantların biyomekanik özelliklerini arttığı bilinmektedir. İmplant üstü sabit protezlerde kuvvet dağılımının incelendiği bir çok çalışmada implantların uzunluk ve çap özelliklerinin değiştirilmesiyle destek dokulara iletilen stres değerleri analiz edilmiş ve çap-boy arasındaki korelasyon değerlendirilmiştir (17, 135). Çalışmalar sonunda dar çaplı bir implant yerleştirilmek zorundaysa olabildiğince uzun, kısa boylu bir implant yerleştirilmek zorundaysa olabildiğince geniş implant kullanılarak çap- boy değerlerinin birbirini kompanse etmesi gerektiği savunulmaktadır.

6. SONUÇLAR

İki farklı çap, üç farklı boy ve mandibula ve maksillada tasarlanan modellerde; dik ve açılı yüklemeler sonucu elde edilen sonuçlar:

- 1- Tüm modellerde her yükleme koşulunda, implant çapı ve uzunluğu arttıkça kemik ve implanttaki stres seviyelerinde azalma meydana gelmiştir.
- 2- Stres değerlerindeki değişimde, implant çapının implant uzunluğundan daha etkili olduğu bulunmuştur.
- 3- Oblik yükleme yapılan modellerde, dik yükleme yapılan modellere oranla kortikal kemikte ve implantların stres seviyelerinde belirgin bir artış olmuştur.
- 4- Kortikal kemiğin mevcut olduğu üç boyutlu modellerde, kemikteki en yüksek stres değerleri, implantın kortikal kemiğe ilk temas ettiği kısımlarda (boyun bölgesinde) tespit edilmiştir.
- 5- Açılı yerleştirilen implantlarda; kuvvetin dik uygulandığı üç boyutlu modellerde, kuvvetin oblik uygulandığı modellere göre implantta daha az stres birikimi olduğu tespit edildi.
- 6- İnce çaptaki implantlar oblik yerleştirme ve yüklemelerde kalın çaplı implantlardan daha çok strese neden olmaktadır.

Bu çalışmanın sınırları içerisinde, elde edilen sayısal değerler, implant tasarımının (çap, boy), kortikal kemik varlığı ve geometrisinin yük transfer mekanizmalarını etkilediğini göstermiştir. İmplant çapının stres miktarlarının azalmasında ve homojen dağılımında

uzunluktan daha etkili olduğu tespit edilmiştir. Yani implant çapı artıp uzunluk sabit kaldığı durumda, stres değerlerindeki azalma, uzunluk artıp çap sabit kaldığı durumdakinden daha fazla olduğu tespit edilmiştir. Ayrıca implant çapı arttıkça stres değerlerinin implant boynu etrafında daha homojen dağıldığı izlenmiştir.

Kortikal kemik mevcudiyetinde, implant tarafından kemiğe transfer edilen yüklerin çoğunu kortikal kemiğin kendisi karşılayarak, spongioz kemiğe çok daha düşük miktarlarda stres iletilmesine neden olmuştur. Ancak, kortikal kemiğin rezorpsiyonu durumunda; hem implantlarda hem de kemikteki stres miktarlarında artış meydana gelmiştir. Kortikal kemiğin mevcut olmadığı durumda ise; yüklerin kemik üzerinde ve implantlarda oluşturduğu stres kritik sınırlara ulaşmış ve olası implant komplikasyonlarına ve kemik dokusunda rezorpsiyona sebep olabilecek bir durum gözlenmiştir. Alt çenede kortikal kemik daha kalın olduğundan, alt çenede elde edilen stres değerleri aynı çapta ve boyda üst çene stres değerlerine göre daha az olduğu tespit edilmiştir.

Klinik olarak implant endikasyonu konmuş vakalarda, yeterli kortikal kemik mevcudiyeti, mümkün olan en geniş çapta implant yerleştirilmesi ve implantların mümkün olduğunca alveol kemiğine dik yerleştirilmesi; hem biyomekanik açıdan avantajdır, hem de implant tedavisinin uzun dönemde başarısını arttıracaktır.

7. KAYNAKLAR

1. Fagan MJ, Misch C. Implant Prosthodontics: Surgical and Prosthetic Techniques for Dental Implants. Chicago: Quintessence Pub Co Inc; 1990.
2. Hobo S, Ichida E, Garcia LT. (1990): Osseointegration And Occlusal Rehabilitation. 2nd ed. Osaka, Quintessence Pub. Co. Ltd.
3. Uysal H, Akova T. Farklı İmplant Üstü Restoratif Materyallerin İmplant Kemik Ara Yüzeyine Dinamik Kuvvetler Altında İlettiği Streslerin İncelenmesi, doktora tezi Ç.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü Adana-2002.
4. Chun HJ, Cheang SY, Han JH, Heo SJ, Chung JP, Rhyu IC, Choi YC, Baik HK, Ku Y, Kim H. (2002). Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *J. Oral Rehabilitation*, 29: 565-574.
5. Li T, Hu, K, Cheng L, Ding Y, Shao J, Kong L. (2011). Optimum selection of dental implant diameter and length in the posterior mandible with poor bone quality: A 3D finite element analysis. *App. Math. Modelling*. 35: 446-456.
6. Sevimay M, Turhan F, Kılıçarslan MA, Eskitaşçıoğlu G. (2005). Three dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *J. Prosthet. Dent*. 93: 227-234.
7. Şahin S, Çehreli MC, Yalçın E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant- supported prostheses- A review. *J Dent* 2002; 30(7- 8):271-282.
8. Tonetti MS. Determination of the success and failure of root-form osseointegrated dental implants. *Adv Dent Res* 1999; 13: 173-180.
9. Bidez MW, Misch CE. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. *J Oral Implantol* 1992; 18(3):264-274.
10. Van Staden RC, Guan H, Loo YC. Application of the finite element method in dental implant research. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2006; 9(4) 257-270.
11. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001; 85(6):585-598.
12. Weinstein AM, Klawitter JJ, Anand SC, Schuessler R. Stress analysis of porous rooted dental implants. *J Dent Res* 1976; 55(5): 772-777.
13. DeTolla DH, Andreana S, Patra A, Buhite R, Comella B. The role of the finite element model in dental implants. *J Oral Implantol* 2000; 26(2):77-81.
14. Bathe KJ. Finite element procedures, Prentice-Hall, Engelwood Cliff, 1995.

15. Bozkaya D, Müftü S, Müftü A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *J Prosthet Dent* 2004; 92(6):523–530.
16. Balathoğlu A. Akrilik kaideli ve yumuşak astarlı tam protezlerde ve destek dokularında gerilme dağılımlarının üç boyutlu sonlu eleman gerilme analizi ile incelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Total Protez ABD. Doktora Tezi. İstanbul. 2000.
17. Ulm C, Kneissel M, Schedle A, Solar P, Matejka M, Schneider B, Donath K. Characteristic features of trabecular bone in edentulous maxillae. *Clin Oral Implant Res* 1999; 10(6): 459-467.
18. Tosun T. Serbest sonlanan alt çenelerde Pitt-Easy Bio-Oss implantları üzerine yapılan implant- implant destekli köprü protezlerinin sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile biyomekanik açıdan incelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Oral İmplantoloji ABD. Doktora Tezi. İstanbul. 1997.
19. Clelland NL, Gilat A. The effect of abutment angulation on stress transfer for an implant. *J Prosthodont* 1992; 1(1):24-28.
20. Craig J M, Powers JM. Restorative dental materials. St. Louis, Mosby, 2002.
21. Branemark P I (1983). Osseointegration and its experimental background, *J Prosthet Dent*, 50, 399-400.
22. Misch C. (2005). Dental Implant Prosthetics St. Louis. Elsevier Mosby.
23. Özdemir, T. (1998). Oral İmplantoloji In; Tam Protezler, Çalikkocaoğlu, S. Protez Akademisi ve Gnatoloji Derneği Yayınları, 3. Baskı İstanbul.
24. Schroeder A, Sutter F, Krekeler G. (1991). Oral Implantology. New York, Thime Medical Pub. Inc.
25. Eskitaşçıoğlu G. Mezuniyet sonrası eğitim ders notları, S.Ü. Diş Hek. Fak. Protetik Diş Tedavisi AD. Konya
26. Tunalı, B. (1996). Multidisipliner Bir Yaklaşımla Oral İmplantolojiye Giriş, İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, Birinci Baskı, İstanbul.
27. Türker M, Yücetaş S. (1997). Oral İmplantoloji In; Ağız, Diş, Çene Hastalıkları ve Cerrahisi, Atlas Kitapçılık Tic. Ltd. Sti. Birinci Baskı, Ankara.
28. Röhlig BG. The use of angulated implants in the maxillary tuberosity region. 3-Dimensional Finite element analysis study. Philipps Universitaet Marburg. Doktora tezi. Hessen-Germany. 2004.

29. Albrektsson T, Zarb D, Worthington P, Eriksson AR. The long term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1986; 1(1):11-25.
30. Hahn JA. The blade implant. *J Am Dent Assoc.* 1990;121(3):394-402
31. Sertgöz A. Temel İmplantoloji- Biyomekanik İmplantlar 2005;4: 64-72
32. Siegele D, Soltesz U. Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989; 4(4):333-340.
33. Buser D, Schenk RK, Steinemann S, Fiorellini JP, Fox CH, Stich H. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. *J Biomed Mater Res* 1991;25(7):889-902.
34. Uzun G, Keyf F. İmplantların yüzey özellikleri ve osseointegrasyon. *Atatürk Üni. Diş Hek. Fak. Derg.* 2007; 2: 43-50
35. Anselme K, Bigerelle M, Noël B, Iost A, Hardouin P. Effect of grooved titanium substratum on human osteoblastic cell growth. *J Biomed Mater Res.* 2002; 60(4):529-540.
36. Borsari V, Giavaresi G, Fini M, Torricelli P, Tschon M, Chiesa R ve ark. Comparative in vitro study on a ultra-high roughness and dense titanium coating. *Biomaterials.* 2005;26(24):4948-4955
37. Lohmann CH, Sagun R Jr, Sylvia VL, Cochran DL, Dean DD, Boyan BD ve ark. Surface roughness modulates the response of MG63 osteoblast-like cells to 1,25-(OH)(2)D(3) through regulation of phospholipase A(2) activity and activation of protein kinase A. *J Biomed Mater Res.* 1999;47(2):139-151.
38. Martin JY, Schwartz Z, Hummert TW, Schraub DM, Simpson J, Lankford J Jr ve ark. Effect of titanium surface roughness on proliferation, differentiation, and protein synthesis of human osteoblast-like cells (MG63). *J Biomed Mater Res.* 1995; 29(3): 389- 401.
39. Lum LB. A biomechanical rationale for the use of short implants. *J Oral Implantol.* 1991;17(2):126-131.
40. Schwartz Z, Lohmann CH, Vocke AK, Sylvia VL, Cochran DL, Dean DD, Boyan BD. Osteoblast response to titanium surface roughness and 1 α ,25-(OH)(2)D(3) is mediated through the mitogen-activated protein kinase (MAPK) pathway. *J Biomed Mater Res.* 2001;56(3):417-426.
41. Hahn H, Palich W. Preliminary evaluation of porous metal surfaced titanium for orthopedic implants. *J Biomed Mater Res* 1970; 4: 571-579
42. Leize EM, Hemmerle J, Leize M. Characterization at the bone crystal level, of the titanium coating/bone interfacial zone. *Clin Oral Impl Res.* 2000;11: 279-288.

43. Binon PP. (2000) Implants and components: Entering the new millenium. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15(1): 76-94.
44. Thomas KA, Kay JF, Cook SD, Jarcho M. The effect of surface macrotexture and hydroxylapatite coating on the mechanical strengths and histologic profiles of titanium implant materials. *J Biomed Mater Res.* 1987;21(12): 1395-1414
45. Gottlander M, Johansson CB, Albrektsson T. Short- and long-term animal studies with a plasma-sprayed calcium phosphate-coated implant. *Clin Oral Implants Res.* 1997;8(5):345-351.
46. Vercaigne S, Wolke JG, Naert I, Jansen JA. Bone healing capacity of titanium plasma-sprayed and hydroxylapatite-coated oral implants. *Clin Oral Implants Res.* 1998;9(4):261-271.
47. Conner KA, Sabatini R, Mealey BL, Takacs VJ, Mills MP, Cochran DL. Guided bone regeneration around titanium plasma-sprayed, acid-etched, and hydroxyapatite-coated implants in the canine model. *J Periodontol.* 2003;74(5):658-68.
48. Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants: considerations based on a three-dimensional finite element analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15(4):401-12.
49. Sevimay M. İmplant üstü kron tasarımlarında farklı materyallerin stres dağılımına etkisinin sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmesi, doktora tezi, Konya, 2002.
50. Tada S, Stegaroiu R, Kitamura E, Miyakawa O, Kusakari H. (2003). 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. Implants.* 18: 357-368.
51. Lemons JE. (2004). Biomaterials, biomechanics, tissue healing and immediate function dental implants. *J. Oral Implantol.* 5: 318- 324.
52. Skalak R. (1986). Osseointegration biomechanics. *J Oral Implantol.* 12: 350-356.
53. Geng JP, Beng WX, Tan KBC, Liu GR. (2004). Finite element analysis of an osseointegrated stepped screw dental implant. *J. Oral Implantol.* 4: 223- 233.
54. Hansson S. (2003). A conical implant-abutment interface at the level of the marginal bone improves the distribution of stresses in the supporting bone. *Clin. Oral Impl. Res.* 14: 286-293.
55. O'Sullivan D, Sennerby L, Meredith N. (2004). Influence of implant diameter on the primary and secondary stability of osseointegrated titanium implants. *Clin. Oral Impl. Res.* 15: 474-480.

56. Atar Ö. Alveolar distraksiyon yapılan hastalarda implantüstü protezlerin uzun dönem takibi. Marmara üniversitesi. Doktora tezi. İstanbul 2007.
57. Lemons J, Natiella J. Biomaterials, biocompatibility and peri-implant considerations. *Dental clinics of North America* 1986;30(1): 3- 23.
58. Misch CE. Contemporary implant dentistry. 2nd ed. St. Louis- USA. Mosby Year Book- Inc; 1999.
59. Parr GR, Gardner LK, Toth RW. Titanium: the mystery metal of implant dentistry. *Dental materials aspects. J Prosthet Dent* 1985; 54(3):410-414.
60. Kasemo B, Lausmaa J. Aspects of surface physics on titanium implants. *Swed Dent J* 1985; 28: 19- 36.
61. Hruska AR, Zappe W. Intraoral welding of pure titanium *Quintessenz*. 1988; 39(1): 35-48.
62. Lautenschlager EP, Monaghan P. Titanium and titanium alloys as dental materials *Int Dent J*. 1993; 43(3): 245- 253.
63. Lemons JE. Dental implant biomaterials. *J Am Dent Assoc*. 1990;121(6):716-719.
64. Lacefield WR. Current status of ceramic coatings for dental implants. *Implant dent* 1998; 7: 315- 322.
65. Wataha JC. Materials for endosseous dental implants *J Oral Rehabil*. 1996; 23: 79- 90.
66. Sykaras N, Iacopino AM, Marker VA, Triplett RG, Woody RD. Implant materials, designs and surface topographies: their effect on osseointegration. A literature review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15(5):675-90.
67. Soydan N. Gelişim ve Büyüme, İstanbul-1993; 83- 97.
68. Çalikkocaoğlu S. Tam Protezler, İstanbul 1998; cilt 2: 766- 794.
69. Spiekermann H. (1995). *Color Atlas of Dental Medicine, Implantology*. New York: Thieme Medical Pub. Inc. s: 238- 266.
70. Anusavice KJ. *Phillips' Science of Dental Materials*. Eleventh edition, Missouri, Saunders, 2003.
71. Hobo S, Takayama H. Twin-stage procedure. Part 1: A method to reproduce precise eccentric occlusal relations, *Int J Periodontics Restorative Dent*. 1997 Apr; 17(2):112-23.
72. Hobo S, Takayama H. Twin-stage procedure. Part 2: A clinical evaluation test, *Int J Periodontics Restorative Dent*. 1997 Oct; 17(5):456-63.
73. Albrektsson T, Jansson T, Lekholm U. Osseointegrated dental implants. *Dent Clin North Am*. 1986 Jan;30(1):151-74.

74. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1986 Summer;1(1):11-25.
75. Göre E. Bruksizmi olan hastalarda implant üstü sabit protezler için farklı oklüzyon tiplerinin implant başarısına etkisinin sonlu elemanlar analizi yöntemi ile değerlendirilmesi, doktora tezi. İstanbul,2010.
76. Gümüş HÖ. Üç farklı dental implant yiv tasarımının ve iki farklı dental implant çapının değişik yogunluktaki kemik üzerinde oluşturdıkları streslerin üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile karşılaştırılması. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Protez programı. Doktora Tezi. Ankara. 2007.
77. Balık A. Farklı implant abutment bağlantılarının oluşturduğu stresin FEM analiz yöntemi ile incelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi AD. Doktora Tezi. İstanbul. 2007.
78. Nishimura I, Huang Y, Butz F, Ogawa T, Lin A, Wang CJ. Discrete deposition of hydroxyapatite nanoparticles on a titanium implant with predisposing substrate microtopography accelerated osseointegration. *Nanotechnology* 2007;18: 5101-9.
79. Saruwatari L, Aita H, Butz F, Nakamura HK, Ouyang J, Yang Y, Chiou WA, Ogawa T. Osteoblasts generate harder, stiffer, and more delaminationresistant mineralized tissue on titanium than on polystyrene, associated with distinct tissue micro- and ultrastructure. *J Bone Miner Res* 2005; 20: 2002-16.
80. Takeuchi K, Saruwatari L, Nakamura HK, Yang JM, Ogawa T. Enhanced intrinsic biomechanical properties of osteoblastic mineralized tissue on roughened titanium surface. *J Biomed Mater Res A* 2005;72: 296-305.
81. Linkow LI, Rinaldi AW, Weiss WW, Smith GH. Factors influencing long-term implant success. *J Prosthet Dent* 63: 64-73,1990.
82. SC, Cowin. (1991). Bone mechanics Florida. CRC Pres.
83. Misch C.E, (1999). Contemporary Implant Dentistry St. Louis. Mosby 2. baskı.
84. Cochran, D.L. (2000). The scientific basis for and clinical experiences with Straumann implants including the ITI Dental Implant System: a consensus report. *Clinical Oral Implants Research*, 11 Suppl 1, 33-58.
85. Rieger MR, Mayberry M Brose MO. (1990). Finite element analysis of six endosseous implants. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 63(6), 671-6.

86. Jorneus L, Jemt T, Carlsson L. (1992). Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 7(3), 353-9.
87. Martin WC, Woody RD, Miller BH, Miller AW. (2001). Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 86(1), 24-32.
88. Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey JP. (1995). Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 10(5), 529-36.
89. Weinberg LA. (1993). The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 8(1), 19-31.
90. Barbier L, Vander Sloten J, Krzesinski G, Schepers E, Van der Perre G. (1998). Finite element analysis of non-axial versus axial loading of oral implants in the mandible of the dog. *Journal of Oral Rehabilitation*, 25(11), 847-58.
91. Frost, H.M. (2004). A 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians. *Angle Orthodontistsontists*. 74(1), 3-15.
92. Gotfredsen K, Berglundh T, Lindhe J (2001). Bone reactions adjacent to titanium implants subjected to static load of different duration. A study in the dog (III). *Clinical Oral Implants Research*, 12(6), 552-8.
93. Geng JP, Tan KB, Liu GR (2001). Application of finite element analysis in Implant Dentistry: a review of the literature. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(6), 585-98.
94. Duyck, J, Ronold H J, Van Oosterwyck H, Naert I, Vander Sloten J, Ellingsen JE. (2001) The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study¹. *Clinical Oral Implants Research* 12(3) 207-208.
95. Sartori IA, Ribeiro RF, Francischone CE, Mattos MG. (2004). In vitro comparative analysis of the fit of gold alloy or commercially pure titanium implant-supported prostheses before and after electroerosion. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 92(2), 132-8.
96. Jemt T, Lekholm U (1998). Measurements of bone and frame-work deformations induced by misfit of implant superstructures. A pilot study in rabbits. *Clinical Oral Implants Research*, 9(4), 272-80.
97. Carr AB, Gerard DA, Larsen PE (1996). The response of bone in primates around unloaded dental implants supporting prostheses with different levels of fit. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 76(5), 500-9.

98. Ishigaki S, Nakano T, Yamada S, Nakamura T, Takashima F (2003). Biomechanical stress in bone surrounding an implant under simulated chewing. *Clinical Oral Implants Research*, 14(1), 97-102.
99. Carr AB, Laney WR (1987). Maximum occlusal force levels in patients with osseointegrated oral implant prostheses and patients with complete dentures. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2(2), 101-8.
100. Braun S, Bantleon HP, Hnat WP, Freudenthaler JW, Marcotte MR, Johnson BE (1995). A study of bite force, part 1: Relationship to various physical characteristics. *Angle Orthodontists*, 65(5), 367-72.
101. Dean JS, Throckmorton GS, Ellis E, Sinn DP (1992). A preliminary study of maximum voluntary bite force and jaw muscle efficiency in pre-orthognathic surgery patients. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 50(12), 1284-8.
102. Lum LB, Osier JF (1992). Load transfer from endosteal implants to supporting bone: an analysis using statics. Part two: Axial loading. *Journal of Oral Implantology*, 18(4), 349-53.
103. Misch CE, Bidez MW, Implant-protected occlusion: a biomechanical rationale, *Compendium*. 1994 Nov;15(11):1330, 1332, 1334 Review.
104. Rieger MR, Mayberry M, Brose MO. Finite element analysis of six endosseous implants. *J Prosthet Dent*. 1990 Jun;63(6):671-6.
105. Rieger MR, Adams WK, Kinzel GL, Brose MO. Finite element analysis of bone-adapted and bone-bonded endosseous implants. *J Prosthet Dent*. 1989 Oct;62(4):436-40.
106. Hobkirk JA, Psarros KJ (1992). The influence of occlusal surface material on peak masticatory forces using osseointegrated implant-supported prostheses. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 7(3), 345-52.
107. Lee JH, Frias V, Lee KW, Wright RF. (2005) Effect of implant size and shape on implant success rates: a literature review. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 94(4), 377-81.
108. Binon PP, (2000). Implants and components: entering the new millennium. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 15(1), 76-94.
109. Kan JY, Rungcharassaeng K, Kim J, Lozada JL, Goodacre CJ (2002). Factors affecting the survival of implants placed in grafted maxillary sinuses: a clinical report. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 87(5), 485-9.

110. Ochi S, Morris HF, Winkler S. The influence of implant type, material, coating, diameter and length on periosteal values at second-stage surgery: DICRG interim report no. 4. Dental Implant Clinical Research Group. *Implant Dent.* 1994 Fall;3(3):159-62.
111. Bahat O, Handelsman M. Use of wide implants and double implants in the posterior jaw: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996 May- Jun;11(3):379-86.
112. Lee JH, Frias V, Lee KW, Wright RF. Effect of implant size and shape on implant success rates: a literature review. *J Prosthet Dent.* 2005 Oct;94(4):377-81. Review.
113. Ettinger RL, Spivey JD, Han DH, Koorbusch GF. Measurement of the interface between bone and immediate endosseous implants: a pilot study in dogs. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1993;8(4):420-7.
114. Lee J, Kim YS, Kim CW, Han JS. Wave analysis of implant screw loosening using an air cylindrical cyclic loading device. *J Prosthet Dent.* 2002 Oct;88(4):402-8.
115. Ivanoff CJ, Sennerby L, Johansson C, Rangert B, Lekholm U. Influence of implant diameters on the integration of screw implants. An experimental study in rabbits. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1997 Apr;26(2):141-8.
116. Kohn DH. Overview of factors important in implant design. *J Oral Implantol.* 1992;18(3):204-19. Review.
117. Langer B, Langer L, Herrmann I, Jorneus L. The wide fixture: a solution for special bone situations and a rescue for the compromised implant. Part 1. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1993;8(4):400-8.
118. Ivanoff CJ, Grondahl K, Sennerby L, Bergstrom C, Lekholm U (1999). Influence of variations in implant diameters: a 3- to 5-year retrospective clinical report. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 14(2), 173-80.
119. English C, Bahat O, Langer B, Sheets CG. ,What are the clinical limitations of wide-diameter (4 mm or greater) root-form endosseous implants? *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000 Mar-Apr;15(2):293-6.
120. Bahat O. (1993). Treatment planning and placement of implants in the posterior maxillae: report of 732 consecutive Nobelpharma implants. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.* 8(2), 151-61.
121. Siamos G, Winkler S, Boberick KG (2002). Relationship between implant preload and screw loosening on implant-supported prostheses. *Journal of Oral Implantology*, 28(2), 67–73.
122. Kanie T, Nagata M, Ban S. (2004). Comparison of the mechanical properties of 2 prosthetic mini-implants. *Implant Dentistry*, 13(3), 251– 6.

123. Vigolo P, Givani A. (2000). Clinical evaluation of single-tooth mini implant restorations: a five-year retrospective study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 84(1), 50–4.
124. Hallman M. (2001) A prospective study of treatment of severely resorbed maxillae with narrow nonsubmerged implants: results after 1 year of loading *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 16(5) 731-6.
125. Block MS, Delgado A, Fontenot MG. The effect of diameter and length of hydroxylapatite-coated dental implants on ultimate pullout force in dog alveolar bone. *J Oral Maxillofac Surg.* 1990 Feb;48(2):174-8.
126. Wyatt CC, Zarb GA. Treatment outcomes of patients with implantsupported fixed partial prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1998 Mar- Apr;13(2):204-11.
127. Misch CE. (1990). Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing and progressive bone loading. *International Journal of Oral Implantology*, 6(2), 23–31.
128. Winkler S, Morris HF, Ochi S (2000). Implant survival to 36 months as related to length and diameter. *Annals of Periodontology*, 5(1), 22-31.
129. Steigenga JT, Al-Shammari KF, Nociti FH, Misch CE, Wang HL (2003). Dental implant design and its relationship to long-term implant success. *Implant Dentistry*, 12(4), 306-17.
130. Valen M. (1983). The relationship between endosteal implant design and function: maximum stress distribution with computer-formed, three dimensional Flexi-Cup blades. *Journal of Oral Implantology*, 11(1), 49- 71.
131. Valen M, Locante WM (2000). LaminOss immediate- load implants: I. Introducing osteocompression in dentistry. *Journal of Oral Implantology*, 26(3), 177–84.
132. Brunski JB (1988). Biomechanical considerations in dental implant design. *International Journal of Oral Implantology*, 5(1), 31-4.
133. Barbier L, Schepers E (1997). Adaptive bone remodeling around oral implants under axial and nonaxial loading conditions in the dog mandible. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 12(2), 215–23.
134. Bumgardner JD, Boring JG, Cooper RC, Jr. Gao C, Givaruangsawat S, Gilbert JA VE diğerleri. (2000). Preliminary evaluation of a new dental implant design in canine models. *Implant Dentistry*, 9(3), 252–60.
135. Watzek G. *Endosseous Implants Scientific And Clinical Aspects*. Chicago, Quintessence Publishing Co Inc, 1996.

136. Akpınar I, Demirel F, Parnas L, Sahin S. A comparison of stress and strain distribution characteristics of two different rigid implant designs for distal-extension fixed prostheses. *Quintessence Int* 27: 11-17,1996.
137. Steigenga J, Al-Shammari K, Misch C, Nociti Jr FH, Wang HL. Effects of implant thread geometry on percentage osseointegration and resistance to reverse torque in the tibia of rabbits. *J Periodontol* 75: 1233-1241,2004.
138. Natali AN. *Dental Biomechanics*. London, Taylor & Francis, 2003.
139. Cordioli G, Majzoub Z, Piattelli A, Scarano A. Removal torque and histomorphometric investigation of 4 different titanium surfaces: an experimental study in the rabbit tibia. *Int J Oral Maxillofac Impl* 15: 668-674,2000.
140. Cochran DL. The scientific basis for and clinical experiences with Straumann implants including the ITI dental implant system: a consensus report. *Clin Oral Impl Res* 11: 33-58,2000.
141. Buser D, Nydegger T, Hirt HP, Cochran DL, Nolte LP. Removal torque values of titanium implants in the maxilla of miniature pigs. *Int J Oral Maxillofac Implants* 13:611-619,1998.
142. Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis—a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *J Oral Implantol* 24: 80-8,1998.
143. Himmlova L, Dostalova T, Kacovsky A, Konickova S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis *J Prosthet Dent* 91:20-25,2004.
144. Williams DF: *Biocompatibility of Clinical Implant Materials*, Vol 1, Boca Raton, Fla, 1981, CRC Press.
145. Quirynen M, Naert I, Van Steenberghe D. (1992). Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Branemark system. *Clinical Oral Implants Research*, 3(3), 104-11.
146. Gotfredsen K, Berglundh T, Lindhe J (2000). Anchorage of titanium implants with different surface characteristics: an experimental study in rabbits. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 2(3), 120–8.
147. Block MS, Gardiner D, Kent JN, Misiek DJ, Finger IM, Guerra L (1996). Hydroxyapatite-coated cylindrical implants in the posterior mandible: 10-year observations *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 11(5) 626-33.

148. Van Steenberghe D, Lekholm U, Bolender C, Folmer T, Henry P, Herrmann I ve diğeri. (1990). Applicability of osseointegrated oral implants in the rehabilitation of partial edentulism: a prospective multicenter study on 558 fixtures. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 5(3), 272-81.
149. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI (1981). A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *International Journal of Oral & Maxillofacial Surgery*, 10(6), 387- 416.
150. Engquist B, Bergendal T, Kallus T, Linden U (1988). A retrospective multicenter evaluation of osseointegrated implants supporting overdentures. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 3(2), 129-34.
151. Truhlar RS, Lauciello F, Morris HF, Ochi S (1997). The influence of bone quality on Periost values of endosseous dental implants at stage II surgery. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 55(12 Suppl 5), 55-61.
152. Sennerby L, Thomsen P, Ericson LE (1992). A morphometric and biomechanic comparison of titanium implants inserted in rabbit cortical and cancellous bone. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 7(1), 62-71.
153. Jaffin RA, Berman CL (1991). The excessive loss of Branemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis. *The Journal of Periodontology*, 62(1), 2-4.
154. Babbush CA. *Dental Implants: The Art and Science*. Philadelphia, W. B. Saunders Co. 19-33, 2001.
155. Fugazzotto PA, Wheeler SL, Lindsay JA (1993). Success and failure rates of cylinder implants in type IV bone. *The Journal of Periodontology*, 64(11), 1085-7.
156. Bilgin M Selim. Post kor sistemlerinin fraktür analizi ve sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile değerlendirilmesi, Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Doktora Tezi, Konya-2008.
157. Çalıkoğlu S (1992) Bölümlü Protezler, 2. Baskı, İstanbul Ü Basımevi, İstanbul.
158. Ulusoy M, Aydın K(1998) Bölümlü protezler, Ankara Ü Diş Hek Yayınları.
159. Korkmaz T (1995) İki Değişik Gövde Tasarımında Sabit Porselen Restorasyonlar Üzerine Gelen Okluzal Kuvvetlerin Değişik Bölgelerdeki Dağılımlarının Halogrofik Interfermetre Yöntemi ile İncelenmesi, Gazi Ü Diş Hek Fak Doktora tezi.
160. Reinhardt RA, Kreju RF, Pao YC, Stannard SG (1983) Dentin Stresses in Post-Reconstructed Teeth with Diminishing Bone Support, *J Dent Res*, 62, 1002–1008.
161. Huysmans MCDNJM, Vander Varst PGT (1993) Finite Element Analysis of Quasistatic and Fatigue of Post and Cores, *J Dent*, 21,57-64.

162. Rubin C, Krishnamurthy N, Capicouto E, Y H (1983) Stres Analysis of the Human Teeth Using a Three-Dimensional Finite Element Model, *J Dent Res*,62,82-86.
163. Darendeliler S, Darendeliler H, Kınoğlu T (1992) Analıysis of a Central Maxillary Incisor by Using a Three-Dimensional Finite Method, *J Oral Rehab*,19,371-383.
164. Magne P, Doglas WH (1999) Desining Optimization and Evaluation of Bonded Ceramics for the Anterior Dentition: A Finite-Element Analysis, *Quintessence Int*,30,661-672.
165. Sağesen HLEM (2000) İçi boş silindir (hollow cylinder) İmplant Destekli overdenturelarda iki üst yapı türünün kemikteki gerilme dağılımına etkileri, Doktora Tezi, Gazi Üniv. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Ankara.
166. Sonugelen M, Artunç C. Ağız Protezleri ve Biyomekanik. İzmir, Ege Meslek Yüksek Okulu Basımevi, 2002.
167. Huang HM, Lee SY, Yeh CY, Lin CT. Resonance frequency assessment of dental implant stability with various bone qualities: a numerical approach. *Clin Oral Impl Res* 13: 65-74,2002.
168. Akça K, Çehreli MC, İplikçioğlu H. A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. *Int J Prosthodont* 15: 115-121,2002.
169. Ismail YH, Pahountis LN, Fleming JF. Comparison of two dimensional and three dimensional finite element analysis of a blade implant. *Int J Oral Implant* 4: 25-31,1987.
170. Baiamonte T, Abbate MF, Pizzarello F, Lozada J, James R. The experimental verification of the efficacy of finite element modeling to dental implant systems. *J Oral Implantol* 22: 104-10,1996.
171. Williams KR, Watson CJ, Murphy WM, Scott J, Gregory M, Sinobad D. Finite element analysis of fixed prostheses attached to osseointegrated implants. *Quintessence Int* 21: 563-570,1990.
172. Joseph Edward Shigley, *Mechanical Engineering Design*, McGraw-Hill Book CoMPany 1986.
173. Zaimoğlu A, Aksu E, Can G, Ersoy E (1993). Diş hekimliğinde maddeler bilgisi, Ankara: Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Sayı:17.
174. O'Brien W J (1997). *Dental materials and their selection*, Quintessence Pub Co Inc 2nd Edition.
175. McCabe JF, Walls AWG (1984) *Applied Dental Materials*, 8th Ed., Blackwell Science Ltd. Oxford.

176. Van Noort (1994) *Dental Materials*, Mosby Company, Spain.
177. Shigley JE (1986) *Mechanical Engineering design*, First metric ed. McGraw-Hill Book Company, Singapur.
178. Assif D, Aviv I, Himmel R (1989) A Rapid Dowel Core Construction Technique, *J.Prosthet Dent*, 61,16-17.
179. Ulusoy M, Aydın K. *Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler*. Ankara Üniversitesi Basımevi. Cilt 1, 61-64, 2003.
180. Weinberg LA. *Atlas of Tooth- and Implant-Supported Prosthodontics*. New York, Quintessence Publishing Co, Inc, 47-65, 2003.
181. Rangert B, Jemt T, Jörneus L. Forces and moments on branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 4: 241-47,1989.
182. Weinberg LA, Bernard K. A comparison of implant/prosthesis loading with four clinical variables. *Int J Prosthodont* 8: 421-33,1995.
183. Eskitaşcıoğlu G, Üşümez A, Sevimay M, Soykan E, Ünsal E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: a three dimensional finite element study. *J Prosthet Dent* 91: 144-50,2004.
184. Chapman RJ. Principles of occlusion for implant prostheses: guidelines for position, timing, and force of occlusal contacts. *Quintessence Int* 20: 473-80,1989.
185. Glantz PO, Rangert B, Swenson A, Stafford GD, Arnvidarson B, Randow K. On clinical loading of osseointegrated implants a methodological and clinical study. *Clin Oral Impl Res* 4: 99-105,1993.
186. Tashkandi EA, Lang B, Edge MJ. Analysis of strain at selected bone sites of a cantilevered implant-supported prosthesis. *J Prosthet Dent* 76: 158-64,1996.
187. Merickse-Stern R, Assal P, Buegerin W. Simultaneous force measurements in 3 dimensions on oral endosseous implants in vitro and in vivo. *Clin Oral Impl Res* 7: 378-386,1996.
188. Smedberg JI, Nilner K, Rangert B, Svenson SA, Glantz PO. On the influence of super structure connection on implant preload: a methodological and clinical study. *Clin Oral Impl Res* 7: 55-63,1996.
189. Şahin S, Çehreli MC, Yalçın E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant supported prostheses-a review. *J Dent* 30: 271-282,2002.
190. Stanford CM, Brand RA. Toward an understanding of implant occlusion and strain adaptive bone modeling and remodeling. *J Prosthet Dent* 81: 553-561,1999.

191. Carter DR, Van Der Meulen MC, Beaupre GS. Mechanical factors in bone growth and development. *Bone* 18 1 Suppl:55-10, 1996.
192. Duyck J, Renold HJ, Oosterwyck HV, Naert I, Sloten JV, Ellingsen JE. The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. *Clin Oral Impl Res* 12: 207-18,2001.
193. Miyata T, Kobayashi Y, Araki H, Motomura Y, Shin K. The influence of controlled occlusal overload on peri-implant tissue: a histologic study in monkeys. *Int J Oral Maxillofac Implants* 13: 677-683,1998.
194. Isidor F. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. a clinical and radiographic study in monkeys. *Clin Oral Impl Res* 7: 143-152,1996.
195. Huiskes R, Weinans H, Van Rietbergen B. The relationship between stress shielding and bone resorption around total hip stems and the effects of flexible materials. *Clin Orthopaedics and Related Res.* 274:124-34,1992.
196. Hoshaw SJ, Brunski JB, Cochran GVB. Mechanical loading of branemark implants affects interfacial bone modelling and remodeling. *Int J Oral Maxillofac Implants* 9: 345-360,1994.
197. Bobyn JD, Mortimer ES, Glassman AH, Engh CA, Miller JE, Brooks E. Producing and avoiding stress shielding. *Clin Orthopaedics and Related Res* 274: 79-96,1992.
198. Hughes TJR. *The Finite Element Method*. New Jersey: Prentice-Hall, 1987.
199. Atmaram GH, Mohammed H. Stress analysis of single-tooth implants. I. Effect of elastic parameters and geometry of implant. *Implantologist* 1983-1984; 3(1): 24-29.
200. Meijer HJ, Kuiper JH, Starmans FJ, Bosman F. Stress distribution around dental implants: influence of superstructure, length of implants and height of mandible. *J Prosthet Dent* 1992; 68(1):96-102.
201. Kregzde M. A method of selecting the best implant prosthesis design option using three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993; 8(6):662-673.
202. Iplikçiolu H, Akça K. Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. *J Dent* 2002; 30 (1): 41-46.
203. Baggi L, Cappeloni I, Girolima MD, Maceri F, Vairo G (2008). The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry. *J. Prosthet. Dent.* 100: 422-431.

204. Samir EB. Textbook of orthodontics (2001).
205. Eskitasçioğlu G (1991). Doğal ve protetik restorasyonlu dişlerde farklı sentrik ve kontak tiplerinde oluşan fonksiyonel gerilimlerin “structural analysis program” ile incelenmesi. Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi. Ankara.
206. Tepper G, Haas R, Zechner W, Krach W, Watzek G. Three-dimensional finite element analysis of implant stability in the atrophic posterior maxilla: a mathematical study of the sinüs floor augmentation. Clin Oral Implants Res. 2002 Dec;13(6):657-65.
207. Clelland NL, Lee JK, Bimbenet OC, Brantley WA. A three-dimensional finite element stress analysis of angled abutments for an implant placed in the anterior maxilla. J Prosthodont. 1995 Jun;4(2):95-100.
208. Koca OL, Eskitascioglu G, Usumez A. Three-dimensional finite-element analysis of functional stresses in different bone locations produced by implants placed in the maxillary posterior region of the sinüs floor Journal of Prosthetic Dentistry - January 2005 (Vol. 93, Issue 1, Pages 38-44).
209. Ismail YH, Pahountis LN, Fleming JF. CoMParison of two-dimensional and three-dimensional finite element analysis of a blade implant. Int J Oral Implantol. 1987;4(2):25-31.
210. Cook SD, Klawitter JJ, Weinstein AM. The influence of implant geometry on the stress distribution around dental implants. J Biomed Mater Res. 1982 Jul;16(4):369-79.
211. Meijer HJ, Starmans FJ, Steen WH, Bosman F. A three-dimensional, finite element analysis of bone around dental implants in an edentulous human mandible. Arch Oral Biol. 1993 Jun;38(6):491-6.
212. Rieger MR, Fareed K, Adams WK, Tanquist RA. Bone stress distribution for three endosseous implants. J Prosthet Dent. 1989 Feb;61(2):223-8. Review.
213. O'Mahony A, Bowles Q, Woolsey G, Robinson SJ, Spencer P. Stress distribution in the single-unit osseointegrated dental implant: finite element analyses of axial and off-axial loading. Implant Dent. 2000;9(3):207-18.
214. Fanuscu MI, Vu HV, Poncelet B. Implant biomechanics in grafted sinüs: a finite element analysis. J Oral Implantol. 2004;30(2):59-68.
215. Meijer HJ, Starmans FJ, Bosman F, Steen WH. A Comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. J Oral Rehabil. 1993 Mar;20(2):147-57.
216. Clelland NL, Ismail YH, Zaki HS, Pipko D. Three-dimensional finite element stress analysis in and around the Screw-Vent implant. Int J Oral Maxillofac Implants. 1991 Winter;6(4):391-8.

217. Yüzbaşıoğlu H.E. İmplantüstü sabit bölümlü protezlerde kullanılan seramik implant dayanaklarının sonlu elemanlar yöntemi ile incelenmesi, Doktora Tezi 2006, Ondokuz Mayıs Üniv. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı,Samsun.
218. Maezawa N, Shiota M, Kasugai S, Wakabayashi N. Three-dimensional stress analysis of tooth/Implant-retained long-span fixed dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22:710-718.
219. Gülay G. Farklı destek ve konnektör tasarımlarının üç üyeli posterior zirkonya köprüler üzerindeki stres etkisinin üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi ile incelenmesi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2010.
220. Holmes DC, Loftus JT (1997). Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. *Journal of Oral Implantology*, 23(3), 104-11.
221. Bozkaya D, Muftu S, Muftu A (2004). Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 92(6), 523-30.
222. Hansson S, Werke M (2003). The implant thread as a retention element in cortical bone: the effect of thread size and thread profile: a finite element study. *Journal of Biomechanics*, 36(9), 1247-58.
223. Hedia, H. S.(2007) Effect of coating thickness and its material on the stress distribution for dental implants *Journal of Medical Engineering Technology*. 31(4), 280-7.
224. Del Valle V, Faulkner G, Wolfaardt J. Craniofacial osseointegrated implantinduced strain distribution: a numerical study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1997 Mar-Apr;12(2):200-10.
225. Pilliar RM, Deporter DA, Watson PA, Valiquette N (1991). Dental implant design effect on bone remodeling. *Journal of Biomedical Materials Research*, 25(4), 467-83.
226. Vaillancourt H, Pilliar RM, McCammond D (1996). Factors affecting crestal bone loss with dental implants partially covered with a porous coating: a finite element analysis. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 11(3), 351-9.
227. Çankaya Ö. Alt çene total dişsizlik vakalarında implant destekli protez uygulamalarında, implantların farklı lokalizasyonlarda yerleştirilmesinin ve farklı üst yapıların kullanılmasının kemikteki kuvvet dağılımına etkisinin sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile incelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Oral İmplantoloji Anabilim Dalı. Doktora Tezi. İstanbul. 2005.
228. Sağat G. Üst çene total dişsizlik vakaları için implant destekli sabit protez uygulamalarında farklı alveol ark formları ve implant pozisyonlarının implantlar çevresindeki

- stres dağılımına olan etkisinin FEM analiz yöntemiyle araştırılması. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Oral İmplantoloji Anabilim Dalı. Doktora Tezi. İstanbul. 2002.
229. Türkoğlu P. Alt çeneye uygulanan implantların lineer ve doğrusal olmayan yerleşimlerinin sonlu elemanlar gerilme analizi yöntemi ile incelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Tedavi Anabilim Dalı. Doktora Tezi. İstanbul. 2006.
230. Brekelmans WAM, Poort HW, Sloof TJH. A new method to analyze the mechanical behavior of skeletal parts. *Acta Orthop Scand* 1972; 43: 301-317.
231. Roberts WE, Turley PK, Brezniak N, Fielder PJ. Implants: bone physiology and metabolism. *CDA J* 1987; 15(10): 54–61.
232. Hancı M, Bozdağ E, Arpacı A. *Biyomekanik*. İstanbul: Logos Yayıncılık, 2000; 10–55.
233. Keskin C. Farklı yöntemlerle kanin distalizasyonu biyomekaniğinin üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile incelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ortodonti ABD. Doktora Tezi. İstanbul. 1996.
234. Asundi A, Kishen A. A strain gauge and photoelastic analysis of in vivo strain and in vitro stress distribution in human dental supporting structures. *Arch Oral Biol* 2000; 45(7):543-550.
235. Caputo AA, Chaconas SJ, Hayashi RK. Photoelastic visualization of orthodontic forces during canine retraction. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1974; 65(3):250- 259.
236. DeVree JH, Peters MC, Plasschaert AJ. A comparison of photoelastic and finite stress analysis in restored tooth structure. *J Oral Rehabil* 1983; 10(6): 505–517.
237. Farah JW, Craigh RG, Sikarskie DL. Photoelastic and finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. *J Biomech* 1973; 6(5): 511–520.
238. Yoshida N, Koga Y, Kobayashi K, Yamada Y, Yoneda T. (2000). A new method for qualitative and quantitative evaluation of tooth displacement under the application of orthodontic forces using magnetic sensors. *Medical Engineering and Physics* 22, 293-300.
239. Keyak JH, Meagher JM, Skinner HB, Mote CD (1990). Automated three-dimensional finite element modelling of bone: a new method. *Journal of Biomechanical Engineering*, 12(5), 389-97.
240. Coward TJ, Scott BJ, Watson RM, Richards R (2005). A comparison between computerized tomography, magnetic resonance imaging, and laser scanning for capturing 3-dimensional data from an object of standard form. *International Journal of Prosthodontics*, 18(5), 405-13.

241. Wang TM, Leu LJ, Wang J, Lin LD (2002). Effects of prosthesis materials and prosthesis splinting on peri-implant bone stress around implants in poor-quality bone: a numeric analysis. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 17(2), 231-7.
242. Geng JP, Ma QS, Xu W, Tan KB, Liu GR (2004). Finite element analysis of four thread-form configurations in a stepped screw implant *Journal of Oral Rehabilitation*. 31(3) 233-39.
243. Geramy A, Morgano SM (2004). Finite element analysis of three designs of an implant-supported molar crown. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 92(5), 434-40.
244. Teixeira ER, Sato Y, Akagawa Y, Shindoi N (1998). A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics. *Journal of Oral Rehabilitation*, 25(4), 299-303.
245. Skalak, R. (1983). Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 49(6), 843-8.
246. Cibirka RM, Razzoog ME, Lang BR, Stohler CS (1992). Determining the force absorption quotient for restorative materials used in implant occlusal surfaces. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 67(3), 361-4.
247. Lin S, Shi S, LeGeros RZ, LeGeros JP (2000). Three dimensional finite element analyses of four designs of a high-strength silicon nitride implant. *Implant Dentistry*, 9(1), 53-60.
248. Schnitman PA, Rubenstein JE, Woehrle PS, DaSilva JD, Koch GG (1988). Implants for partial edentulism. *International Journal of Oral Implantology*, 5(2), 33-5. 143.
249. Torabinejad M, Goodacre C J (2006). Endodontic or dental implant therapy: the factors affecting treatment planning *Journal of American Dental Association* 137(7) 973-7.
250. Stegaroiu R, Sato T, Kusakari H, Miyakawa O (1998). Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: a three-dimensional finite element analysis. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 13(1), 82-90.
251. Akpınar I, Anil N, Parnas L (2000). A natural tooth's stress distribution in occlusion with a dental implant. *Journal of Oral Rehabilitation*, 27(6), 538-45.
252. Sevimay M, Turhan F, Kilicarslan MA, Eskitascioglu G (2005). Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 93(3), 227-34.
253. Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O (2005). Influence of marginal bone resorption on stress around an implant a three- dimensional finite element analysis. *Journal of Oral Rehabilitation*, 32(4), 279-86.

254. Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimay M, Soykan E, Unsal E (2004). The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 91(2), 144-50.
255. Helkimo E, Carlsson GE, Helkimo M (1977). Bite force and state of dentition. *Acta Odontologica Scandinavica*, 35, 297–303.
256. Van Eijden. T.M.G.J. (1991). Three-dimensional analyses of human biteforce magnitude and moment. *Archives of Oral Biology*, 36, 535–539.
257. Carlsson GE (1974). Bite force and chewing efficiency. *Frontiers of Oral Physiology*, 1, 265–292.
258. Howell AH, Manly RS (1984). An electronic strain gauge for measuring oral forces. *Journal of Dental Research*, 27, 705-712.
259. Gibbs CH, Mahan PE, Mauderli A, Lundeen HC, Walsh EK (1986). Limits of human bite strength. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 56, 226–229.
260. Mericske- Stern R, Zarb GA (1996). In vivo measurements of some functional aspects with mandibular fixed prostheses supported by implants. *Clinical Oral Implants Research*, 7: 153–61.
261. Stern MR, Assal P, Mericske E, Burgin W. Occlusal force and oral sensibility measured in partially edentulous patients with ITI implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 10:345,1995.
262. Ferrario VF, Sforza C, Serrao G, Dellavia C, Tartaglia GM. Single tooth bite force in healthy young adults. *J Oral Rehabil* 31: 18-22,2004.
263. Tortopidis D, Lyons MF, Baxendale RH, Gilmour WH. The variability of bite force measurement between sessions, in different positions within the dental arch. *J Oral Rehabil* 25: 681-686,1998.
264. Awadalla HA, Azarbal M, Ismail YH, El-Ibiari W. Three-dimensional finite element stress analysis of a cantilever fixed partial denture. *J Prosthet Dent* 68: 243-8,1992.
265. Merickse-Stern R, Assal P, Mrescke E, Bürgin W. Occlusal force and oral tactile sensibility measured in partially edentulous patients with ITI implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 10: 345-353,1995.
266. Weinberg LA (1993). Biomechanics of force distribution in implant supported prosthesis. *International Journal of Oral Maxillofacial Implants*, 8, 19-31.
267. Richter, E-J. (1995). Basic biomechanics of dental implants in prosthetic dentistry. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 32, 603-609.

268. Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA (1996). Three dimensional finite element analysis of stress distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type and loading during function. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 76, 633–640.
269. Akça K, İplikçioglu H (2002). Finite Element Stres Analysis of The Effect of Short Implant Usage in Place of Cantilever Extensions in Mandibular Posterior Edentulism, *Journal of Oral Rehabilitation*, 29, 350-356.
270. Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O (2004). Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants: considerations based on a three-dimensional finite element analysis. *Clinical Oral Implants Research*, 15, 401–412.
271. Sevimay M, Üsümez A, Eskitasçıoglu G (2005). The Influence of Various Occlusal Materials on Stresses Transferred to Implant-Supported Protheses and Supporting Bone: A Three-Dimensional Finite-Element Study. *Journal of Biomedical Material Research Part B: Applied Biomaterials*, 73B: 140–147.
272. Dao TT, Anderson JD, Zarb GA (1993). Is osteoporosis a risk factor for osseointegration of dental implants? *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 8(2), 137-44.
273. Nociti FH, Jr. Sallum AW, Sallum EA, Duarte PM (2002). Effect of estrogen replacement and calcitonin therapies on bone around titanium implants placed in ovariectomized rats: a histometric study. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 17(6), 786- 92.
274. İplikcioglu H, Akca K (2002). Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial protheses on stress distribution in the bone. *Journal of Dentistry*, 30(1), 41-6.
275. Lum LB. A biomechanical rationale for the use of short implants. *J Oral Implantol*. 1991;17(2):126-31. Review.

8. ÖZGEÇMİŞ

1984 yılında Bismil’de doğdum. İlkokulu Bismil; orta okul ve lise öğrenimimi de Diyarbakır’da tamamlayarak 2002 yılında İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesinde öğrenimime devam ettim. 2008 yılında Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız-Diş-Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Ana Bilim Dalı’nda doktora eğitimime başladım ve halen devam etmekteyim.