



T.C.

DİCLE ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

AĞIZ, DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI KEMİK YOĞUNLUKLARINDA, SWITCH
PLATFORMLU İKİ FARKLI İMPLANT SİSTEMİNİN BOYUN
BÖLGELERİNDE MEYDANA GELEN KEMİK
REZORBSİYONUNUN ÜÇ BOYUTLU SONLU ELEMANLAR
ANALİZİ İLE İNCELENMESİ**

DT. ADALET ÇELEBİ

UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN

PROF. DR. BELGİN GÜLSÜN

2017-DİYARBAKIR



T.C.

DİCLE ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

AĞIZ, DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI KEMİK YOĞUNLUKLARINDA, SWITCH
PLATFORMLU İKİ FARKLI İMPLANT SİSTEMİNİN BOYUN
BÖLGELERİNDE MEYDANA GELEN KEMİK
REZORBSİYONUNUN ÜÇ BOYUTLU SONLU ELEMANLAR
ANALİZİ İLE İNCELENMESİ**

DT. ADALET ÇELEBİ

UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN

PROF. DR. BELGİN GÜLSÜN

2017-DİYARBAKIR

Bu çalışma Dicle Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından DİŞ.15.015 proje numarası ile desteklenmiştir.



**T.C
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
DEKANLIK**

Farkli Kemik Yoğunluklarında, Switch Platformlu İki Farkli İmplant Sisteminin Boyun Bölgelerinde Meydana Gelen Kemik Rezorbsiyonunun Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Analizi İle İncelenmesi.

Yukarıda belirtilen uzmanlık tezi 16/10/2017 tarihinde değerlendirilerek başarılı / ~~başarısız~~ bulunmuştur.

Tez Danışmanı : Prof. Dr. Belgin GÜLSÜN

Tezi Teslim Eden : Dt. Adalet ÇELEBİ

JURİ ÜYESİNİN

	Ünvanı	Adı Soyadı	İmza
Başkan :	Prof. Dr.	Derviş YILMAZ	
Üye :	Prof. Dr.	Belgin GÜLSÜN	
Üye :	Yrd. Doç. Dr.	Nedim GÜNEŞ	

Yukarıdaki imzalar tasdik olunur.

..16.. / ..10.. / 2017..

Prof. Dr. Remzi NİGİZ

Dicle Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi Dekan V.

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince değerli bilgilerini benimle paylaşan, kendisine gerek tez çalışması konusunda gerekse mesleki diğer konularda ne zaman danışsam bana kıymetli zamanını ayırıp sabırla ve büyük bir ilgiyle bana faydalı olabilmek için elinden gelenden fazlasını sunan, her sorun yaşadığımda yanına çekinmeden gidebildiğim, güler yüzünü, samimiyetini ve iyi niyetini benden esirgemeyen, gelecekteki hayatımda da bana hem mesleki hem ahlaki anlamda verdiği değerli bilgilerden faydalanacağımı düşündüğüm, kıymetli danışman hocam Sayın Prof. Dr. Belgin GÜLSÜN'e,

Tezimin her aşamasında yardımcı olan D.Ü Mühendislik Fakóltesi'nde çalışmakta olan Arař. Gör. Emre ARI'ya,

Uzmanlık eğitimim boyunca ve tez çalışmamın tamamlanmasında bana gösterdikleri anlayış ve destekleri için Ağız, Diş ve ene Cerrahisi Anabilim Dalı'nda beraber çalıştığım tüm hocalarıma,

Bugünlere gelmemde sonsuz sevgi ve inançlarıyla hep yanımda olan sevgili aileme,

Tüm kalbimle saygı, sevgi ve teőekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

Kapak.....	I
İç Kapak.....	II
Onay Sayfası.....	III
Teşekkür Sayfası.....	IV
İçindekiler Dizini.....	V
Şekiller Dizini.....	XII
Tablolar Dizini.....	XVIII
Resimler Dizini.....	XXI
Semboller ve Kısaltmalar Dizini.....	XXII
ÖZET.....	XXIV
SUMMARY.....	XXVII
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Dental İmplantların Tarihçesi.....	3
2.2. Dental İmplantların Tanımı ve Sınıflandırılması.....	4
2.2.1. Subperiostal İmplantlar.....	4
2.2.2. Endosteal İmplantlar.....	5
2.2.3. Endodontik İmplantlar.....	6
2.2.4. Transmandibular (Transossöz) İmplantlar.....	7
2.2.5. İntramukozal İmplantlar.....	7
2.3. Dental implantların Şekillerine Göre Sınıflandırılması.....	7

2.3.1. Vida Tipi İmplantlar.....	8
2.3.2. Silindirik İmplantlar.....	8
2.3.3. Blade İmplantlar.....	8
2.4. Dental İmplantların Yüzey Tasarımları.....	9
2.4.1. Titanyum Plazma Sprey (TPS) Kaplı Yüzey.....	10
2.4.2. Hidroksiapatit (HA) Kaplı Yüzey).....	10
2.4.3. Kuşlama Yüzey Asitleme (SLA Yüzey).....	11
2.4.4. SLA Aktif Yüzey.....	11
2.5. Dental İmplant Materyalleri.....	12
2.5.1. Titanyum ve Alaşımları.....	12
2.5.2. Seramikler.....	15
2.5.3. Polimerler.....	16
2.6. Dental İmplantlarda Başarı Kriterleri.....	17
2.7. Dental İmplant Endikasyonları ve Kontrendikasyonları.....	20
2.7.1. Dental İmplant Endikasyonları.....	20
2.7.2. Dental İmplant Kontrendikasyonları.....	20
2.7.2.1. Sistemik Kontrendikasyonlar.....	20
2.7.2.2. Lokal Kontrendikasyonlar	21
2.8. İmplant Doku Etkileşimi ve Osseointegrasyon.....	21
2.9. Dental İmplantlar ve Biyomekanik.....	22
2.10. Biyomekanik Kavramlar.....	23
2.10.1. Kuvvet.....	24
2.10.2. Stres.....	24
2.10.3. Gerinme (Strain).....	24
2.10.4. Elastisite Modülü (Esneklik Katsayısı).....	25
2.10.5. Poisson Oranı.....	25

2.10.6. Oransal Limit (Proportional Limit).....	25
2.10.7. Elastik Limit (Elastic Limit).....	26
2.10.8. Elastik Sınır Noktası (Yield Point or Yield Stress).....	26
2.10.9. İzotropik Özellik.....	26
2.10.10. Anizotropik Özellik.....	26
2.10.11. Von Misses Stres.....	26
2.10.12. Asal Stres (Principle Stress).....	27
2.11. Dental İmplantların Geometrisi.....	27
2.12. Makroskobik Tasarım.....	27
2.12.1. İmplantın Gövde Şekli.....	27
2.12.2. İmplantın Yüksekliği.....	28
2.12.3. İmplantın Genişliği.....	28
2.12.4. İmplantın Yiv Geometrisi.....	29
2.12.4.1. Yiv Adımı (Thread Pitch).....	29
2.12.4.2. Yiv Derinliği (Thread Depth) ve Genişliği (Thread Width).....	30
2.12.4.3. Yiv Şekli (Thread Shape).....	31
2.12.5. İmplantın Boyun Bölgesi (Kret Modülü).....	31
2.13. Platform Switching Tasarımı.....	31
2.13.1. Platform Switching Tasarımının Endikasyonları.....	32
2.13.2. Platform Switching Tasarımının Marjinal Kemik Seviyesine Etkisi.....	33
2.14. Kemik	34
2.14.1. Osteositler	34
2.14.2. Osteoblastlar	35
2.14.3. Osteoklastlar	35
2.14.4. Osteoprogenitör Hücreler	35
2.15. Kemik Tip ve Özellikleri.....	35

2.15.1. Kompakt Kemik.....	36
2.15.2. Spongios Kemik.....	36
2.16. Kemiğin Sınıflandırılması.....	36
2.16.1. Lekholm Ve Zarb'a Göre Kalan Kemiğin Sınıflandırılması.....	37
2.15.2. Misch'e Göre Kalan Kemiğin Sınıflandırılması.....	38
2.17. Kalan Kemik Yoğunluğunun Bilgisayarlı Tomografide Belirlenmesi.....	38
2.18. Varolan Kemik.....	39
2.18.1. Varolan Kemik Yüksekliği.....	39
2.18.2. Varolan Kemik Genişliği.....	40
2.18.3. Varolan Kemik Uzunluğu.....	40
2.18.4. Varolan Kemik Açısı.....	40
2.19. Varolan Kullanılabilir Kemik Sınıflandırılması.....	41
2.19.1. Divizyon A (Yeterli Kemik).....	41
2.19.2. Divizyon B (Ancak Yeterli Kemik).....	41
2.19.3. Divizyon C (Yetersiz Kemik).....	42
2.19.4. Divizyon D (Defekli Kemik).....	42
2.20. Kuvvet Analiz Yöntemleri.....	43
2.20.1. Gerilim Ölçer (Strain Gauge) Kuvvet Analiz Yöntemi.....	43
2.20.2. Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi.....	43
2.20.3. Holografik İnterferometre (Lazer Işınları) ile Kuvvet Analiz Yöntemi.....	44
2.20.4. Kırılğan Vernikle Kaplama Tekniği ile Kuvvet Analiz Yöntemi.....	44
2.20.5. Radyotelemetri ile Kuvvet Analizi.....	44
2.20.6. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi.....	45
2.20.7. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi (FEM).....	45
2.20.7.1. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Avantajları.....	47
2.20.7.2. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Dezavantajları.....	47

2.20.7.3. Sonlu Elemanlar Stres Analizinin Aşamaları.....	47
3.MATERYAL METOD.....	49
3.1. Sonlu Elemanlar Stres Analizinde Yapıların 3 Boyutlu Modellemesi.....	50
3.1.1. Kemik Yapıların Modellemesi.....	50
3.1.2. Abutment Ve İmplant Yapılarının Modellemesi.....	51
3.1.2.1. Dental İmplantların Geometrik Özellikler.....	52
3.1.3. Kron Ve Koping Modellemesi.....	53
3.2. Çalışma Sınırlarının Belirlenmesi.....	55
3.3. Çalışma Modellerinin Hazırlanması.....	56
4. BULGULAR.....	59
4.1. Maksillaya yerleştirilen 3.8 mm, 4.6 mm çapında ve 10.5 mm uzunluğundaki Tapered Internal Plus (TIP) implantların boyun çevresindeki kemikte ve implant yüzeyinde meydana gelen Von Misses stres değerleri.....	59
4.1.1. 3.8 mm çapında ve 10.5 mm uzunluğundaki implantın maksillaya vertikal ya da oblik (25 ⁰ açılı) pozisyonda yerleştirilmesi sonucu, vertikal ve oblik (30 ⁰ açılı) yönde uygulanan kuvvetin implantın boyun çevresindeki kemikte ve implant yüzeyinde ortaya çıkardıkları Von Misses stres değerlerinin ölçümü.....	59
4.1.2. 4.6 mm çapında ve 10.5 mm uzunluğundaki implantın maksillaya vertikal ya da oblik (25 ⁰ açılı) pozisyonda yerleştirilmesi sonucu kuvvetin vertikal ve oblik (30 ⁰ açılı) yönde uygulanması, implantın boyun çevresindeki kemikte ve implant yüzeyinde ortaya çıkardıkları Von Misses stres değerlerinin ölçümü.....	65
4.2. Mandibulaya yerleştirilen 3.8 mm, 4.6 mm çapında ve 10.5 mm uzunluğundaki Tapered Internal Plus (TIP) implantların boyun çevresindeki kemikte ve implant yüzeyinde meydana gelen Von Mises stres değerleri.....	70
4.2.1. 3.8 mm çapında ve 10.5 mm uzunluğundaki implantın mandibulaya vertikal ya da oblik (25 ⁰ açılı) yerleştirilmesi sonucu uygulanan vertikal ve oblik (30 ⁰ açılı) yönde kuvvetlerin implantın boyun çevresindeki kemikte ve implant yüzeyinde ortaya çıkardıkları Von Misses stres değerlerinin ölçümü.....	70

4.2.2. 4.6 mm çapında ve 10.5 mm uzunluğundaki implantın mandibulaya vertikal ya da oblik (25 ⁰ açılı) yerleştirilmesi sonucu uygulanan vertikal ve oblik (30 ⁰ açılı) kuvvetlerin implantın boyun çevresindeki kemikte ve implant yüzeyinde ortaya çıkardıkları Von Misses stres değerlerinin ölçümü.....	74
4.3. Maksillaya yerleştirilen 3.75 mm, 4.2 mm çapında ve 10 mm uzunluğundaki Dual Fit (DF) implantların boyun çevresindeki kemikte ve implant yüzeyinde meydana gelen Von Mises stres değerleri.....	80
4.3.1. 3.75 mm çapında ve 10 mm boyundaki implantın maksillaya vertikal ya da oblik yerleştirilmesi sonucu uygulanan vertikal ve oblik kuvvetlerin implantın boyun çevresindeki kemikte ve implant yüzeyinde ortaya çıkardıkları Von Misses stres değerlerinin ölçümü.....	80
4.3.2. 4.2 mm çapında ve 10 mm uzunluğundaki implantın maksillaya vertikal ya da oblik yerleştirilmesi sonucu uygulanan vertikal ve oblik kuvvetlerin implantın boyun çevresindeki kemikte ve implant yüzeyinde ortaya çıkardıkları Von Misses stres değerlerinin ölçümü.....	84
4.4. Mandibulaya yerleştirilen 3.75 mm, 4.2 mm çapında ve 10 mm uzunluğundaki Dual Fit (DF) implantların boyun çevresindeki kemikte ve implant yüzeyinde meydana gelen Von Mises stres değerleri.....	90
4.4.1. 3.75 mm çapında ve 10 mm uzunluğundaki implantın mandibulaya vertikal ya da oblik (25 ⁰ açılı) yerleştirilmesi sonucu uygulanan vertikal ve oblik (30 ⁰ açılı) kuvvetlerin implantın boyun çevresindeki kemikte ve implant yüzeyinde ortaya çıkardıkları Von Misses stres değerlerinin ölçümü.....	90
4.4.2. 4.2 mm çapında ve 10 mm uzunluğundaki implantın mandibulaya vertikal ya da oblik yerleştirilmesi sonucu uygulanan vertikal ve oblik kuvvetin implantın boyun çevresindeki kemikte ve implant yüzeyinde ortaya çıkan Von Misses stres değerlerinin ölçümü.....	94
4.5. 3.8 mm ve 4.6 mm çapında Tapered Internal Plus (TIP) implantların mandibulaya ve maksillaya vertikal ya da oblik (25⁰açılı) pozisyonda yerleştirilmesi sonucu vertikal ve oblik (30⁰ açılı) yönde kuvvetlerin uygulanması ile elde edilen 4 grubun maksimum Von Misses stres değerlerinin karşılaştırılması.....	100
4.6. 3.75 mm ve 4.2 mm çapında Dual Fit (DF) implantların mandibulaya ve maksillaya vertikal ya da oblik (25⁰açılı) pozisyonda yerleştirilmesi sonucu vertikal ve oblik (30⁰ açılı) yönde kuvvetlerin uygulanması ile elde edilen 4 grubun maksimum Von Misses stres değerlerinin karşılaştırılması.....	102

5. TARTIŞMA.....	103
6. SONUÇLAR ve ÖNERİLER.....	120
7. KAYNAKLAR.....	123
8. ÖZGEÇMİŞ.....	144
9. ORJİNALLİK RAPORU.....	145



ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil-1: Lekholm ve Zarb'a göre kalan kemik kalsifikasyonu

Şekil-2: Misch'e göre kalan kemiğin sınıflandırılması

Şekil-3: Varolan kemiğin yüksekliği. A: Karşı taraftaki landmark kanin bölgesinde, B: Nazal kavite tabanı, C: Maksiller sinus, D: Tüberler, E: Mandibular kanalın üzerindeki kemik, F: Anterior mandibula, G: Mandibular kanin bölgesi

Şekil-4: A. Mandibulanın 3 boyutlu kemik modeli, B. Mandibulanın 3 boyutlu çalışma modeli

Şekil-5: A. Maksillanın 3 boyutlu kemik modeli, B. Maksillanın 3 boyutlu çalışma modeli

Şekil-6: A. 3.8 mm çapında ve 10.5 mm uzunluğunda Tapered Internal Plus (TIP) implant, B. 4.6 mm çapında 10.5 mm uzunluğunda Tapered Internal Plus (TIP) implant.

Şekil-7: A. 3.75 mm çapında ve 10 mm uzunluğunda Dual Fit (DF) implant, B. 4.2 mm çapında ve 10 mm uzunluğunda Dual Fit (DF) implant.

Şekil-8: 3.8 mm çapındaki Tapered Internal Plus (TIP) implantın maksillaya dik yerleştirilip, kuvvetin vertikal uygulanması sonucu, implantın boyun çevresindeki kemikte (A) ve implant yüzeyinde (B) ortaya çıkan Von Misses stres dağılımı.

Şekil-9: 3.8 mm çapındaki Tapered Internal Plus (TIP) implantın maksillaya dik pozisyonda yerleştirilip, 30° oblik kuvvetin uygulanması sonucu implantın boyun çevresindeki kemikte (a) ve implant yüzeyinde (b) ortaya çıkan Von Misses stres dağılımı.

Şekil-10: 3.8 mm çapındaki Tapered Internal Plus (TIP) implantın maksillaya 25° oblik pozisyonda yerleştirilip, kuvvetin vertikal yönde uygulanması

sonucu implantın boyun çevresindeki kemikte (a) ve implant yüzeyinde (b) ortaya çıkan Von Misses stres dağılımı.

Şekil-11: 3.8 mm çapındaki Tapered Internal Plus (TIP) implantın maksillaya 25^0 oblik pozisyonda yerleştirilip, 30^0 oblik yönde kuvvetin uygulanması sonucu implantın boyun çevresindeki kemikte (a) ve implant yüzeyinde (b) ortaya çıkan Von Misses stres dağılımı.

Şekil-12: 4.6 mm çapındaki Tapered Internal Plus (TIP) implantın maksillaya dik yerleştirilip, kuvvetin vertikal yönde uygulanması sonucu implantın boyun çevresindeki kemikte (a) ve implant yüzeyinde (b) ortaya çıkan Von Misses stres dağılımı.

Şekil-13: 4.6 mm çapındaki Tapered Internal Plus (TIP) implantın maksillaya dik yerleştirilip, 30^0 oblik kuvvetin uygulanması sonucu implantın boyun çevresindeki kemikte (a) ve implant yüzeyinde (b) ortaya çıkan Von Misses stres dağılımı.

Şekil-14: 4.6 mm çapındaki Tapered Internal Plus (TIP) implantın maksillaya 25^0 oblik yerleştirilip, kuvvetin vertikal uygulanması sonucu, implantın boyun çevresindeki kemikte (a) ve implant yüzeyinde (b) ortaya çıkan Von Misses stres dağılımı.

Şekil-15: 4.6 mm çapındaki Tapered Internal Plus (TIP) implantın maksillaya 25^0 oblik yerleştirilip, 30^0 oblik kuvvetin uygulanması sonucu implantın boyun çevresindeki kemikte (a) ve implant yüzeyinde (b) ortaya çıkan Von Misses stres dağılımı.

Şekil-16: 3.8 mm çapındaki Tapered Internal Plus(TIP) implantın mandibulaya dik yerleştirilip, kuvvetin vertikal uygulanması sonucu, implantın boyun çevresindeki kemikte (a) ve implant yüzeyinde (b) ortaya çıkan Von Misses stres dağılımı.

Şekil-17: 3.8 mm çapındaki Tapered Internal Plus (TIP) implantın mandibulaya dik yerleştirilip, 30^0 oblik kuvvetin uygulanması sonucu implantın boyun

çevresindeki kemikte (a) ve implant yüzeyinde (b) ortaya çıkan Von Misses stres dağılımı.

Şekil-18: 3.8 mm çapındaki Tapered Internal Plus (TIP) implantın mandibulaya 25^0 oblik yerleştirilip, kuvvetin vertikal uygulanması sonucu, implantın boyun çevresindeki kemikte (a) ve implant yüzeyinde (b) ortaya çıkan Von Misses stres dağılımı.

Şekil-19: 3.8 mm çapındaki Tapered Internal Plus(TIP) implantın mandibulaya 25^0 oblik yerleştirilip, 30^0 oblik kuvvetin uygulanması sonucu implantın boyun çevresindeki kemikte (a) ve implant yüzeyinde (b) ortaya çıkan Von Misses stres dağılımı.

Şekil-20: 4.6 mm çapındaki Tapered Internal Plus (TIP) implantın mandibulaya dik yerleştirilip, kuvvetin vertikal uygulanması sonucu, implantın boyun çevresindeki kemikte (a) ve implant yüzeyinde (b) ortaya çıkan Von Misses stres dağılımı.

Şekil-21: 4.6 mm çapındaki Tapered Internal Plus (TIP) implantın mandibulaya dik yerleştirilip, 30^0 oblik kuvvetin uygulanması sonucu, implantın boyun çevresindeki kemikte (a) ve implant yüzeyinde (b) ortaya çıkan Von Misses stres dağılımı.

Şekil-22: 4.6 mm çapındaki Tapered Internal Plus (TIP) implantın mandibulaya 25^0 oblik yerleştirilip, kuvvetin vertikal uygulanması sonucu, implantın boyun çevresindeki kemikte (a) ve implant yüzeyinde (b) ortaya çıkan Von Misses stres dağılımı.

Şekil-23: 4.6 mm çapındaki Tapered Internal Plus (TIP) implantın mandibulaya 25^0 oblik yerleştirilip, 30^0 oblik kuvvetin uygulanması sonucu implantın boyun çevresindeki kemikte (a) ve implant yüzeyinde (b) ortaya çıkan Von Misses stres dağılımı.

Şekil-24: 3.75 mm çapındaki Dual Fit (DF) implantın maksillaya dik yerleştirilip kuvvetin vertikal uygulanması sonucu implantın boyun çevresindeki

kemikte (a) ve implant yüzeyinde (b) ortaya çıkan Von Misses stres dağılımı.

Şekil-25: 3.75 mm çapındaki Dual Fit (DF) implantın maksillaya dik yerleştirilip, 30° oblik kuvvetin uygulanması sonucu implantın boyun çevresindeki kemikte (a) ve implant yüzeyinde (b) ortaya çıkan Von Misses stres dağılımı.

Şekil-26: 3.75 mm çapındaki Dual Fit (DF) implantın maksillaya 25° oblik yerleştirilip, kuvvetin vertikal uygulanması sonucu implantın boyun çevresindeki kemikte (a) ve implant yüzeyinde (b) ortaya çıkan Von Misses stres dağılımı.

Şekil-27: 3.75 mm çapındaki Dual Fit (DF) implantın maksillaya 25° oblik yerleştirilip, 30° oblik kuvvetin uygulanması sonucu implantın boyun çevresindeki kemikte (a) ve implant yüzeyinde (b) ortaya çıkan Von Misses stres dağılımı.

Şekil-28: 4.2 mm çapındaki Dual Fit (DF) implantın maksillaya dik yerleştirilip, kuvvetin vertikal uygulanması sonucu, implantın boyun çevresindeki kemikte (a) ve implant yüzeyinde (b) ortaya çıkan Von Misses stres dağılımı.

Şekil-29: 4.2 mm çapındaki Dual Fit (DF) implantın maksillaya dik yerleştirilip, 30° oblik kuvvetin uygulanması sonucu, implantın boyun çevresindeki kemikte (a) ve implant yüzeyinde (b) ortaya çıkan Von Misses stres dağılımı.

Şekil-30: 4.2 mm çapındaki Dual Fit (DF) implantın maksillaya 25° oblik yerleştirilip, kuvvetin vertikal uygulanması sonucu, implantın boyun çevresindeki kemikte (a) ve implant yüzeyinde (b) ortaya çıkan Von Misses stres dağılımı.

Şekil-31: 4.2 mm çapındaki Dual Fit (DF) implantın maksillaya 25° oblik yerleştirilip, 30° oblik kuvvetin uygulanması sonucu implantın boyun çevresindeki kemikte (a) ve implant yüzeyinde (b) ortaya çıkan Von Misses stres dağılımı.

Şekil-32: 3.75 mm çapındaki Dual Fit (DF) implantın mandibulaya dik yerleştirilip, kuvvetin vertikal uygulanması sonucu, implantın boyun çevresindeki kemikte (a) ve implant yüzeyinde (b) ortaya çıkan Von Misses stres dağılımı.

Şekil-33: 3.75 mm çapındaki Dual Fit (DF) implantın mandibulaya dik yerleştirilip, 30° oblik kuvvetin uygulanması sonucu, implantın boyun çevresindeki kemikte (a) ve implant yüzeyinde (b) ortaya çıkan Von Misses stres dağılımı.

Şekil-34: 3.75 mm çapındaki Dual Fit (DFI) implantın mandibulaya 25° oblik yerleştirilip, kuvvetin vertikal uygulanması sonucu implantın boyun çevresindeki kemikte (a) ve implant yüzeyinde (b) ortaya çıkan Von Misses stres dağılımı.

Şekil-35: 3.75 mm çapındaki Dual Fit (DF) implantın mandibulaya 25° oblik yerleştirilip, 30° oblik kuvvetin uygulanması sonucu implantın boyun çevresindeki kemikte (a) ve implant yüzeyinde (b) ortaya çıkan Von Misses stres dağılımı.

Şekil-36: 4.2 mm çapındaki Dual Fit (DF) implantın mandibulaya dik yerleştirilip, kuvvetin vertikal uygulanması sonucu implantın boyun çevresindeki kemikte (a) ve implant yüzeyinde (b) ortaya çıkan Von Misses stres dağılımı.

Şekil-37: 4.2 mm çapındaki Dual Fit (DF) implantın mandibulaya dik yerleştirilip, 30° oblik kuvvetin uygulanması sonucu implantın boyun çevresindeki kemikte (a) ve implant yüzeyinde (b) ortaya çıkan Von Misses stres dağılımı.

Şekil-38: 4.2 mm çapındaki Dual Fit (DF) implantın mandibulaya 25° oblik yerleştirilip, kuvvetin vertikal uygulanması sonucu implantın boyun çevresindeki kemikte (a) ve implant yüzeyinde (b) ortaya çıkan Von Misses stres dağılımı.

Şekil-39: 4.2 mm çapındaki Dual Fit (DF) implantın mandibulaya 25⁰ oblik yerleştirilip, 30⁰ oblik kuvvetin uygulanması sonucu implantın boyun çevresindeki kemikte (a) ve implant yüzeyinde (b) ortaya çıkan Von Misses stres dağılımı.



TABLolar DİZİNİ

Tablo-1: İmplant materyalleri, kemik, diş ve dental alaşımların elastiklik değerleri

Tablo-2: Kalan Kemik yoğunluğunun Bilgisayarlı Tomografide Belirlenmesi

Tablo-3: Wheeler Diş Anatomi Atlası'ndaki mandibular 1. molar dişin kron boyutları

Tablo-4: Wheeler Diş Anatomi Atlası'ndaki maksiller 1. molar dişin kron boyutları

Tablo-5: Çalışmadaki materyallerin elastisite modülü ve poisson oranları

Tablo-6: Hazırlanan çalışma modelleri

Tablo-7: 3.8 mm çapında ve 10.5 mm uzunluğundaki implantın maksillaya vertikal ya da oblik (25° açılı) pozisyonda yerleştirilmesi sonucu, kuvvetin vertikal ve oblik (30° açılı) yönde uygulanması implantın boyun çevresindeki kemikte ve implant yüzeyinde ortaya çıkardıkları Von Misses stres değerleri.

Tablo-8: 4.6 mm çapında ve 10.5 mm uzunluğundaki implantın maksillaya vertikal ya da oblik (25° açılı) pozisyonda yerleştirilmesi sonucu, vertikal ve oblik (30° açılı) yönde uygulanan kuvvetin implantın boyun çevresindeki kemikte ve implant yüzeyinde ortaya çıkardıkları Von Misses stres değerleri.

Tablo-9: 3.8 mm çapında ve 10.5 mm uzunluğundaki implantın mandibulaya vertikal ya da oblik yerleştirilmesi sonucu uygulanan vertikal ve oblik kuvvetlerin implantın boyun çevresindeki kemikte ve implant yüzeyinde ortaya çıkardıkları Von Misses stres değerleri.

Tablo-10: 4.6 mm çapında ve 10.5 mm uzunluğundaki implantın mandibulaya vertikal ya da oblik yerleştirilmesi sonucu uygulanan vertikal ve oblik kuvvetlerin implantın boyun çevresindeki kemikte ve implant yüzeyinde ortaya çıkardıkları Von Misses stres değerleri.

Tablo-11: 3.75 mm çapında ve 10 mm boyundaki implantın maksillaya vertikal ya da oblik yerleştirilmesi sonucu uygulanan vertikal ve oblik kuvvetlerin implantın boyun çevresindeki kemikte ve implant yüzeyinde ortaya çıkardıkları Von Misses stres değerleri.

Tablo-12: 4.2 mm çapında ve 10 mm uzunluğundaki implantın maksillaya vertikal ya da oblik yerleştirilmesi sonucu, uygulanan vertikal ve oblik kuvvetlerin implantın boyun çevresindeki kemikte ve implant yüzeyinde ortaya çıkardıkları Von Misses stres değerleri.

Tablo-13: 3.75 mm çapında ve 10 mm uzunluğundaki implantın mandibulaya vertikal ya da oblik yerleştirilmesi sonucu, uygulanan vertikal ve oblik kuvvetlerin implantın boyun çevresindeki kemikte ve implant yüzeyinde ortaya çıkardıkları Von Misses stres değerleri.

Tablo-14: 4.2 mm çapında ve 10 mm uzunluğundaki implantın mandibulaya vertikal ya da oblik yerleştirilmesi sonucu uygulanan vertikal ve oblik kuvvetin implantın boyun çevresindeki kemikte ve implant yüzeyinde ortaya çıkan Von Misses stres değerleri.

Tablo-15: 3.8 mm ve 4.6 mm çapında Tapered Internal Plus (TIP) implantların maksilla ve mandibulaya vertikal pozisyonda yerleştirip, vertikal yönde kuvvet uygulandığında implantın boyun bölgesindeki kemikte ortaya çıkan maksimum Von Misses stres değerleri (MPa).

Tablo-16: 3.8 mm ve 4.6 mm çapında Tapered Internal Plus (TIP) implantların maksilla ve mandibulaya vertikal pozisyonda yerleştirip, oblik (30° açılı) yönde kuvvet uygulandığında implantın boyun bölgesindeki kemikte ortaya çıkan maksimum Von Misses stres değerleri (MPa).

Tablo-17: 3.8 mm ve 4.6 mm çapında Tapered Internal Plus (TIP) implantların maksilla ve mandibulaya oblik (25° açılı) pozisyonda yerleştirip, vertikal yönde kuvvet uygulandığında implantın boyun bölgesindeki kemikte ortaya çıkan maksimum Von Misses stres değerleri (MPa).

Tablo-18: 3.8 mm ve 4.6 mm çapında Tapered Internal Plus (TIP) implantların maksilla ve mandibulaya oblik (25^0 açılı) pozisyonda yerleştirip, oblik (30^0 açılı) yönde kuvvet uygulandığında implantın boyun bölgesindeki kemikte ortaya çıkan maksimum Von Misses stres değerleri (MPa).

Tablo-19: 3,75 mm ve 4.2 mm çapında Dual Fit (DF) implantların maksilla ve mandibulaya vertikal pozisyonda yerleştirip, vertikal yönde kuvvet uygulandığında implantın boyun bölgesindeki kemikte ortaya çıkan maksimum Von Misses stres değerleri (MPa).

Tablo-20: 3,75 mm ve 4.2 mm çapında Dual Fit (DF) implantların maksilla ve mandibulaya vertikal pozisyonda yerleştirip, oblik (30^0 açılı) yönde kuvvet uygulandığında implantın boyun bölgesindeki kemikte ortaya çıkan maksimum Von Misses stres değerleri (MPa).

Tablo-21: 3,75 mm ve 4.2 mm çapında Dual Fit (DF) implantların maksilla ve mandibulaya oblik (25^0 açılı) pozisyonda yerleştirip, vertikal yönde kuvvet uygulandığında implantın boyun bölgesindeki kemikte ortaya çıkan maksimum Von Misses stres değerleri (MPa).

Tablo-22: 3,75 mm ve 4.2 mm çapında Dual Fit (DF) implantların maksilla ve mandibulaya oblik (25^0 açılı) pozisyonda yerleştirip, oblik (30^0 açılı) kuvvet uygulandığında implantın boyun bölgesindeki kemikte ortaya çıkan maksimum Von Misses stres değerleri (MPa).

RESİMLER DİZİNİ

Resim-1: Subperiostal İmplantlar

Resim-2: Endosteal İmplantlar

Resim-3: Endodontik İmplantlar

Resim-4: Transmandibular İmplantlar

Resim-5: Blade Tipi İmplantlar

Resim-6: İmplantın makro tasarım parametreleri (Neobiotech CMI-II active®)

Resim-7: Platform switching ve onu çevreleyen yumuşak ve sert dokuların şematize edilmiş hali

Resim-8: Next Engine 3 boyutlu lazer tarayıcı

Resim-9: A. Mandibular 1. molar dişin Next Engine 3D tarayıcı ile taranması, B. Maksiller 1. molar dişin Next Engine 3D tarayıcı ile taranması.

Resim-10: A. Maksiller 1. molar dişin taranması sonucu elde edilen 3 boyutlu görüntü, B. Mandibular 1. molar dişin taranması sonucu elde edilen 3 boyutlu görüntü.

SEMBOLLER VE KISALTMALAR DİZİNİ

FEM	:	Finite Element Method
FEA	:	Finite Element Analysis
μm	:	Mikrometre
mm	:	Milimetre
ark.	:	Arkadaşları
TMI	:	Transmandibular Implant
nm	:	Nanometre
TPS	:	Titanyum Plazma Sprey
HA	:	Hidroksiapatit
SLA	:	Sandblast, Large-Grit, Acid Etching
Ti	:	Titanyum
$^{\circ}\text{C}$:	Santigrat
GAG	:	Glikozaminoglikan
CpTi	:	Comercially pure titanium (Ticari saf titanyum)
Ti-6AL-4V	:	Titanyum-alüminyum-vanadyum
Ti- Zr	:	Titanyum- zirkonyum
ZrO ₂	:	Zirkonyum dioksit
PSZ	:	Parsiyel Stabil Zirkonyum
Y- TZP	:	Yitriyum ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonyum polikristali
Max.	:	Maksimum
Al ₂ O ₃	:	Alüminyum oksit

Au	:	Altın
Ta	:	Tantal
C- Si	:	Karbon-silikon
NiTi	:	Nikel -Titantum
C	:	Karbon
ZTA	:	Zirkonyum sertleştirilmiş alüminyum
N	:	Newton
F	:	Kuvvet
σ	:	Stres
MPa	:	Megapaskal
ε	:	Gerinim
E	:	Elastisite (Young's) modülü
ν	:	Poisson oranı
CAD	:	Computer-aided design
ANSYS	:	Stres analizi yapan bir bilgisayar programı
He- Ne	:	Helyum-Neon
BT	:	Bilgisayarlı Tomografi

ÖZET

Oral ve maksillofasiyal cerrahide 1970'li yıllardan itibaren, dental implantlarla ilgili giderek artan birçok çalışma yapılmıştır. Kullanımı yaygın hale gelen dental implantların uzun ve kısa dönem başarısı için birçok biyomekanik faktör tanımlanmıştır. Her ne kadar bu implantların başarı oranı, çene kemiğinin yoğunluğuna ve kalitesine, implant tasarımına, yüzey yapısına ve cerrahi prosedürlere bağlı olduğu bilinse de, uzun dönem başarısında biyomekanik faktörlerin etkisi tartışılmazdır.

İmplantın başarısızlığına neden olan en önemli faktör, implantın boyun bölgesindeki kemiğin rezorbe olmasıdır. Bu rezorbsiyonu en aza indirmek için, son yıllarda implant üreten firmalar tarafından "switch platformlu boyuna" sahip implantlar piyasaya sunulmuştur. Bu nedenle biz, dental implantların biyomekanik özellikleri içinde en önemlisi olan ve hakkında en çok çalışma ve yorum yapılan "boyun tasarımı" hakkında araştırma yapmayı planladık.

Araştırmamızda; switch platform özelliğine sahip iki farklı implant sistemini farklı kemik yapılarına implante ederek, açılı kuvvetler uygulamayı ve implantların boyun bölgesinde meydana gelen kemik rezorbsiyonunu incelemeyi ve birbirleri ile kıyaslamayı hedefledik.

Araştırmamızda in vitro olarak 4 farklı çapta iki implant markasına (Biohorizons[®], Alpha-Bio Tec[®]) ait toplam 4 adet dental implant modeli seçilmiş ve bu dört farklı çaptaki dental implantlar, maksiller 1. molar ve mandibular 1. molar diş bölgelerine bilgisayar ortamında uygulanarak modeller elde edilmiştir. Bu modellere, intraoral kuvvetleri taklit etmesi açısından vertikal ve oblik yönde gelen kuvvetler uygulanarak, çalışma grupları oluşturulmuştur.

Vertikal ve oblik yönde uygulanan kuvvetlerin; kortikal ve spongioz kemikte oluşturdukları gerilme değerleri ve implant yüzeylerinde oluşturdukları Von Misses stres değerleri, Finite Elements Metodu (FEM) ile analiz edilmiştir. Bu çalışmada; implantların kemik ile olan osseointegrasyonunun yanısıra, switch platformlu implantların boyun çevresindeki kemikte meydana gelebilecek rezorbsiyonunda ne oranda olacağı araştırılmıştır.

Bu çalışmada elde edilecek sonuçların, klinik ortama aktarılıp hangi tip kemikte nasıl bir implant uygulanacağını ve kemik kaybının ne derecede meydana geleceğinin öngörülebilmesi amaçlanmıştır. Ayrıca hangi tip boyun tasarımının tercih edilebileceği, kemik yapısına en uygun implant çapının ve uzunluğunun hangisi olacağı ve bunların doğru yapılmasıyla implant uygulamalarındaki başarısızlıkların azaltılması hedeflenmiştir.

Araştırmamızda, platform switching tasarımına sahip 2 farklı implant modeli ile çalışılmıştır. Bunlardan ilki, Tapered Internal Plus Implant (TIPI; Biohorizons[®], USA); 3.8 mm, 4.6 mm çapında ve 10.5 mm uzunluğunda 2 implant, ikinci model ise Dual Fit Implant (DF; Alpha-Bio Tec[®], İsrail); 3.75 mm, 4.2 mm çaplarında ve 10 mm uzunluğunda 2 adet olmak üzere toplam 4 implant modeli kullanıldı.

İmplantların yerleştirileceği maksiller ve mandibular kemik modelleri tasarlandı. Next Engine 3D lazer tarayıcı ve Rhinoceros 4.0 yazılım programı kullanılarak endosteal implantlar, abutmentlar (düz ve 25⁰ açılı) ve protetik üst yapılar bilgisayar ortamında 3 boyutlu katı model haline getirildi. Protetik üst yapıda belirli noktalardan, vertikal ve oblik (30⁰ açılı) yönde kuvvet uygulanarak, toplamda 32 model elde edilmiş ve 70 adet analiz yapılmıştır.

Araştırmamızın sonucunda, kuvvetlerin implant çevresindeki kemikte ve implant yüzeyinde oluşturduğu Von Misses stres değerlerini şekiller ve renk skalaları ile gösterdik. Ortaya çıkan verileri ise tablolar oluşturarak açıkladık.

Sonuç olarak; vertikal ve oblik yönde gelen kuvvetlerin, vertikal ve oblik pozisyonda yerleştirilen implantların boyun bölgesindeki kemikte ve implant yüzeyinde gerilimlere yol açtığını saptadık. Kemik modellerine uygulanan oblik ve vertikal yüklemeler karşılaştırıldığında, implantın kret modülü (boyun kısmı) çevresindeki kortikal kemikteki Von Misses stres değerleri, oblik yönde uygulanan kuvvetlerde anlamlı bir artış göstermiştir.

Çalışmamızda her iki implant modeline uygulanan kuvvetler ve implantların yerleştirme pozisyonları sonucunda en az stres dağılımı, implant ve kuvvetin aynı doğrultuda uygulanması ile elde edilmiştir. Ancak kuvvetin açılı uygulanma yönü ve implantın açılı yerleştirilme pozisyonu ile elde edilen gruplarda, maksimum Von

Mises stres değerinin implantın boyun çevresindeki kemikte rezorbsiyonu arttırıcı yönde değiştirmiştir.

Klinik olarak kullanımı yaygın olan implantlarla ilgili stres analiz çalışmalarının klinisyenin implant yüzeyi, boyun özellikleri, platform seçenekleri ve uygulama protokolleri açısından ynlendirici olacağını ve farkındalık yaratarak implantolojide başarı oranını arttıracağını dşünmekteyiz.

Anahtar Kelimeler: Sonlu Elemanlar Stres Analizi, Dental İmplantlar, Switch Platform, Kemik Yoğunluğu, Stres Dağılımı.



SUMMARY

In Oral and Maxillofacial surgery, there has been an increasing number of study related to dental implants for 1970s. Several biomechanical factors have been identified for short and long term success of dental implant which has become common. Although the success rate of these implant are related to the amount and quality of jaw bone, the design, surface structure of dental implant and surgical procedure; at long term success the effect of biomechanical factors are indisputable.

Because of this we are planning to do research about the neck design which is the most important of biomechanical factor of dental implants and done a lot of study and commented. The most important factor which reason the failure of implant, is the resorption of bone at the neck area. In recent years; the implant which has switch platform has been introduced to the market by company for decreasing bone resorption.

In this study; we aim to implement two different implant systems; which have switch platform feature; to distinct bone structure and investigate bone resorption at the neck area of implant under angled forces and compare with each other.

Our in vitro study total 4 different diameters implant; which have 2 different lengths; will be selected. The models will be obtained by implementing these 4 different size dental implant in maxilla and mandible. These models will be implemented by vertical and oblique forces and the study groups will be created.

As a result of the applied forces; the Von Misses stress at the implant and the tensile stress which occurs at cortical and cancellous bone will be analyzed by Finite Elements Method (FEM). In this study, as well as the osseointegration of implants with the bone, what the extent the resorption at the neck area of the implants which have switch platform will be investigated.

The aim of this study is to predict what type of implant will be implanted in the clinical environment and to predict when bone loss will occur. It is also aimed to determine which type of neck design can be preferred, which implant size and length

are most suitable for bone structure, and how to reduce the failure of implant applications by making them correct.

In our study, we used 2 different implant models with platform switching design. Of these, Tapered Internal Plus Implant (TIPI; Biohorizons[®], USA); 3.8 mm, 4.6 mm in diameter and 10.5 mm in length, and the second model was Dual Fit Implant (DF; Alpha-BioTec[®], Israel); 4.75 mm, 4.2 mm in diameter and 2 in length of 10 mm.

Maxillary and mandibular bone models were designed for placement of implants. Using the Next Engine 3D laser scanner and Rhinoceros 4.0 software program, endosteal implants, abutments (straight and 25° angled) and prosthetic top structures were transformed into a 3D solid model in a computer environment. In the prosthetic superstructure, a total of 32 models were obtained and 70 analyzes were performed by applying force to the vertices and oblique (30° angle) from specific points.

As a result of our research, we determined Von Misses stress values on the bone around the implant and on the surface of the implants and displayed their color scales. The resulting data are explained by creating tables.

As a result; we found that forces from vertical and oblique directions lead to stresses on the bone and implant surface in the neck region of implants placed in vertical and oblique positions. Von Misses stress values in the cortical bone around the implant's cortical module (neck part) showed a significant increase in the forces applied to the oblique direction when the oblique and vertical loads applied to the bone models were compared.

In our study, the forces applied to both implant models and implant placement positions resulted in minimal stress distribution, implant and force being applied in the same direction. However, in the groups obtained with angled orientation of force and angled insertion position of the implant, the maximum Von Misses stress value changed the bone resorption around the implant neck to increase the resorption.

We consider that stress analysis studies on implants that are widely used clinically will guide the clinician in terms of implant surface, neck properties, platform options and application protocols and raise awareness and success in implantology.

Keywords: Finite Elements Stress Analysis, Dental Implant, Platform Switching, Bone Density, Stress Distribution.



1. GİRİŞ VE AMAÇ

Dental implantlar, herhangi bir nedenden dolayı kaybedilen dişlerin, fonksiyon ve estetiğini tekrar kazandırmak amacıyla; kaybedilmiş dişlerin yerine yapılacak protezlere destek için kişinin çene kemiğine yerleştirilen ve vücut dokusuyla uyumlu olan alloplastik materyallerdir (1,2).

İmplant destekli protezlerin başarısını, büyük oranda biyomekanik kurallar ve protetik planlama etkilemektedir. Destek olarak implantların kullanıldığı protezlerde, implantlar ne kadar tekniğine uygun yapılsa da aşırı kuvvetler karşısında kemik rezorpsiyonunun önüne geçilemez (2).

İmplant sözcüğü Latince ‘in=içerisine’ ve ‘planto = ekme, dikme, yerleştirme, gömme’ anlamına gelen kelimelerin bir araya gelmesiyle ortaya çıkmıştır. Fransızca’dan diğer dillere geçmiştir. Anlam olarak ise ‘bir fonksiyon elde etmek amacıyla, uygun bir yere yerleştirilen organik veya inorganik cisime verilen addır. İmplantasyon ise, fonksiyonu geri kazanmak için kullanılan cisimlerin uygun yere yerleştirme işlemidir. Tıp alanında kullanılan implantasyon ise, biyomateryallerin vücut içerisine yerleştirilmesi manasında kullanılır (3).

Günümüz diş hekimliğinde dental implantlar, kaybedilen doğal dişlerin fonksiyonlarını yerine getirmesinin yanı sıra, estetik ve fonetik katkıları nedeniyle rutin tedavi uygulamaları haline gelmişlerdir. Dişlerin kaybedildiği bölgelerdeki mevcut kemiğin yoğunluğu veya kalitesi, implant tasarımı ve yüzey özellikleri, tedavi planlaması, cerrahi yaklaşım teknikleri, iyileşme zamanını ve protetik aşama sırasındaki yüklemeyi belirleyen faktörlerdendir (4).

Maksilla ve mandibulaya osseointegre olmuş dental implantlar, devamlı statik ve dinamik kuvvetlere maruz kaldığında doğal dişler gibi gelen kuvvetlere aynı tepkiyi vermektedir. Ancak implant destekli protezlerde, maksilla ve mandibulaya iletilen kuvvetler doğal dişlerden daha farklıdır. Doğal dişlerden farklı olarak, dental implantlarda oklüzal kuvvetleri elimine eden ve propriyosepsiyonu (basınç duyusu) kontrol eden periodontal ligamentler olmadığından dental implantlara uygulanan kuvvetler direkt implantı çevreleyen kemik dokusuna iletilir (4). Periodontal ligamentlerin olmaması nedeniyle, dental implantlar sınırlı propriyoseptif geri

bildirim mekanizmasıyla aksiyal 3-5 µm ile lateral 10-50 µm hareketlilikleçene kemiğine sıkı sıkıya integredirler. Doğal dentisyonda ise, aksiyal yükleme ile apikal yönde 28 µm, lateral kuvvetlerde ise 56-108 µm hareket yeteneği vardır (4,5).

Dental implant ve dişeti arasında mikron düzeyinde var olan aralığa, mikro aralık denilmektedir. Mikro aralığın sağlıklı durumunun bozulması kemik kaybına neden olmaktadır (6). Mikro aralığın pozisyonunun horizontal olarak değiştirilmesi ve implanta daha dar açılı abutment bağlanmasına dayanan ve özellikle bölgedeki kemiğin korunarak rezorbsiyonun kontrol altına alınmasını sağlayan yeni tasarımlar geliştirilmiştir. İmplantlarda yeni geliştirilen bu tasarıma platform switching denir (7-9).

Sonlu elemanlar stres analizi, yapılarda ortaya çıkan stres, gerginlik ve bozulmaları değerlendiren bir yöntemdir. Makalelerde “Finite Element Analysis Method” (FEM) ya da “Finite Element Analysis (FEA)” olarak tanımlanmaktadır. FEM yöntemi, biyomekaniksel yönden karmaşık geometriye sahip yapıların orijinal model ile benzer özellikleri gösteren belirli sayıdaki elemanlara bölünmesiyle gerçekleştirilmektedir. Oral implantolojide FEM yöntemi araştırmacılara, dental implantlarla kemik arasındaki stres dağılımlarının yorumlanabilmesine izin verir (10-12).

Çalışmamızın amacı; farklı kemik yoğunluklarına yerleştirilen platform switching tasarımına sahip iki farklı implant markasının arasında kıyaslama yaparak; implantların boyun çevrelerindeki spongioz ya da kompakt kemiğin farklı açılarda uygulanan kuvvetler karşısındaki rezorbsiyonunun, FEM ile değerlendirilmesidir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. İmplantın Tarihçesi

Rekonstrüktif ve protetik amaçlarla, yabancı maddelerin vücuda yerleştirilmesi eski çağlara dayanmaktadır. Antropolojik çalışmalar; maymun ve insan dişlerinin, tahta, kaya, kemik, fildişi, altın ve gümüş gibi maddelerin, çekilmiş dişler yerine implante edildiğini göstermiştir (13).

İnsan vücuduna çeşitli maddelerin uygulanması eski devirlere kadar uzanmaktadır. M.Ö. 600'lü yıllarda Çin ve Mısır'da elde edilen kayıtlarda ilk implant örnekleri ile karşılaşılmıştır (14). 16. yüzyıl dönemlerinde, kaza sonucu kaybedilen dişlerin reimplante edildiği görülmüştür. 1866'da diş germleri implante edilmeye çalışılmıştır (15).

1880 ve 1900'lerin erken dönemlerinde ise altın, porselen, gütaferka ve platinyum implant materyali olarak kullanılmıştır (16).

Endosteal implant dizaynları 1940'lı yıllardan itibaren geliştirilmiştir. Modern implantoloji, 1940'lı yıllarda Formiggini tarafından vida tipi implantlarla başlamıştır. Formiggini'nin implantları; paslanmaz çelik ve tantaldan yapılmış, tek ve çift heliksli kemik içi implantlardı. 1938 yılında Dalh isimli araştırmacı, implantı kemik içine değil de kemik yüzeyine yerleştirerek subperiostal implantı tanımlamıştır (17).

1945'te buton implantlar uygulanmıştır. 1960'lı yıllarda ise subperiostal implant fikri geliştirilmiştir. 1953'te Solier ve Chercheve isimli araştırmacılar, implant boyunu uzatarak kemiğin bir ucundan diğer ucuna kadar geçip vidalarla sabitlenmesi tekniğine dayalı transosseoz implantı geliştirmişlerdir. 1967 yılında ise blade-vent implantları kullanılmaya başlanmış ve Linkow isimli araştırmacılar (1968) yılında ise krom, nikel ve vanadyumdan meydana gelen blade-tip implantlar geliştirilmiştir (17).

Branemark ve arkadaşları ise 1951'den başlayarak yeni bir implant tekniği geliştirmişler ve 1960'da yaptıkları çalışmaların sonunda, titanyumdan oluşan silindirik formdaki implantları insanlara uygulamışlardır. Kemik içine yerleştirilen

implantın çevresinde periodonsiyumu taklit ettiği öne sürülen bir bağ dokusunun oluştuğu ve bu dokunun basınçları amortisör gibi karşılayacağı ve dağıtacağı iddia edilmiştir. 1980’li yıllarda ise “osseointegrasyon”, diş hekimliğinde kısmi ve total dişsizliğin neden olduğukaybın tedavisine temel bir bakış açısı kazandırmıştır (18,19).

2.2. Dental İmplantların Tanımı ve Sınıflandırılması

Dental implantlar, herhangi bir nedenden kaynaklı olarak kaybedilen dişlerin yerine alveol kemiği içine cerrahi yöntemlerle yerleştirilen ve protetik üst yapının yapıldığı alloplastik materyallerdir. Dental implantlar kemiğe implante edilme pozisyonlarına, yüzey özelliklerine ve makroskobik görünümüne göre sınıflandırılırlar (20).

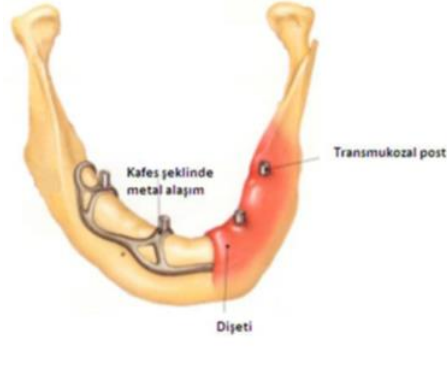
Dental implantlar destek aldıkları dokulara ve yerleştirildikleri lokasyona göre şu şekilde sınıflandırılabilirler:

- 1-Subperiostal İmplantlar
- 2-Endosteal İmplantlar
- 3-Endodontik İmplantlar (Transdental İmplantlar)
- 4-Transmandibular İmplantlar
- 5-İntramukozal İmplantlar (İnsertler) (21).

2.2.1. Subperiostal İmplantlar

Subperiostal implantlar, maksilla ve mandibulaya eğer şeklinde özel olarak yapılan ve ağız içine uzantıları olan implantlardır. Bu uzantılar, transmukozal postlarla sabitlenir. Hareketli ya da sabit protez yapılarak, çiğneme kuvvetlerinin destek kemiğe eşit şekilde dağılmasını sağlar. İyileşme fibroosseintegrasyonla sağlanır (22,23).

Bu implant sisteminin, yumuşak doku enfeksiyonlarına, sinüs yaralanmalarına ve sinüs komplikasyonlarına neden olabildiği rapor edilmiştir. Bundan dolayı, günümüzde endikasyonları hemen hemen yok gibidir (24).



Resim-1: Subperiosteal İmplantlar (24)

2.2.2. Endosteal İmplantlar

Endosteal implantlar, maksilla ve mandibulada bulunan diş bölgelerinde mukoza altında alveolar ve bazal kemiğe cerrahi müdahale ile yerleştirilen implantlardır. Endosteal implantlar, tek aşamalı ya da iki aşamalı olarak piyasaya sunulmuşlardır. Tek aşamalı olan implantlar cerrahi müdahaleden sonra ağız boşluğuna açılırken, iki aşamalı olanlarda isecerrahi müdahalede implant doku içerisinde bırakılır ve müdahaleden 3 ya da 6 ay sonra ağız boşluğuna açılırlar. Başarılı olmaları, osseointegrasyon oranı ile ilgilidir (23).

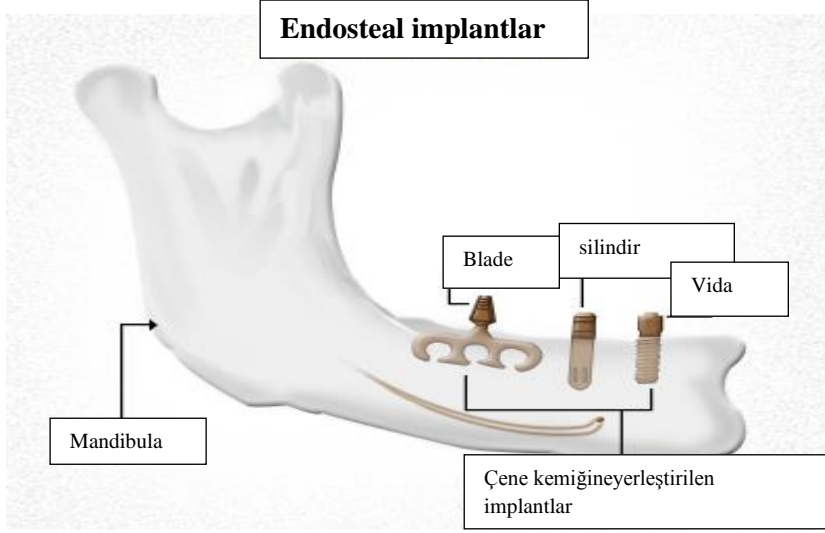
Endosteal implat çeşitleri:

1)Kök şeklinde implantlar

- Vida (screw) tipinde
- Silindir tipinde

2)Blade implantlar

3)Kişiye özel implantlar (25).

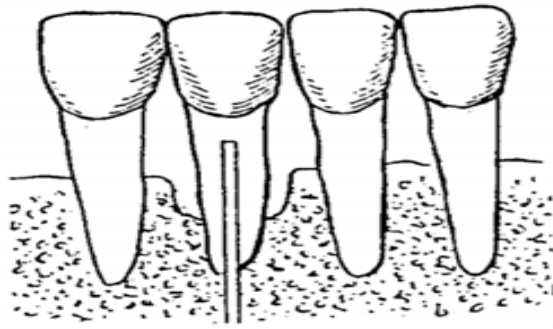


Resim-2: Endosteal İmplantlar (26)

2.2.3. Endodontik İmplantlar

Endodontik implantlar, mobilitesi artmış dişlerin stabilizasyonunu sağlamak amacıyla kök kanal yoluyla periapikal bölgeye ulaşan implantlardır. Ağız ortamıyla ilişkili değildir (27). Endodontik implantların yapıma endikasyonları;

- Periodontal kemik kaybının olması
- Horizontal kök kırığı oluşan dişlerde kron/kök oranını azaltmak
- Uzun zamandır süren apsedan kaynaklı kök ucu rezorbsiyonun olması
- Canlılığını kaybetmiş kök boyu kısa olan dişler (28).

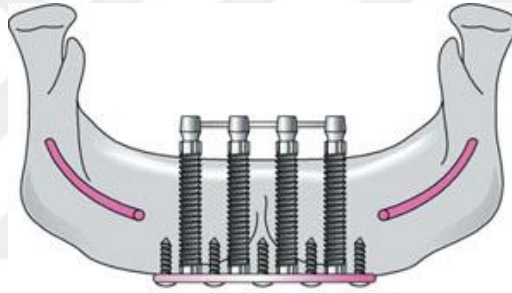


Resim-3: Endodontik İmplant (27)

2.2.4. Transmandibular İmplantlar (Transossöz İmplantlar)

Bu implantlar, yalnızca mandibular anterior bölgeye uygulanır. Bu tür implantlar için öncelikli olan endikasyon, silindirik implantların uygulanmasının endike olmadığı rezorbe olmuş mandibular anterior bölgelerin varlığıdır (29). Transmandibular implantların;

- ✓ Mandibulanın kist, tümör veya kaza sonucu defektli bir hale dönüşmesi,
- ✓ Mandibulanın tip 4 yapısında kemiğe sahip olması,
- ✓ Bruksizm gibi parafonksiyonların varlığında,
- ✓ Endosteal, subperiostal gibi implantların uygulanamadığı durumlarda rekonstrüksiyon amacıyla kullanılması endikedir (20).



Resim-4: Transmandibular İmplantlar (20)

2.2.5. İnamukozal İmplantlar

Maksilla ve mandibulaya yapılan hareketli ya da sabit protezlerin retansiyonunu sağlayan, buton şeklinde mukoza içerisine yerleştirilen implantlardır. Tam bir implantasyon yoktur. Daha çok maksillada kullanılmaktadır; ancak üst çenede doku kaybına neden olduğundan günümüzde kullanılmamaktadırlar. İnamukozal implantlar; submukozal ya da subdermal implantlar diye de bilinirler (30).

2.3. Dental İmplantların Şekillerine Göre Sınıflandırılması

2.3.1. Vida Tipi İmplantlar

Vida tipi implantlar, yivler arasına kemiğin dolması sayesinde osseointegrasyonun sağlandığı implant tipleridir. Bu implantların sıkışma kuvvetlerine dayanmaları yüksek oranda iken, çekme kuvvetlerine karşı aynı dayanıklılığı gösteremezler. Yivli yapıları primer stabilite için önemlidir. Değişik açılı ve şekilli yiv yapısına sahiptirler (29).

Siegele ve Soltesz isimli araştırmacılar (1989); silindirik, vida ve vent tipi implantları FEM ile incelemişlerdir. Yaptıkları kıyaslamalı araştırmanın sonucunda; silindirik ve vida formundaki implantların stres gerilimlerin içene kemiğine oldukça az ilettiğini rapor etmişlerdir (31).

2.3.2. Silindirik Tip İmplantlar

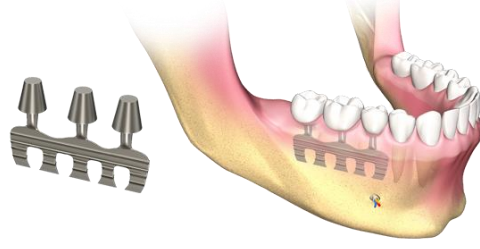
Bu tip implantlar, osseointegrasyonu sağlamak için implant yüzeyi özelliklerinin değiştirilmesi ile elde edilenlerdir. Örneğin; titanyum plazma sprey veya hidroksilapatit ile kaplanan implantlardır (31). İmplant yüzeylerinin pürüzlendirilmesiyle vida formundaki implantlar gibi kilitlenme elde edilir. İmplant yüzeylerinin pürüzlendirilmesi kemik ile implant yüzeyi arasında Angström (en küçük ölçü birimi) seviyesinde apozisyon sağlanır. Bu apozisyon sayesinde kuvvetler uniform şekilde karşılanır (32).

2.3.3. Blade Tipi İmplantlar

Bu implantlar baş, boyun ve gövde kısımlarından oluşurlar. Simetrik veya simetrik olmayan dörtgen şekilleri olup boyutları dardır (2 mm veya daha az) (33). Yapılan çalışmalarda blade tipi implantların, boyun bölgesinin uzunluğu ve genişliğinin kemik içi gerilime etkisi FEM yöntemi ile incelenmiş ve boynu geniş olan blade implantların dar olanlara göre kemiğe ilettiği gerilimleri azalttığı rapor edilmiştir (34).

Bu implantlar daha çok dişsiz atrofik çenelerde uygulanmış, ancak yapılan çalışmalar sonucunda başarı oranları, yumuşak doku problemleri ve kemik rezorpsiyonu gibi

komplifikasyon oranlarının yüksek olması nedeniyle kullanımları giderek azalmıştır (4).



Resim-5: Blade Tipi İmplantlar (34)

2.4. İmplant YüzeY Tasarımları

Osseointegrasyonun elde edilmesi implantın uygulanacağı kemğin kalitesi, implant materyalinin doku uyumluluğu ve tasarımı, cerrahi prosedür ve kuvvet iletiminin doğru planlanmasının yanısıra implantın yüzeY özelliklerinde önemli bir işlevi olduğu görüşü giderek önem kazanan bir konudur (35). Bu nedenle, kullanılan implantın yüzeY özelliğine göre bölgedeki kemik dokusunun cevabının farklılaşp farklılaşmadığı araştırılan bir konu olmuştur. İmplant yüzeY özelliklerinin osseointegrasyona engel teşkil edecek tasarımda olmaması gerekmektedir (36,37).

Yapılan çalışmalarda yüzeYi pürüzlü implantlarda, yüzeYi cilalı implantlara oranla daha fazla osseointegrasyonun gerçekleştiğı ve primer stabiliteye katkıda bulunduğu rapor edilmiştir. Mustafa ve arkadaşlarının yapmış oldukları çalışmada (2000), yüzeYi pürüzlü olmayan implantların kemiğe tutunmasının daha az olduğu bildirilmiştir (38). Araştırmalarda yüzeY pürüzlülüğünün osteoblastların yapışmasına, poliferasyonuna ve farklılaşmasına direkt katkıda bulunduğu saptanmıştır (39).

Değişik yüzeY özelliklerinin ebatlarına bağılı olarak implant yüzeY pürüzlülüğü; makro, mikro ve nano pürüzlülük olarak klasifiye edilmektedir. Makro pürüzlülük; milimetre ile mikron aralığındadır. Bu skala implant geometrisini doğrudan ilgilendirmektedir. İmplantın stabil olması ve uzun süreli fiksasyonunu implant yüzeYine uygun olan makro pürüzlülük sağlamaktadır. Mikro pürüzlülük ise, sıklıkla 1-10 mikron arasında değerler almaktadır. Nano pürüzlülük; nano boyutunda

partiküller implantlarda yaygın olarak kullanılmaktadır. İmplant yüzeyinde sıklıkla 1-100 nm büyüklüğünde nano boyutlu malzemeler kullanılmaktadır (40-42).

2.4.1. Titanyum Plazma Sprey (TPS) Kaplı Yüzey

TPS 1974'ten beri, implantların kemiğe tutunma alanlarını arttırmak amacıyla kullanılmaya başlanan bu yöntem, implantın kemiğe integre olmasını arttırmıştır (43). Bu yöntemde, 40 µm büyüklüğündeki titanyum partikülleri plazma alevi ile ısıtılıp, yüksek ısı ve hızla implant yüzeyine püskürtülerek pürüzlü yüzey oluşturulur. TPS kaplı implantların plasma-sprey tabakasının, ortalama 25 µm kalınlığında ve 15 µm pürüzlülüğünde olduğu kaydedilmiştir (44).

Leize ve arkadaşları (2000), çeşitli nedenlerle çıkarılması gereken TPS kaplı implantları elektron mikroskobu altında incelemiştir. Kemik ve TPS kaplı implantın yüzeyinin kimyasal bir bağ kurulduğunu, implantın TPS ile pürüzlendirilmiş yüzeye doğru invaze olan kalsiyum fosfat kristallerinin ilerlediğini rapor etmişlerdir (45).

2.4.2. Hidroksiapatit (HA) Kaplı Yüzey

Burada amaç, hidroksiapatit kaplı yüzeye sahip implant ile kemik arasında iyonik bağlar oluşturarak temas alanını arttırmak ve primer stabiliteyi sağlamaktır (37). Yapılan araştırmalarda HA ile kaplanan implant yüzeyine, kemik yöneliminin arttığı gösterilmiştir. Ayrıca hidroksiapatitin osteokondüktif özelliğinden faydalanılarak, kemik yoğunluğu az olan D3 ve D4 tipikemiklerde implant stabilitesinin daha da artacağı düşünülmektedir (46,47).

Biyoseramik olarak adlandırılan HA ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$), kimyasal ve morfolojik özellikleri bakımından kemiğe benzediğinden, kemikle etkileşerek kimyasal bağlanma yapar (48).

Vercaigne ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada (1998), TPS ve TPS/HA ile kaplanan implantlar keçilerde histolojik ve morfometrik olarak kıyaslanmış ve hidroksiapatitin kimyasal özelliğinin implant yüzeyine kemik yönelimini arttırdığını ve yüzey pürüzlülüğü etkisinin oldukça az olduğunu bildirmişlerdir (49).

Değişik şekillerde yapılan HA kaplama yöntemleri vardır. Bunlar arasında; daldırarak kaplama-sinterleme, elektroforetik depozisyon, daldırma-kaplama, sıcak izostatik baskılama, iyon-ışık demeti püskürtme, plazma sprey, elektro-mıknatis püskürtme kullanılan tekniklerdendir (46). Tüm yöntemlerde kaplamanın metale tutunması, kaplanan materyal yapısının bütünlüğünün korunması gibi temel sorunlar vardır. Bunlar arasında en yaygın kullanılan yöntemler, plazma- sprey ve püskürtme-kaplama olduğu belirtilmiştir (50).

2.4.3. Kumlama Yüzey Asitleme (SLA Yüzey) Sandblast, Large-Gridand Acid Etching

SLA yüzeyler, kumlanmış ve asitlenmiş yüzeyler olarak ilk defa 1997 yılında Straumann (İsviçre) tarafından piyasaya sunulmuştur. SLA yüzey bir kaplama yüzey değildir. Büyük kum tanelerinin implant yüzeyine püskürtülmesi ile makro pürüzlülük oluşturulur. Asit ile yapılan pürüzlendirme ise, mikro düzeydedir. Pürüzlülük derecesi implant yüzeyi boyunca aynıdır. SLA yüzeyli implantlar, orta derecede pürüzlü yüzeylerdir (51).

Martin ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmalarda (1995), osteoblast benzeri hücrelerde alkalen fosfataz enziminin aktivasyonunun SLA yüzeylerde TPS yüzeylere göre dahayüksek olduğunu gösterilmiştir (51).

Li ve arkadaşları ise (2002) araştırma sonuçlarında SLA yüzeylerle, asit uygulanması ile torna (sert yüzey işlemi) yüzeylerin biyomekanik açıdan osseointegrasyonunu karşılaştırmışlar ve SLA yüzeylerin tork direncini daha fazla oranda saptadıklarını rapor etmişlerdir (52).

2.4.4. SLA Aktif Yüzey

SLA implant yüzeyine hidrofilik özelliğin kazandırıldığı bu yüzeyde, bu implant yüzeylerinin doku içerisindeki kanı üzerindeki mikroporlara doğru çektiği bildirilmiştir. SLA kemik dokusu içine yerleştirilme zamanı gelene kadar, salin solüsyonu içeren özel ambalajında muhafaza edilmesi gerekmektedir. SLA aktif yüzey, SLA yüzeyle kıyaslandığında yüksek yüzey ıslanabilirliğine sahip olduğu belirtilmiştir (53).

2.5. Dental İmplant Materyalleri

Dental implantlar mekanik yüklere maruz kalan ve canlı dokuyla doğrudan temas halinde olan materyaller olup, mekanik ve fiziksel uyumlulukların yanısıra biyolojik uyumluluklarında olması istenilen materyallerdir (54). Dental implant uygulamalarında, implant materyali olarak ilk zamanlarda altın, paslanmaz çelik, krom-kobalt gibi çeşitli metal ve metal alaşımları kullanılmıştır. Ancak doku reaksiyonlarının fazla ve klinik başarı oranlarının düşük olması nedeniyle, dental implant malzemesi olarak sık kullanılamamışlardır. Titanyum ve titanyum alaşımları, beklentileri karşılaması bakımından son yıllarda sık kullanılan materyaller olmuşlardır (55).

İmplant materyallerinin taşınması gereken özellikler (56):

- Biyouyumlu olmalı
- Klinik olarak estetik olmalı ve fonksiyonları karşılamalı
- Radyopak olmalı
- Steril edilebilmeli
- Ucuz olmalı
- Hijyenik olmalı
- Şekil verilebilirliği kolay olmalıdır.

2.5.1. Titanyum ve Alaşımları

Titanyum, 1790 yılında amatör bir kimyacı ve rahip olan İngiliz William Gregor tarafından bulunan bir elementtir. Titanyum reaktif bir metaldir. Doğada volkanik kayalar, çökelme ve metamorfik kayalar içerisinde oksit ve silikat mineralleri şeklinde bulunur. Titanyum elementinin saf şekilde elde edilmesi zordur. Saf titanyumun elde edilmesi ise, Dr. Wilhelm Kroll tarafından ortaya konan “Kroll process” tekniğiyle, titanyum cevherinin karbon ve chlorine bulunan ortamda ısı işlem ile olmaktadır. Titanyum çok aktif bir element olmadığı için korozyona karşı oldukça dirençlidir. Titanyum; düşük yoğunluk, yüksek direnç ve neredeyse % 100’e yakın biyouyumluluk gibi mükemmel özelliklere de sahiptir (57- 61).

Diş hekimliğinde dental implantlarda kullanılan titanyumun (Ti), atom numarası 22, atom ağırlığı 47, erime derecesi yaklaşık 1700 °C'dir. Reaksiyona girme meylinin yüksek olması, aynı zamanda titanyumun istenilen birçok özelliğinin ortaya çıkmasına yol açmaktadır. Kısa sürede okside olabilmekte, metal yüzeyinde yaklaşık 10 nanometre kalınlığında dirençli ve stabil bir oksit katmanı oluşur. Oluşan oksit tabakası kıymetli metallerdeki gibi, oldukça yüksek biyoyumlu bir yüzey ve aynı zamanda korozyona karşı direnç gelişimi özelliğini sağlar. Ayrıca bu oksit katmanı; porselenle birleşme, polimere yapışma implantlarda yüzey pürüzlendirme (plazma püskürtme ve hidroksiapatit kaplama) tekniklerine de katkıda bulunur (62,63).

Diş hekimliğinde kullanım alanlarına sahip olan titanyum alaşımları; α -fazındaki CpTi, α/β fazındaki Ti-6Al-4V ve β -fazındaki Ti-Mo ortodontik telleridir. Bu materyaller döküm, soğuk şekillendirme ve frezleme tekniğiyle elde edilmektedir. β titanyum alaşımları, α -fazlı alaşımlara kıyasla kırılğan olsalarda oldukça dirençlidirler (64,65).

α -Fazındaki Saf Titanyum (Commercially Pure Titanium; ticari saf titanyum; CpTi), % 0.18-0.40 oranında oksijen, %0.20-0.50 oranında da demir içermektedir (66). Oksijen, nitrojen ve karbon gibi elementler α -fazında, kübik formu ve β -fazına göre daha fazla çözünürlüğe sahiptir. Bunlar α -fazının stabilizasyonunu sağlamak için, likit yapıyı titanyum elementine dönüştürürler. Molibden, kobalt, nikel, niobiyum, bakır, palladyum ve vanadyum gibi geçiş elementleri ise, en çok kullanılan β stabilizatörleridir (67).

Ti-6Al-4V alaşımı ağırlıkça %5.5-6.5 alüminyum, %3.5-4.5 vanadyum ve geri kalan kısım titanyumdan oluştuğu için alaşımın direnci, CpTi'ye göre daha fazla olmaktadır. Alüminyum α - stabilizatörü gibi davranırken, vanadyum β - stabilizasyonunda etkili olmaktadır. Bunların ilavesi ile titanyumun dönüşümü baskılanmış ve oda sıcaklığında hem α - hem de β - formları elde edilmiştir. Kolay elde edilmesi, çalışma koşullarının uygunluğu ve düşük sıcaklıklarda dirençli mekanik özelliklere sahip olmalarından dolayı Ti-6Al-4V, birçok titanyum alaşımları içinde günümüz diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan biyomateryallerdir (62-68).

Ti-Mo ortodontik teller, 1971 yılında NiTi (Nikel-Titanyum) ark telleri ortodontide şekil hafızaları (eski şekline dönebilen) ve süper esnek olmalarından dolayı kullanılmaya başlanmıştır. Mekanik özelliklerini ve faz dönüşümlerini belirlemek amacıyla, NiTi ark telleri hakkında araştırmalar yapılmıştır. ABD'de, iki tür ticari titanyum alaşımlı teller mevcuttur: Bunlar beta-titanyum alaşımı (Ti-Mo esaslı alaşım) ve NiTi alaşımlı tellerdir (69,70).

Titanyum ve alaşımlarını diğer restoratif materyallerden avantajlı hale getiren özellikleri, elastiklik modülünün kemiğe yakın değerde olmasıdır. Saf titanyumun ve Ti-6Al-4V'nin, diş hekimliğinde en yaygın kullanılan implant materyalleri olduğu bildirilmiştir (71).

Bazı özelliklerinden dolayı titanyum alaşımları biyomateryal olarak kullanılmaktadırlar. Bunlar; düşük elastiklik modülü, yüksek biyouyumluluk, yüksek direnç ve düşük koroziv özelliklere sahip olmasıdır. CpTi ve Ti-6Al-4V, medikal alanda halen en çok ve geniş alanlarda kabul gören iki titanyum çeşididir. Ancak Ti-6Al-4V, içeriğindeki alüminyum ve vanadyumdan dolayı potansiyel toksik etkilere de sahiptir (72).

Tablo-1: İmplant materyalleri, kemik, diş ve dental alaşımların elastiklik değerleri (73).

Materyal	Elastiklik modülü (GPa)
Alümina-seramik	380.4
Cr-Co	218.7
Plaslanmaz çelik	193.1
Ti-6Al-4V	113,8
CpTi (grade 1-4)	103,4
562Mine	84,1
Dentin	18,3
Kemik	16,5

Titanyumun avantajları (74):

- İmplantasyonda sağ kalım süresi en uzun ve en iyi biyouyumluluğu gösterir.
- Birlikte kullanıldığı materyallerle herhangi bir kimyasal reaksiyona girme olasılığı en az olan materyaldir.
- Manyetik alana sahip olmadığından, MR (Magnetik Rezonans) kullanımı için uygundur.
- Düşük yoğunluğa sahip olduğundan ağırlık olarak hafiftir.
- Alerjik reaksiyonlara neredeyse neden olmaz.

2.5.2.Seramikler

Günümüzde seramik dental implantların, üretiminde sıklıkla kullanılan materyal, küçük oranlarda alümina ilave edilmiş veya edilmemiş yttria ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonyum polikristalidir (Y-TZP, zirkonyum). Seramik implantları ilk bildiren kişi Sandhaus' tur (75).

Heimke ve arkadaşları (1978), basit konseptlere sahip implantlardan farklı olarak kullanılan ve saf alümina (Al_2O_3) seramikten yapılan, Tübingen implantı tanıtmışlardır (76). Tübingen implantın kullanım amacı, diş kayıplarından sonra ya da immedat işlemlerde hemen uygulamak ve yüklemenin yapılmasıdır. Aynı zaman da atrofik kretlerde yükün fazla olduğu yerlerde kullanım endikasyonları vardır (76). Alüminanın kırılmaya dirençli olmasından dolayı 1990 yıllarından günümüze diş hekimliğinde kullanılan seramik materyali zirkonyumdur. Bu materyal düşük termal iletkenlik, yüksek bükülme direnci, dayanıklılık ve düşük korozyon potansiyeline sahip bir materyaldir (77).

Yttrium tetragonal zirkonya polikristalleri (3Y-TZP), diş hekimliğinde tek kron restorasyonlarda ve sabit parsiyel protezlerde kullanılmaktadır (78).

Akagawa ve arkadaşları (1993), zirkonyum oksit kaplanan implantlara erken üst yapısının yapılmasıyla implant ile çevresindeki kemik arasında fibröz yapıdaki dokunun oluşmadığını, titanyum dental implantlarla karşılaştırıldığında ise iki materyal arasında herhangi bir farkın olmadığını rapor etmişlerdir (79).

Ichikawa ve arkadaşlarının (1992) yaptıkları çalışmada ise, zirkonyum ya da alüminyum oksitle kaplanmış dental implantlar arasında kayda değer bir fark olmadığını ve bu iki materyalin dokuyla uyum oluşturma benzerliği, zirkonyum seramiğinin alüminyum oksite göre iki kat daha fazla dayanıklı olduğunu, bunun nedeninin de zirkonyumun tetragonal yapısına sahip olmasının etkili olduğunu rapor etmişlerdir (80). Rimondini ve arkadaşları ise (2002), titanyum ve zirkonyum üzerinde bakteri tutulumu ile ilgili yaptıkları çalışmada, erken dönemde zirkonyum implantlar üzerindeki bakteri kolonizasyonunun titanyum implantlardan daha az olduğunu rapor etmişlerdir (81).

Zirkonyumun en büyük dezavantajının, bazen kırılmaların meydana gelmesidir. En büyük nedeni ise, zirkonyumun vücut ısısından daha fazla bir ısıya maruz kalmasıdır. Bu da su emme özelliğinden kaynaklı olarak su moleküllerinin araya girip materyalde genleşme ve kopmalara yol açmasıdır. Bu nedenle zirkonyum implantlar günümüzde sıklıkla kullanılmaları da, son dönemde yapılan çalışmalarda zirkonyum implantların kemik ile arasındaki integrasyonunun, titanyum implantlardan farklı olmadığını bildirilmiştir (82).

2.5.3. Polimerler

Polimerik biyomateryaller, dental implantlar ve implant yüzeyini kaplama materyalleri olarak cerrahi ve tıbbi işlemlerde sıklıkla kullanılmışlardır (83). Monomerlerden ve komonomerlerden (polimerlerin özelliklerini değiştirmek amacıyla eklenen çeşitli monomerlerdir) oluşan ve bazı durumlarda birbirlerine çapraz bağlı olabilen oldukça uzun zincirli moleküllerdir. Özellikleri kendini oluşturan maddelerden tamamen farklı yapıda olup, bu polimerler arasında poliüretan fiberler, polimetilmetakrilat reçineler sıklıkla kullanılmışlardır. Polimerler esnekliklerinin, periodontal ligamanların küçük hareketlerini taklit edebileceği ve doğal diş ile dental implantların direkt bağlantı yapılabilmesine imkan sağlayacağı hedeflenmiş; fakat zayıf biyolojik ve mekanik özelliklerinden dolayı kullanımları kısıtlı hale gelmiştir. Bu materyal kemikle bir bağ kurmazlar ve implant-doku ilişkisinde pasif kalırlar. Günümüzde polimerler sıklıkla kuvvet kırıcı olarak implant üst yapılarında kullanılmaktadırlar (83,84).

Sykaras ve arkadaşları (2000), implant yapımında kullanılan materyalleri kimyasal yapılarına ve biyodinamik hareketlerine göre aşağıdaki şekilde sınıflandırmışlardır (55):

A. Kimyasal yapılarına göre:

1. Metaller (titanyum ve alaşımlar)
2. Seramikler
3. Polimerler

B. Biyodinamik hareketlerine göre:

1.Biyotolerans: Materyal ilgili bölgedeki kemik içine yerleştirildiğinde, iyileşme süresince materyal etrafında bir fibröz doku oluşur ve böylelikle materyal kemik dokusu ile indirekt temasa geçer.

2.Biyoinert: Kemik içine yerleştirilen materyal etrafında iyileşme süresince fibröz doku oluşmaz. Materyal kemik ile doğrudan temas sağlar.

3.Biyoaktif: Materyal kemik içine yerleştirilince, iyileşme süresince materyal kemik dokusuyla kimyasal bir bağlanma gerçekleştirir.

2.6. Dental İmplantlarda Başarı Kriterleri

Yapılacak olan implantların başarılı olmasında faktörler etkilidir (85,86):

1. İmplant endikasyonlarının ve planlamasının doğru yapılması,
2. Uygulama tekniğinin ve cerrahi ekipmanın yeterliliği,
3. İmplantın uygulanacağı bölgedeki sert ve yumuşak dokuların uygun olması,
4. İmplant materyali beklentileri karşılayacak özelliklere sahip olması,
5. İmplant üst yapısının doğru bir planlama yapılarak uygulanması,
6. Cerrahi ve protetik uygulamalardan sonraki dönemde hastanın ağız bakımının ideal olmasıdır.

1978'den günümüze kadar birçok araştırmacı tarafından, daha çok klinik ve radyolojik kriterler baz alınarak pek çok implant başarı kriterleri açıklanmıştır. Günümüzde yaygın olarak kullanılan Albrektsson ve arkadaşlarının (1986) başarı kriterleri olmakla beraber geçmişten günümüze kadar tanımlanmış kriterlerden bazıları şunlardır (4,87):

- 1978'de Harvard Konsensunda önerilen kriterler
- 1986'da Albrektsson ve arkadaşları tarafından önerilenler
- 1988'de NIH (National Institutes of Health) tarafından kabul edilenler
- 1989'da Smith ve Zarb'ın önerdiği kriterler
- 1990'da Buser'in kriterleri
- 1992'de Neart ve arkadaşlarının önerdiği kriterler
- 1993'te Albrektsson ve Zarb'ın modifiye kriterleri
- 1997'de Roos ve arkadaşlarının oluşturduğu kriterler
- 2000'de Amerikan Periodontoloji Akademisi tarafından kabul edilen kriterler
- 2003'de Karoussis ve arkadaşlarının önerdiği kriterler
- 2007'de Oral İmplantoloji Uluslararası Kongresi Ortak Görüş Konferansı'nda belirlenen kriterlerdir.

Albrektsson ve arkadaşları (1986) tarafından implant başarısını belirlemek için önerilen kriterler (4,88):

1-Subjektif Kriterler

- Tatmin edici fonksiyon
- Rahatsızlık hissinin olmaması
- Estetiğin istenilene yakın olması
- Duygusal ve psikolojik yönlerden hastanın daha iyi duruma gelmesi

2-Objektif Kriterler

- Vertikal yönde gerçekleşen kemik kaybının 1/3'ten daha fazla olmaması
- Uygun okluzal denge ve vertikal boyut
- Tedavi edilebilir gingival enfeksiyon
- İmplantın herhangi bir yöndeki mobilitesinin 1 mm'den az olması
- Komşu dişlere zarar verilmemesi

- Parestezi, anestezi gibi herhangi bir komplikasyonun olmaması
- Kollajen dokuların sağlıklı olması

Roos ve arkadaşları (1997), Albrektsson ve Zarb'ın öngördüğü kriterleri de göz önüne alarak, başarı kriterlerini 3 dereceli olarak sınıflamışlardır (89). Buna göre;

1. derece:

- Mobilitenin olmaması. Mobilite varlığı ve buna ek olarak ağrının olması, osseointegrasyon kaybı ile sonuçlanacağı bilinir.
- Radyolojik değerlendirmelerde her bir implant için yüklemmeden bir yıl sonra marjinal kemik kaybının 1.0 mm'den fazla olmaması ve bundan sonraki her yıl 0.2 mm'den fazla kemik rezorbsiyonun görülmemesi gereklidir. Ek olarak periapikal alanda herhangi bir patolojik durum olmamalıdır.
- Ciddi yumuşak doku enfeksiyonları, ağrı, parestezi vs. olmamalıdır.

2.derece

- Radyolojik değerlendirmelerde her bir implant için yüklemmeden bir yıl sonra marjinal kemik kaybı 1.0 mm'den fazla olmamalı, sonraki her yıl 0.2 mm'den fazla kemik rezorbsiyonu görülmemeli, ayrıca radyografide implant çevresinde radyolusensi olmamalıdır.
- Ciddi yumuşak doku enfeksiyonları, ağrı, parestezi vs. olmamalıdır.

3. Derece

- Radyolojik değerlendirmeler, her bir implant için, son yılda 0.2 mm'den daha fazla marjinal kemik kaybı görülmediğini, ancak daha önce 1.0 mm'den fazla kemik kaybı olduğunu göstermelidir.
- Ciddi yumuşak doku enfeksiyonları, ağrı, parestezi vs. olmamalıdır.

2.7. İmplant Endikasyonları ve Kontrendikasyonları

2.7.1. İmplant Endikasyonları

- Tam ve kısmi dişsiz hastalarda,
- Çene ve yüz defekti olan hastalarda,
- Aşırı atrofik alveolar kreterleri olan total hastalarında,
- Hareketli bölümlü protez kullanamayan kısmi dişsiz hastalarda,
- Oldukça uzun boşluk içeren sabit protez hastalarında,
- Hareketli protez kullanmayı reddeden hastalarda,
- Sağlıklı dişlerinin aşındırılmasına olumlu bakmayan hastalarda,
- Oral musküler uyumunun zayıf olduğu durumlarda,
- Doku toleransının düşük olduğu durumlarda,
- Hastada protezin stabilitesini bozacak parafonksiyonel alışkanlıkların olduğu durumlarda,
- Öğürme ve kusma refleksi olan hastalarda,
- Hareketli protezlere psikolojik olarak karşı olan hastalarda,
- Tek diş eksikliğinde,
- Travmaya bağlı diş kaybı ya da kök kırılmalarında ve
- Diş agenezisinde implant uygulanamsı endikedir (90-94).

Günümüzde en önemli implant endikasyonlarını, üç başlık altında toplayabiliriz (95):

- 1- Hareketli protezlerin kaybedilen fonksiyonları tam olarak yerine getirmemesi,
- 2- Psikolojik olarak diş kaybının problem haline gelmesi,
- 3- İmplantüstü protezlerin avantajlarında,

2.7.2. İmplant kontrendikasyonları

2.7.2.1. Sistemik kontrendikasyonlar

- Myokard enfarktüsü geçirmiş olan hastalarda
- Kalp kapakçığı protezi taşıyan hastalarda

- Böbrek yetmezliğinin ilerlediği hastalarda
- Ağır osteomalazili hastalarda
- Kontrol altına alınamayan diabet hastalarında
- Kronik alkolizmde
- Yüksek dozda radyasyona maruz kalmış hastalar
- Kan hastalığı olan hastalarda
- Mental retardasyonda
- Gebelikte
- Solunum sistemi hastalıklarında
- İmmün sistem hastalıklarında
- Neoplazik oluşumların varlığında
- Yabancı cisimlere karşı doku duyarlılık olduğu durumlarda kontrendikedir.

2.7.2.2. Lokal kontrendikasyonlar

- Makroglossi
- Bruksizm
- Anatomik oluşumların malformasyonları
- Rezidüel kemik miktarının yeterli olmadığı durumlar
- TME disfonksiyonları
- Periodontal hastalıklar
- Ağız bakımı iyi olmayan hastalar ve
- Diş çekimi sonrası kemik iyileşmesi tamamlanmayan hastalarda kontrendikedir (94-96).

2.8. İmplant Doku Etkileşimi ve Osseointegrasyon

Osseointegrasyon kavramı ilk defa İsveç'teki Göteborg Üniversitesi'nde Branemark tarafından bulunmuş ve gösterilmiştir. Sağlıklı kemik ile yükü taşıyan implant arasında, mikroskobik düzeyde doğrudan yapısal ve fonksiyonel birleşmeye 'osseointegrasyon' denilmektedir (97). Işık mikroskobu düzeyinde bakıldığında; kemik ile bütünleşmiş implant yüzeyinin, histolojik olarak ideal durumda ara yüzde periodontal ligament veya fibröz doku hücreleri olmaksızın kemik ile yakın ilişki olması halidir. Bu durum, doğal diş ile implant arasındaki en büyük farktır. Doğal diş

etrafında bulunan ve amortisör görevi gören periodontal membran, implant çevresinde bulunmaz (98).

Dental implant yüzeyi ile kemik arasında 4 farklı etkileşim söz konusudur. Bunlar;

1. Osseointegrasyon
2. Osseofibrointegrasyon
3. Biyointegrasyon
4. Osseopersepsiyon (97,98)

Osseofibrointegrasyon, ışık mikroskobu düzeyinde, çok iyi diferansiye kemik ile fonksiyonel olarak yüklenmiş implant ara yüzeyinde periodontal ligaman interpozisyonundan geçen direkt bir kontakt olarak tanımlanmaktadır. Osseofibrointegrasyon dental implantolojide başarısızlık göstergesidir (97,99).

Biyointegrasyon, biyoaktif materyal olan hidroksiapatit ile kaplı metalin kullanımı sonucu ortaya çıkan bir kavramdır. Mekanik önemi olan yaşayan kemikten implant yüzeyine doğru biyokimyasal bir köprüdür (99).

Osseopersepsiyon, kemik içine uygulanan implantın kan ve kemik dokusunun yanısıra yerleştirildiği bölgede, duyu olayının gelişimiyle ilgili olan sinir uçlarıyla da ilişki içinde olması ve bir bütün oluşturmasıdır (97).

Osseointegrasyon sağlanmasını etkileyen faktörler (100);

- İmplant materyalinin biyouyumluluğu ve biyointegrasyonu,
- İmplant materyali ve şekli,
- İmplant yüzeyi,
- İmplantın uygulanacağı kemiğin durumu,
- Cerrahi teknik ve
- İmplant üzerine gelen yüklerdir.

2.9. Dental İmplantlar ve Biyomekanik

Biyomekanik, organizmadaki organ ve dokular ile onları etkileyen kuvvetler arasındaki etki-tepkiyi içeren bir kavramdır (101).

Bir implantın etrafındaki biyomekanik etki, doğal diş etrafındaki biyomekanik etkiden farklıdır. Doğal dişler periodontal membran ile alveol kemiği içinde sabitlenirken, implantlar ya kemiğe doğrudan bağlanma ya da bağ dokusu enkapsülasyonu gösterirler. Osseointegrasyonun tam olarak sağlandığı, kemiğe Angström düzeyinde mikro pürüzlü yüzeyler ile sıkıca bağlandığı ve bu sıkı sıkıya bağlanma doğal dişlerdeki benzer bir hareketten söz etmememizi doğrulamaktadır. Dişte, implantta ve protez de oluşan hareketler ise, miktarlarına göre 3 grupta incelenirler. Bunlardan ilki, dişte ve protez komponentlerinde gözlemlenen makro harekettir. İkincisi, diş protez ve implantta gözlemlenemeyen ancak ölçülebilen mikro harekettir. Sonuncusu ise, Angström seviyesinde olan gözlemlenemeyen ve ölçülemeyen mikron harekettir (102,103).

Yapılan bir çalışmada, sonlu elemanlar stres analizi ile kemiğe sıkıca integre olan bir implanta sırasıyla 100 N ve 10 N vertikal ile horizontal kuvvetler uygulanmış ve kortikal kemikte fazla stres olduğu, ancak taban kısmını oluşturan spongioz kemik parçasının ise zorlanmadığı görülmüştür. Bu da, kortikal kemiğin spongiozden 10 kat daha sert olmasından kaynaklıdır. Kortikal kemik implantın hareket etmemesine ve derine batmamasına engel olduğundan dolayı, bu durum boyun bölgesinde (kret modülü) daha fazla stres yoğunluğuna yol açmaktadır (102,103).

Kemik-implant bağlantı yüzeyindeki kuvvet iletiminde şu faktörler etkilidir (104):

- Yükleme tipi
- İmplant ve protez materyallerinin özellikleri
- İmplant geometrisi, uzunluğu ve çapı
- İmplant yüzey özellikleri
- Kemik- implant ara yüzeyinin yapısı
- İmplantı saran kemiğin kalitesi ve miktar

2.10. Biyomekanik Kavramlar

2.10.1. Kuvvet

Kuvvet, mekanik alanında kullanılan temel bir kavramdır. Yönü ve uygulama noktası olan ölçülebilir bir vektördür. “F” ile gösterilir ve birimi “Newton (N)” dur. Kuvvetin bir cisme uygulanması ile cisim ya hareket eder ya da şeklini değiştirir böylece kuvvet etkisini gösterir. Gerek in-vivo, gerekse in-vitro biyomekanik çalışmalarda genel olarak yüklenme çeşitleri, cismin uzun eksenine boyunca basma (compressive), çekme (tensile), eğme (bending), burma (torsion) veya çok eksenli (multiaxial) olabilmektedir. Ayrıca bu kuvvetler statik yüklenme şeklinde uygulanabildiği gibi, tekrarlayan-sıklık kuvvetler şeklinde de olabilmektedir (105-107).

İntraoral ortamda etkili olan kuvvetler, implant-kemik bileşkesine yarar ve zarar bakımından etki etmektedirler. Çekme ve makaslama kuvvetleri bileşkenin ayrılmasına ve bozulmasına neden olurken, baskı kuvvetleri bu bileşkenin birarada kalmasını sağlamaktadırlar. Makaslama kuvvetleri, kemikte ve implant üzerindeki en yıkıcı kuvvet türüdür (107).

2.10.2. Stres

Gerilme (stres); yüklenme anında materyalin birim alanına düşen kuvvettir. Kuvvetlerin uygulama yönüne bağlı olarak basma (compressive), çekme (tensile) ve makaslama (shear) gerilmeleri olarak sınıflandırılırlar. Gerilme direkt olarak ölçülemez. Ancak büyüklüğü hesaplanabilir. Her santimetre kareye düşen Newton cinsinden kuvvet (N/cm²), gerilmenin standardize edilmesinde kullanılan birimdir, “ σ ” simgesi ile gösterilir (108,109).

Diş hekimliğinde yapılan çalışmalarda stres birimi olarak genellikle Mpa (Megapaskal) kullanılmaktadır (108).

2.10.3. Gerinme (Strain)

Gerinme (strain), birim alanında oluşan deformasyondur. Yüklenme esnasında meydana gelen boydaki değişim ile gerçek boy değeri arasındaki oran

olarak tanımlanır ($\Delta L/L$) ve kuvvet uygulanan yapının birim alanındaki yüzde, deformasyon olarak ifade edilir “ ϵ ” simgesi ile gösterilir. Gerinmenin herhangi bir birimi yoktur (110).

ΔL =Boyutsal değişim

L =Cismin orijinal boyutu (110)

2.10.4. Elastisite Modülü (Esneklik Katsayısı)

Stresin gerinmeye oranı, elastisite modülünü verir. Esneklik katsayısı, stresin oluşturduğu şekil değişikliği olarak tanımlanır ve bir materyal ne kadar sertse esneklik katsayısı da o kadar yüksek olur. Birimi megapascaldır (MPa).

Esneklik katsayısı, çekme veya basma kuvvetlerinin bir cisme eksensel doğrultuda uygulandığı durumda “esneklik katsayısı veya young modulus” olarak ifade edilir (110,111).

Elastisite modülü= Gerilim / Gerinim

2.10.5. Poisson Oranı

Cisme aksiyal kuvvetler uygulandığında, cismin boyunda deformasyon olduğunda, aynı zamanda eninde de deformasyonlar şekillenir. Bu durumdaki çekme veya basma yüklenmelerinde, cismin boyundaki değişim miktarının enindeki değişim miktarı oranına cismin “poisson oranı” denir. Poisson oranı, “ ν ” simgesi ile gösterilen, -1 ile 0,5 arasında bir değerdir ve herhangi bir ölçü birimi yoktur. Poisson değeri, kemik için yaklaşık 0,3’tür (111).

2.10.6. Oransal Limit (Proportional Limit)

Stres(gerilim)-Strain(gerinim) eğrisinin doğru orantılı olduğu en büyük gerilim değeri olarak ifade edilmektedir. Cisim üzerinde oluşan gerilim oransal sınır değerini geçerse, geri dönüşümsüz deformasyon gerçekleşir (112).

2.10.7. Elastik Limit (Elastic Limit)

Cisimde geri dönüşü olmayan deformasyona neden olmadan, etki eden maksimum stres değeridir (110).

2.10.8. Elastik Sınır Noktası (Yield Point or Yield Stress)

Kuvvet–deformasyon eğrisi, elastik ve plastik deformasyon bölgelerini kapsar. Bu iki bölge arasındaki sınır noktası “elastik sınır noktası (yield point)” olarak tanımlanır (107,111).

2.10.9. İzotropik Özellik

Cismin farklı doğrultudaki kuvvetlere maruz kaldığında, elastik yapısının tüm doğrultularda (x,y,z eksenleri) benzer özellik göstermesidir (113).

2.10.10. Anizotropik Özellik

Cismin, farklı doğrultudaki kuvvetlere maruz kaldığında elastik yapısının üç asal ekseninde de (x,y,z eksenleri) farklı özellik göstermesidir (113).

2.10.11. Von Misses Stres

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

Von Misses stresi, sonlu elemanlar stres analizinde stres dağılımını ortaya koyan şekil değiştirme enerjisinin başlangıç değeridir. Von-Misses gerilmesi, tüm yönlerde oluşan normal ve kayma gerilmelerinin bileşkesidir. Bu gerilme, implant materyalinde ve kemik dokusunda meydana gelebilecek hasarı incelemek açısından önemlidir. Bu şekilde kalıcı deformasyonun meydana gelip gelemeyeceği, kemikte rezorbsiyonun olup olmayacağını saptamak mümkün olabilmektedir (114,115).

2.10.12. Asal Stres (Principle Stress)

Üç boyutlu bir elemanda maksimum stres değeri, tüm makaslama gerilim bileşenleri sıfır olduğunda gerçekleşir. Üç boyutlu elemanlarda bu durum gerçekleştiğinde, oluşan gerilimlere “asal (principle) stres” denir. Asal stres; maksimum, orta ve minimum olarak üçe ayrılır (115).

2.11. Dental İmplantların Geometrisi

Dental implantlar, kendilerini çevreleyen biyolojik dokulara kuvvetleri aktaracak şekilde işlev görürler. İmplantın yüzey şeklini, gelen stresler karşısında yüzeyin uyumluluğu ve stabilite açısından uygunluğu belirler. FEM (Finite Elements Metod) ile yapılan çalışmalarda kemik stres dağılımının, çeşitli implant şekillerine göre değişiklik gösterdiği rapor edilmiştir (116).

Bir implant tasarımının, bir makroskobik gövde tasarımı ve bir mikroskobik bileşeni vardır. Her bir tasarım (birbirinden bağımsız olmakla beraber), klinik etkiler yönünden önemlidir. Mikroskobik özellikler ise, başlangıç implant iyileşmesi dönemi ve ilk yükleme dönemi aşamasında büyük önem taşır. Makroskobik implant gövde tasarımı ise, erken iyileşme ve matür yükleme dönemlerinde önemlidir (117,118).

2.12.Makroskobik Tasarım

1. İmplantın gövde şekli
- 2.İmplantın yüksekliği
3. İmplantın genişliği
4. İmplantın yiv geometrisi
- 5.İmplantın boyun bölgesi (119)

2.12.1. İmplantın Gövde Şekli

Diş hekimliğinde birçok farklı implant gövde tasarımı bulunmaktadır. Bunlar; silindirik tip, vida tip, sıkıştırarak yerleştirilen veya bu özelliklerin kombinasyonunu

içerir. İstenilen gövde tasarımı ile amaç, yerleştirilen kemiğe eşit düzeyde stresi dağıtmak ve kemik yapımını uyarmaktır (120).

Pürüzsüz yüzeyli silindirik implantlar, cerrahi yerleşim sırasında kolaylık sağlar; buna karşın kemik-implant ara yüzeyi önemli oranda kesme kuvvetine maruz kalır. Pürüzsüz, silindirik ancak uca doğru incelen biçimli bir implant, incelmeye açısına göre sıkıştırma tipi bir kuvvet bileşeninin oluşmasını sağlar (121).

Silindirik implantlardan farklı olarak uca doğru incelen yivli bir implant, hiçbir fonksiyonel yüzey alanı avantajı sağlamaz. Çünkü sıkıştırma kuvvetlerini kemiğe vidanın yivleri iletir. Sonlu elemanlar analizinde, uca doğru incelen biçimli implantların yüzey alanı az olduğundan krestal kemikte oluşan stresin daha fazla olduğu kaydedilmiştir (122).

2.12.2. İmplantın Yüksekliği

İmplant yüksekliği, implantın apeksi ile platformu arasındaki mesafedir. Daha çok 6 mm - 20 mm arasındaki uzunluklar kullanılır. İmplantların uzunluklarındaki artış; krestal kemik ile implant ara yüzeyinden çok, implantın başlangıçtaki stabilitesi, toplam implant-kemik ara yüzü miktarı ve abutment vidasının sıkıştırılmasında rotasyonel kuvvetlere karşı daha fazla direnç sağlaması yönlerinden avantaj sağlar (123).

Endosteal implantlar için minimum uzunluk, uzun dönem başarı ilişkisi kısmen kemiğin yoğunluğu ile ilişkilidir. Yoğunluğu fazla olan bir kemikte kısa implant kullanımı uygun iken, kemik yoğunluğu daha az olan zayıf bir kemikte daha uzun bir implant kullanımının uygun olduğu bildirilmiştir (124).

2.12.3. İmplantın Genişliği

İmplant genişliği, implantın en geniş yerinin karşılıklı iki nokta arasındaki mesafesidir. İmplant genişliği, doğal diş kök formu ile benzerlik açısından önemlidir. Çünkü diş genişliği 6-12 mm arasındadır ve implantlarında benzer ölçülerde olması gerekmektedir. Fakat titanyum materyali doğal diş dokusuna göre 5-10 kat daha rijittir. İmplant çapının 6-12 mm kadar artırılması kırılma dayanımını 4 kat artırır. Bu yüzden klinikte kullanılan implant çapları 3-7 mm arasında değişmektedir. Ancak

kemik boyutuna göre 3mm'den daha dar implantlarda kullanılabilir (119,125).

Farklı çaptaki implantların krestal alveoldeki gerinimlerinin karşılaştırmalı incelenmesi, Petrie ve Williams (2005) tarafından gerçekleştirilmiştir. Üç boyutlu sonlu elemanlar çalışmasında, geniş çaplı implantlardaha dar implantlarla kıyaslandığında 3.5 kattan daha fazla stres azalması olduğunu belirlemişlerdir (126).

Kısa implantlar, daha çok ağzın posterior bölgesinde kullanılırlar. Bu şartlar altındageniş çaplı implantlar, idealden daha kısa implant uzunluğunu kompanse edebilirler. İmplant arayüzeyindeki okluzal stresler krestal sırt bölgesinde yoğunlaştığından, başlangıç fiksasyonu ve tork direnci elde edebilmek için minimum yükseklik sağlandıktan sonra, genişliğin uzunluğa oranla daha önemli olduğu bildirilmiştir (127,128).

2.12.4. İmplantın Yiv Geometrisi

Yivler başlangıç temasını büyütmek, yüzey alanını arttırmak ve kemik implant ara yüzündeki stres dağılımını kolaylaştırmak için değişik şekillerde planlanırlar. Dental implantların yüzey alanını belirleyen 3 farklı parametre vardır (129,130):

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

2.12.4.1. Yiv Adımı (Thread Pitch)

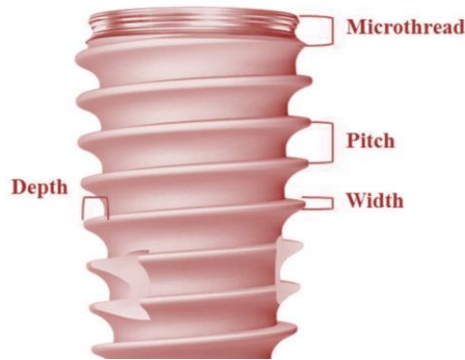
Yiv adımı, komşu yiv formları ya da aynı aksiyal düzlemdeki uzunluğa düşen yiv sayısı ile eksenin aynı tarafı arasında aksıyla paralel ölçülen mesafe olarak tanımlanır. Yiv adımı ne kadar küçükse, verilen uzunluk için gövdesinde o kadar çok yiv olur ve böylece implant gövdesinin uzunluğuna düşen yüzey alanı o kadar büyük olur (131). Yiv adımının azalması, uzunluk başına düşen yiv sayısını arttırır. Bu nedenle, eğer kuvvet büyüklüğü artar veya kemik yoğunluğu azalırsa, fonksiyonel yüzey alanını arttırmak için yiv adımı azaltılabilir (132).

Lan ve arkadaşları (2012), FEM yöntemi ile çeşitli yiv adımlarına sahip üçgen ve trapezoidal yiv şeklindeki implantlarda yaptıkları çalışmada, uygun olan yiv adımının üçgen ve trapezoidal yiv şeklindeki implantlar için sırasıyla 1.2 mm ve 1.6 mm olduğunu rapor etmişlerdir. V şekilli yiv dizaynına sahip implantlarda ise, 0.8 mm yiv adımının stres dağılımını ideal şekilde oluşturduğundan en uygun yiv adımı olarak rapor etmişlerdir (133).

2.12.4.2. Yiv Derinliği (Thread Depth) ve Genişliği (Thread Width)

Yiv derinliği, yivin büyük ve küçük çapı arasındaki uzaklıktır. Aksiyal ekseninde tek bir yivin üst ve alt uç noktaları arasındaki uzaklığa ise yiv genişliği (thread width) denir (134). Uyguladığımız implantlarda yiv derinliği ve genişliği, hem implantın yerleştirilmesini hem de implantın yüzey alanını etkiler. Geleneksel implantlar, implantın aksiyal uzunluğu boyunca uniform yiv derinliği sağlar. Diğer tüm faktörler eşitse, yiv derinliği arttıkça implantın yüzey alanı da artar. Değişik markaların farklı yiv derinlikleri vardır. Örneğin Sterioss'un, ters buttress (basamaklı) yivi 0.375 mm'dir. V şekilli yivlerin çoğunun yiv derinliği 0.375 mm'dir. Buna göre BioHorizons 'un kare yivinin 0.42 mm yiv derinliği vardır. Bu nedenle, eğer diğer tüm faktörler eşitse, her implant tipinin, yiv derinliği ile ilişkili olarak farklı fonksiyonel yüzey alanı olur. Örneğin BioHorizons 'un fonksiyonel yüzey alanının, Sterioss'a nazaran daha fazla olduğu anlaşılmaktadır (118,133).

Yivler ne kadar sığ ise, yoğun kemiğe implantı yerleştirmek o kadar kolay olur ve implant yerleştirmeden önce kemik yoğunluğunu artırma ihtiyacı o kadar az olur (118).



Resim-6: İmplantın makro tasarım parametreleri (Neobiotech CMI-II active®) (118)

2.12.4.3. Yiv Şekli (Thread Shape)

Günümüzde sık kullanılan yivler; “V”, kare, payanda, ters payanda, spiral ve trapezoidal şeklindedir. Geleneksel mühendislik uygulamalarında implantın V yiv dizaynı, sabitleyici olarak adlandırılır ve öncelikli olarak yük transferi için değil implantı sabitlemek için kullanılır. Basamaklı (buttress) yiv şekli ise, ilk kullanılan yiv şeklidir ve çekme kuvvetleri için uygundur. Kare yiv formlu implantlar ise, kompresif yük dağılımı için uygun yüzey alanı sağlamaktadırlar. Makaslama kuvvetleri, implant için en zararlı yüklerdir. V yiv dizaynında makaslama kuvvetleri, kare yiv dizaynına göre 10 kat daha fazladır. Basamaklı yiv dizaynında uzunluk başına düşen makaslama komponenti, oklüzal yük söz konusu olduğunda V yiv dizaynına benzerdir (135,136).

2.12.5. İmplantın Boyun Bölgesi (Kret Modülü)

Bir implant gövdesinin kret modülü, implant gövdesinin uzantısı olan transosteal bir bölgedir ve sıklıkla abutment-implant bileşiminin antirotasyonel etkiyi sağlayan komponentlerini barındırır. İmplant uygulamalarında önce; implantın kret modülünün cerrahi etkisi, biyolojik genişlik etkisi, yükleme profili ve protetik etkisiyle değerlendirilmesi gerekmektedir. Bunun nedeni implant gövdesinin kret modülü, implant tasarımının bir belirleyicisidir (137).

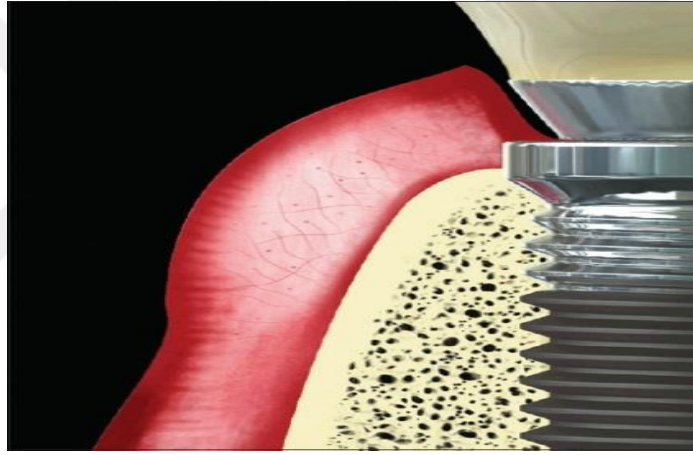
Pürüzsüz boyunlu bir implant kret modülü tasarlama yaklaşımının amacı, plak birikimini azaltmak ve hijyeni geliştirmektir. Ayrıca pürüzsüz yüzey, kemik içine yerleştirilmez. Eğer kemik içine yerleştirilirse, makaslama kuvvetlerinin etkisi ile marjinal kemik kaybı gerçekleşecektir (138).

2.13.Platform Switching Tasarımı

Son yıllarda implantoloji dünyasının en popüler terimlerinden biri olan “Platform Switching” (Platform değişimi) tasarımı, Lazzara ve Porter tarafından yapılan radyolojik araştırmalarında (2006), platformlarından daha dar çapta dayanaklarla yapılmış implantların çevresindeki kemikte vertikal yönde minimal kayıp olduğunu tesadüfen farketmişlerdir. Bu fenomenin sebebi ilk başta açıklanamamıştır, fakat birçok biyolojik ve mekanik teorileri sürülmüştür.

İmplant-dayanak birleşiminin implant orta hattına yaklaşması biyolojik aralığın horizontal olarak elde edilmesi sağlandığı, bundan dolayı yumuşak doku ataşmanı için ek olarak yer kazanıldığı rapor edilmiştir. Bu durum biyolojik genişliği kaybetmemek için, kemik kaybının minimalde tutulması anlamına gelmektedir (9).

Bu tasarım, peri-implanter kemik rezorbsiyonunu önlemek amacıyla, dental implant çapına oranla abutment çapının dar tutulmasıdır. Dar tutulan dayanak sayesinde, dayanak-implant bağlantısı implantın omuz kısmından uzaklaştırılarak kemik rezorbsiyonu önlenmiş olur. Başka bir deyişle, platform değişimi tasarımında implant-dayanak birleşimi horizontal olarak içeriye marjinal kemikten uzağa taşınır. Bu şekilde daha kalın bir bağlantı dokusu oluşturularak marjinal kemiğe muhtemel bakteri invazyonu engellenmeye çalışılır (7,139,140).



Resim-7: Platform switching ve onu çevreleyen yumuşak ve sert dokuların şematize edilmiş hali (141).

2.13.1. Platform Switching Tasarımının Endikasyonları

Platform switching tasarımının başarılı olabilmesi için, peri-implanter doku kalınlığının biyolojik aralık ile uyumlu olması gerekir. İnce yumuşak dokusu olan hastalarda platform switching tasarımı kullanılsa dahi, kemik rezorbsiyonu gerçekleşebilir (139). Dental implant çevresindeki dişeti kalınlığının 3 mm civarında olması gerekir. Platform sisteminde yapılan değişiklik implantlarda, estetik alanda optimal interproksimal papil desteği ve bukkal marginal dişeti desteğinin stabilizasyonu sağlanabilmektedir. Bu tasarımın en önemli endikasyon alanlarından bir diğeri ise, kısa implantlardır. Kısa implantlarda, kron/kök oranının kemik kaybıyla

artması ve peri-implantitis görülme olasılığı nedeni ile erken implant kayıpları gerçekleşmektedir. Platform switching tasarımına sahip kısa implantlarda implant çevresindeki kemik korunacağından, vertikal kemik miktarının az olduğu olgularda ileri cerrahi uygulamalardan daha başarılı sonuçlar alınabileceği rapor edilmiştir (142). Özellikle bu tasarım ile kısa implantlarda maksiller sinüs ve nervus alveolaris inferior bölgelerinde başarılı sonuçlar alındığı kaydedilmiştir (143).

2.13.2. Platform Switching Tasarımının Marjinal Kemik Seviyesine Etkisi

Marjinal kemik kaybı, özellikle abutmentlerin yüklenmesinden sonra ortaya çıkmaktadır. Albrektsson ve Zarb isimli araştırmacıların (1986) belirlemiş olduğu implant başarı kriterlerinde, ilk yıl içinde yaklaşık 1 mm, ilerleyen yıllarda da 0,2 mm'lik kemik kaybı kabul edilebilir olarak belirtilmiştir (4). Ancak yapılan çalışmalar ve teknolojinin de gelişmesiyle bu değerlerin daha düşük olduğu görülmüştür. İmplant ile dayanak bileşimindeki mikroaralığın, kemik kaybına neden olduğu savunulmaktadır. Bu mikroaralıkta meydana gelen mikrobiyal sızıntı marjinal kemik kaybına neden olmaktadır. Kemik kaybı sonucu, biyolojik aralık apikale doğru yer değiştirmekte ve vertikal kemik kaybını arttırmaktadır (144,145).

Yapılan çalışmalar ve görüşler, marjinal kemik kaybının biyolojik genişliği oluşturmak için gerçekleştiğini savunmaktadır. Platform switching tasarımında, implant-dayanak bileşkesi merkeze doğru yer değiştirdiğinden, horizontal olarak yumuşak dokunun yer kazandığı ve buna bağlı olarak vertikal kemik rezorbsiyonunun minimal olduğu görülmüştür (146,147).

Canullo ve arkadaşları yaptıkları çalışmada (2010); 31 hastada, 69 implantın 21 ay takibini içeren klinik çalışma yapmışlardır. Platform switching tasarımına sahip implantlarda ortalama 1.0- 0.6 mm marjinal kemik rezorbsiyonu görülürken, bu oran kontrol grubunda ise ortalama 1.5 mm olarak kaydedilmiştir (148).

İmplant-dayanak arasında olan bu tasarım, marjinal kemik desteğinin korunmasına aşağıdaki bakış açılarıyla katkı sağlamaktadır (147);

- İmplant-dayanak bileşkesietrafındaki infiltrate enflamatuvar hücreler ara yüzdeki oluşan dişetin yerleştiği açılı bir forma sahip olan aralıkta

hapsolurlar. Burada hapsolan hücreler implantın apikaline doğru hareket edemezler.

- Platform switching tasarımının horizontal genişliği, biyolojik ataşmanın yerleşebileceği ekstra alana izin verir.
- İmplant-dayanak arasında oluşan mikron düzeydeki aralığın kemik kaybını azaltıcı etkisi vardır.

2.14. Kemik

Kemik, organik ve inorganik komponentlerden oluşan, kasifiye olmuş canlı bir dokudur. Kemiğin %30'unu organik bölüm oluşturmaktadır. Organik bölümün %98'i matriks, geri kalanda hücrelerden meydana gelmektedir (149). Organik matriksi yapan elemanlar; tip 1 kollajen, hücreler, proteoglikanlar, lipitler ve diğer proteinlerdir.

Kemiğin %70'ini oluşturan inorganik yapıyı ise, mineraller meydana getirmektedir. Bunların %96'sını katı kalsiyum ve fosfat oluşturur (150).

Kemik dokusu, bulunduğu ortama uyum sağlayan dinamik bir yapıdır. Kemik, yapım ve yıkımın bir arada ve dengeli olduğu bir dokudur. Basıncın olduğu bölgelerde yıkım meydana gelirken, gerilimin olduğu bölgelerde kemik yapımı gerçekleşmektedir (151).

Kemikte dört çeşit hücre bulunmaktadır (152):

1. Osteositler
2. Osteoblastlar
3. Osteoklastlar
4. Osteoprogenitör hücreler (osteogenik hücre)

2.14.1. Osteositler

Gelişimi tamamlanmamış olan kemiğin, ana hücreleridir. Osteoblastlardan gelişirler. Osteoblastlardan daha küçük yapılar olup, lakünalar içine yerleşmişlerdir. Bu kanaliküller içinde sitoplazmik uzantılar yaparak komşu hücrelerle ucuca gelirler.

Osteositlerin, kemik matriksinin devamlılığında ve vücut sıvılarının kalsiyum konsantrasyonunun dengelenmesinden sorumlu oldukları düşünülmektedir (152).

2.14.2. Osteoblastlar

Osteoblastlar, osteojenik hücrelerden meydana gelirler. Kemik matriksinin organik kısmının yapımından sorumludurlar. Osteoblastlar, kemik yapımı arttıkça matriks içinde gömülü kalırlar ve osteosit adını alırlar. Osteoblastların içerdiği alkalen fosfataz enzimi, matriks yapımı ve kalsifikasyonla da ilgilidir (150).

2.14.3. Osteoklastlar

Çok çekirdekli, hareketli ve çok büyük hücrelerdir. Osteoklastların buldukları bölgeler, rezorbsiyon alanı olarak kabul edilirler. Kemik dokusunda 'Howship Lakunaları' denilen çukurlarda bulunurlar. Osteoklastların görevi, hem kemiğin minerallerini hemde ekstrasellüler yapısını rezorbe etmektir (151).

2.14.4. Osteoprogenitör Hücreler

Periost çevresinde, havers kanalları çevresinde ve epifiz plağının yüzeyinde bulunan mezenkimal hücrelerdir. Osteoprogenitör hücreler, bölünüp çoğalarak osteoblast ve osteoklastlara dönüşebilmektedirler (150).

2.15. Kemik Tipleri ve Özellikleri

Diş hekimliğinde implant için uygun kemik oldukça önemlidir ve uygun görülen dişsiz sahanın yapısını ve hacmini tanımlar. Buna ek olarak, kemiğin kalite ve yoğunluk olarak tanımlanan içyapısında, kemiğin kuvvetini yansıtır. Dişsiz sahadaki uygun kemiğin yoğunluğu; tedavi planlamasında, implant tasarımında, cerrahi girişimde, iyileşme zamanında ve protetik yapım aşamasında, başlangıç kemik yüklemesi ile ilgili belirleyici bir faktördür (153).

Kemik, ekstrasellüler madde üzerine inorganik tuzların çökelmiş olduğu, bu şekilde sağlamlık, esneklik gibi fiziksel özellikler kazanmış bir bağ dokusudur. Kemik yoğunluğuna göre, kortikal (kompakt) ve trabeküler (spongioz) kemik olmak üzere iki tiptir (154). Trabeküler kemik, kortikal kemiğin altında bulunan poröziteli bir yapıda olup, kortikal kemiğe göre yoğunluğu az ve daha az sertliktedir. Kortikal

kemik ise yoğun bir özelliğe sahip, en dışta olan ve trabeküler kemiği çevreleyen tabakadır (155).

2.15.1. Kompakt Kemik

Kortikal kemiğin mekanik özellikleri, porözite oranı, mineralizasyon seviyesi, yoğunluğu, kollajen lif oluşumu ve deformasyon hızı gibi faktörlere bağlıdır. Elastisite modülü yüksektir, bu yüzden kuvvetlere karşı dayanımı da fazladır. Kortikal kemiğin en yüksek kuvvet dayanımı, basınç gerilmesi için 170 MPa ve çekme gerilmesi için 100 MPa'dır (153,156,157).

2.15.2. Spongiöz Kemik

Trabeküler kemiğin mekanik özellikleri, gözeneklilik oranı (porözite), anizotropisi (farklı yönlerde farklı özelliklere sahip olma durumu) ve bireysel trabeküler dokuların malzeme (organik ve inorganik) özelliklerine bağlıdır. Trabeküler kemiğin kuvvet dayanımı, çekme ve basınç gerilmelerinde aynıdır ve yaklaşık 2-5 MPa arasındadır (154,156).

Kemik kalitesi implant başarısı için, hem cerrahi hem de fonksiyonel aşamalarda en önemli faktör olarak kabul edilmektedir. Bu nedenle zayıf kalitedeki bir kemikte aşırı yükler, implant ömrü için klinik olarak endişe verici bir duruma neden olabilir (157).

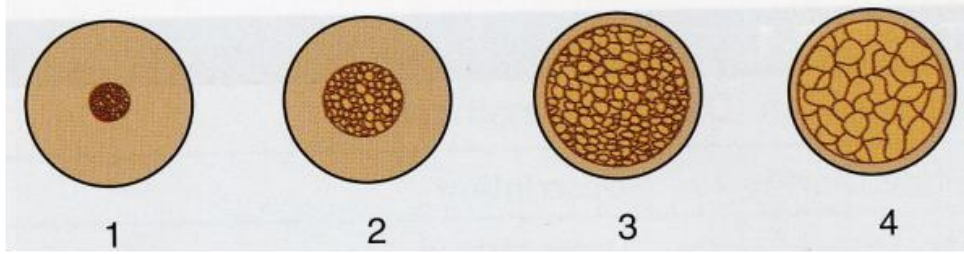
2.16. Kemiğin Sınıflandırılması

Günümüzde kullanımı yaygın olan ve en çok referans gösterilen 2 kemik sınıflandırması vardır. İlki Lekholm ve Zarb (1985) sınıflandırması, ikincisi ise Misch'in (2011) yapmış olduğu sınıflandırmadır (158,159).

Kalan kemik, olmayan diş sayısına bağlı olmadan çenenin her bölgesinde bukkal kortikal kemiğin kaybına neden olacak şekilde maksillada palatal bölgeye, mandibula da linguale doğru yer değiştiren kemiktir. İlerleyen zamanda maksillada orta hata doğru rezorbsiyon ilerlerken, alt çenede bazal kemiğin alveol kretten daha geniş olmasından dolayı rezorbsiyon fasiyale doğru genişler (160).

2.16.1. Lekholm ve Zarb' a göre kalan kemiğin sınıflandırılması:

Lekholm ve Zarb'ın 1985'te yaptıkları, kemiğin formu ve kalitesi olarak ayrılmış klasik kemik sınıflandırılması popülerliğini korumaktadır (158).



Şekil-1: Lekholm ve Zarb'a göre kalan kemik klasifikasyonu (158).

Ayrıca bu klasifikasyonda kemik şekil açısından;

1. Alveolar kretin çoğu mevcut
2. Orta seviyede rezidüel alveolar kemik rezorpsiyonu
3. İleri seviyede rezidüel alveolar kemik kaybı sadece bazal kemik mevcut
4. Bazal kemikte rezorpsiyon başlangıcı
5. Kemik kaybı bazalde ileri düzeyde olarak sınıflandırılmıştır.

Kemik kalitesine göre;

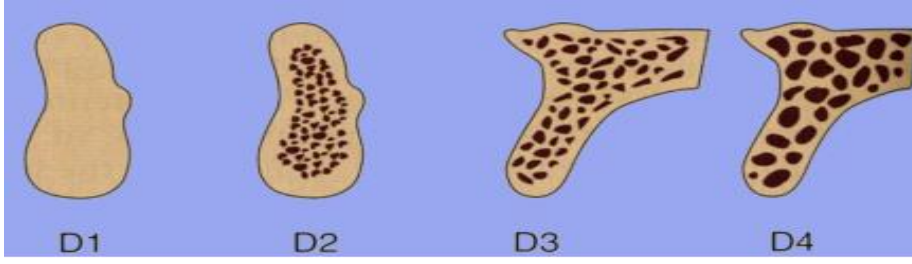
Tip I (Q 1) kemik: Homojen kompakt kemik

Tip II (Q 2) kemik: Yoğun trabeküler kemiği saran kalın kortikal kemik

Tip III (Q 3) kemik: Yoğun trabeküler kemiği saran ince kortikal kemik

Tip IV (Q 4) kemik: Düşük yoğunlukta trabeküler kemiği çevreleyen ince kortikal kemik olarak kalsifiye edilmiştir.

2.15.2. Misch'e göre kalan kemiğin sınıflandırılması(159):



Şekil-2: Misch'e göre kalan kemiğin sınıflandırılması (159).

D1: Yoğun kortikal kemik. Dişsiz anterior mandibulada görülür.

D2: Kalın trabeküler kemiğin üzerinde kalın kortikal kemik. Anterior-posterior mandibula, anterior maksillada ve nadiren posterior maksillada görülür.

D3: Dışta ince poröz kortikal kemik ve içte ince trabeküler kemik. Anterior ve posterior maksilla, posterior mandibula ve anterior mandibulada görülür.

D4: Hemen hemen hiç kortikal kemik yok ve ince trabeküler kemik neredeyse tüm kemik hacmini oluşturur. Sıklıkla posterior maksillada bulunur.

D5: Mineralizasyonu tamamlanmamış, immature kemik bulunur.

2.17. Kalan Kemik yoğunluğunun Bilgisayarlı Tomografide Belirlenmesi (Tablo-2) (159):

Kemik Yoğunluğu	Hounsfield ünite
D1	> 1250 Hounsfield ünite
D2	850- 1250 Hounsfield ünite
D3	350- 850 Hounsfield ünite
D4	150-350 Hounsfield ünite
D5	<150 Hounsfield ünite

Hounsfield skalası, Sir Godfrey Hounsfield (1980), tarafından adlandırılmıştır.+ 1000'den – 1000 'e kadar geniş bir aralıkta olan bu skalaya Hounsfield skalası, bu skaladaki sayılara da Hounsfield üniti (HÜ) adı verilir. Suyun attenüasyon (azalma) değerinin sıfır olduğu bu skalada, yumuşak doku, hematoma,

kalsifikasyon, kemik gibi attenüasyon değeri yüksek olan yapılar skalanın pozitif tarafında, yağ ve hava gibi attenüasyon değerleri sudan daha düşük seviyede olan maddeler de skalanın negatif tarafında bulunurlar. Örnek vernek gerekirse; yumuşak dokuların yoğunluğu +40 ile +60 HÜ; yağ dokusunun ise –60 ile –100 HÜ arasında bulunmaktadır. Hava –1000 HÜ değerindedir (161).

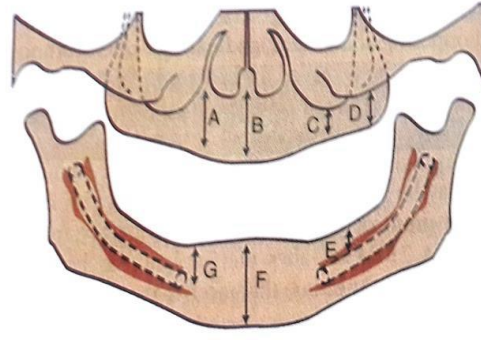
2.18. Varolan Kemik

Varolan kemik, implantın yapılacağı dişsiz bölgedeki kemik miktarıdır (160).

1. Varolan kemik yüksekliği
2. Varolan kemik genişliği
3. Varolan kemik uzunluğu
4. Varolan kemik açısı

2.18.1. Varolan kemik yüksekliği

Kullanılabilir kemik yüksekliği, dişsiz kret tepesi ile karşıt anatomik nokta arasında ölçülür. Maksilla ve mandibulada anterior bölgelerde varolan kemik yüksekliği, posterior bölgelerden daha fazladır (160). Çünkü posterior bölgelerde maksiller sinüs ve inferior alveolar siniryüksekliği azaltmaktadır. Maksiller kanin eminens bölgesi, genellikle diğer anterior maksillar bölgelerden daha fazla kullanılabilir kemik yüksekliğine sahiptir. Maksiller 1. premolar bölgesinde 2. premolar bölgesinden ve 2. premolar bölgesinde ise molar bölgesinden daha fazla kullanılabilir kemik yüksekliği vardır. Mandibular 1. premolar bölgesi mental foramenin önünde yer alır, ancak bazen anatomik olarak mandibular sinir forameninden çıkmadan önce yukarı çıkıp distale doğru yönelerek yüksekliği kısıtlayabilmektedir (Şekil-3) (159).



Şekil-3: Varolan kemiğin yüksekliği. A: Karşı taraftaki landmark kanin bölgesinde, B: Nazal kavite tabanı, C:Maksiller sinus, D:Tüberler, E:Mandibular kanalın üzerindeki kemik, F: Anterior mandibula, G: Mandibular kanin bölgesi (159).

2.18.2. Varolan Kemik Genişliği

Varolan kemik genişliği, implant yerleştirilecek kemiğin kret bölgesinin fasiyal ve lingual yönleri arasındaki mesafedir. Diş kayıplarından sonra kret tabanı kret tepesinden daha geniş kemik anatomisine sahip olur. Alt çene anterior bölgesindeki dişlerin kaybedilmesinden sonra, kret labialden daha fazla rezorbe olduğu için kum saati görüntüsü oluşturur. Dental implantların başarısında, varolan kemik yüksekliği elde edildikten sonra, bir diğer önemli faktör yeterli kemik genişliğinin sağlanmasıdır. Çapı 4 mm olan bir dental implantın uzun ömürlü olabilmesi için, varolan kemik genişliği en az 6 mm olmalıdır (159,162).

2.18.3. Varolan Kemik Uzunluğu

Daimi diş kaybından sonra kalan kemiğin mesiodistal yöndeki mesafesidir. Bu mesafede komşu dişler ve implantlarla sınırlandırılmaktadır. Başarılı bir implant için uygulanacak kural şöyledir, yerleştireceğimiz implant ile komşu diş arasında en az 1.5 mm, komşu implantla ise en az 3 mm mesafe olmalıdır (159,162).

2.18.4. Varolan Kemik Açısı

Kemik açısı, varolan kemik için dördüncü belirleyici olandır. Kemik açısı, oklüzal düzlem ile doğal dişin kökü arasında kalan açıdır. Bu açı, diş kayıplarından sonra kemik rezorbsiyonları ile değişmekte ve endosteal implantasyonda dikkat edilmesi gerekmektedir. Kemik rezorbsiyonlarından sonra implantasyon yapılırken

mandibular anteriorda labial undercutlara, posteriorda sublingual fossalara dikkat etmek gerekir. Bu kısıtlamalar gözönüne alınarak, endosteal implantlar uygun açılarla yerleştirilmelidirler (159,162).

2.19. Varolan Kullanılabilir Kemik Sınıflandırılması

2.19.1. Divizyon A (Yeterli Kemik)

Diş çekiminden kısa süre sonra varolan kemiktir. Yeterli kemik birkaç yıl kalır, ancak interseptal ve krestal kemik 2 yılın sonunda %30 oranında genişliğini kaybeder. Divizyon A yükseklik, genişlik ve uzunluk bakımından bol kemiktir (159,162).

Divizyon A boyutları

- ≥ 5 mm genişlik
- ≥ 12 mm yükseklik
- ≥ 7 mm uzunluk
- ≤ 30 derece açılanma
- ≥ 15 mm kron yüksekliği

2.19.2. Divizyon B (Ancak Yeterli Kemik)

Alveolar kemik rezorbe olurken, öncelikle fasiyal bölgeden başlar. Üst çenede palatal bölgede kemik yoğunluğu fasiyalden daha fazladır. Mandibulada posterior kısım, anteriordan önce divizyon B'ye ulaşır. Maksillada sinüs ekspansiyonundan kaynaklı kullanılabilir kemik azdır. Çenelerin posteriorları, anteriorlarından önce divizyon C'ye ulaşırlar (159,162).

Divizyon B boyutları

- 2.5-5 mm genişlik
- ≥ 12 mm yükseklik
- ≥ 6 mm uzunluk
- ≤ 20 derece açılanma
- ≥ 15 mm kron yüksekliği

Divizyon B tedavi seçenekleri

- Osteoplasti
- 12 mm den daha fazla kemik yüksekliği varsa A ya dönüşür.
- Divizyon B'de implantlar yerleştirilebilir.
- Greftleyerek divizyon A' ya dönüşür.

2.19.3. Divizyon C (Yetersiz Kemik)

Kemik bir ya da daha fazla boyutta yetersizdir. Tamamen dişsiz üst çenede tedavi seçeneği, hareketli protezlerdir (159,162):

Divizyon C boyutları;

- 0-2.5 mm genişlik
- <12 mm yükseklik
- >30 derece açılanma
- >15 mm kron yüksekliği

Divizyon C tedavi seçenekleri

- Osteoplasti
- Kök şeklinde implantlar
- Subperiostal implant
- Greftleme

2.19.4. Divizyon D (Defektli Kemik)

Divizyon D kretler, yaygın atrofiye kretler olarak tanımlanırlar. Bazal kemikte de rezorbsiyon vardır. Kemik augmentasyonu yapılmadan, implant yapılması imkansızdır. Daha çok otojen iliak greft önerilmektedir (159,162).

Divizyon D kemik boyutları;

- Yaygın atrofi
- Bazal kemik kaybı
- Düz maksilla
- Kalem inceliğinde mandibula

➤ >20 mm kron yüksekliği

2.20. Kuvvet Analiz Yöntemleri

Cismin üzerine gelen kuvvetlerin hangi bölgelerde yoğunlaştığını görmek ve uygulamalar esnasında o cismin daha dirençli ve kuvvetli olabilmesi için, şeklinin nasıl olması gerektiğini önceden saptayabilmek amacıyla, çeşitli kuvvet analizleri yapılır (163,164).

Diş hekimliğinde kuvvet analiz yöntemleri şu şekilde sınıflandırılmıştır:

1. Gerilim ölçer kuvvet analiz yöntemi,
2. Fotoelastik stres analiz yöntemi,
3. Holografik interferometre (Lazer Işınları) ile kuvvet analiz yöntemi,
4. Kırılğan vernikle kaplama tekniği ile kuvvet analiz yöntemi,
5. Radyoteleometri ile kuvvet analizi,
6. Termografik kuvvet analiz yöntemi ve
7. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemidir (165).

2.20.1.Gerilim Ölçer (strain gauge) Kuvvet Analiz Yöntemi

Gerilim ölçer, yapıların herhangi bir kuvvetle etkileşimde olmaları sonucu iç yapılarında meydana gelen doğrusal form değişikliklerinin belirlenmesinde kullanılan aletlerdir. Bu aletlerin değişik özelliklere sahip formları vardır. Bunlar; mekanik, mekanik-optik, optik, akustik, elektrik ve elektronik gerilim ölçerlerdir. Gerilim ölçer; protezlerde, implantlarda ve dişlerde meydana gelen in vivo ve in vitro değerlendirmelerde kullanılmaktadır (166).

2.20.2. Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi

Fotoelastik yöntem, saydam cisimler içinden geçmekte olan polarize ışığın çift kırılması olayına dayanan optik bir olaydır. Fotoelastik stres analiz yönteminde, incelenecek yapının fotoelastik özelliklere sahip olan maddenin modeli elde edilir. Sonrasında yüklenmiş materyallerden polarize ışık geçtiğinde, maddeyi farklı hızlarda

geçen dikey titreşimlere dönüşür ve bu faz farkı da ‘Polariskop’ cihazıyla tespit edilir. Fotoelastik stres analiz yönteminde stres alanlarının ölçümü direkt yoldan elde edildiği için, bu teknik sonlu eleman analizinin tammalayıcısı rolündedir (167).

Fotoelastik analiz yönteminin üç temel tekniği bulunmaktadır (165);

1. Fotoelastik kaplama tekniği
2. İki boyutlu fotoelastik analiz tekniği
3. Üç boyutlu fotoelastik analiz tekniği

2.20.3. Holografik İnterferometre (Lazer Işınları) ile Kuvvet Analiz Yöntemi

Hologram, cisimlerin üç boyutlu görüntüsünü elde etmek için kullanılan ve bir koharent ışık kaynağından çıkan iki ışının karşılıklı etkisiyle oluşturduğu mikroskopik girişim saçaklarının kaydedilmesi işlemidir. Kayıt esnasında koharent ışık kaynağı olarak, lazer kullanılır. Günümüzde ışık kaynağı olarak He-Ne, Argon, Kripton ve Diyot gibi lazerler kullanılmaktadır. Bu yöntemle gerilime bağlı yüzey deformiteleri analiz edilebilir. Çoğunlukla çift poz holografik interferometre yöntemi kullanılır (165,168).

2.20.4. Kırılma Vernikle Kapsama Tekniği ile Kuvvet Analiz Yöntemi

Bu yöntemde, analizi yapılacak modelin üzerine özel bir vernik sürüldükten sonra fırınlanıp yüklenmesi sağlanır. Kuvvetin fazla olduğu bölgede izlenen çatlaklar, kuvvet hatlarının doğrultusunu göstermektedir (169).

2.20.5. Radyotelemetri ile Kuvvet Analizi

Bu yöntem, bir yazılım ve donanım aracılığıyla üretilen verilerin, başka bir materyale bağlantısı olmadan iletimi üzerine kurulmuştur. Bu kuvvet analiz tekniğinde; radyotransmitter, bir güç kaynağı, alıcı, materyale yapışan gerilimi ölçerler, gerilimölçer yükselticisi, anten ve bir veri kaydedici kullanılmaktadır. Gerilim ölçerlerde meydana gelen direnç farklılıkları, voltaj düşmelerine neden olmakta ve bu da radyoelementlerin frekansını etkileyerek sonuçlar oluşturmaktadır (165,170).

2.20.6. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi

Bu yöntem bir kuvvet karşısında materyalin içerisinde oluşan moleküler düzeydeki ısı değışikliklerinin ölçülmesi olarak tanımlanabilir. Lord Kelvin (1853) ilk olarak 1853 yılında, elastik katı cisimlerde elastik deformasyon ile sıcaklık değışimi arasında termodinamik ilişki kurmuştur (165).

2.20.7. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi (FEM)

Sonlu elemanlar yöntemi "parçadan bütüne gitme" prensibini baz almaktadır. Sonlu eleman; iki veya üç boyutlu yapıların bir parçası veya bir bölgesidir. Bu yöntemin ilk ve yaygın olarak kullanıldığı alan "gerilme analizi"dir. Geliştirilmesi ile ısı analizi, akışkan analizi, piezoelektrik analizi, elektrik analizi vb. alanlarda da kendisine yer bulmuştur (171).

Bu analiz yöntemi, 1950 senesinde uzay mühendisliğinde ilk defa kullanılmaya başlanmıştır. Bu analiz yöntemi ile alakalı ilk makale Turner ve arkadaşları (1956) tarafından yayımlanmıştır. Teknolojinin gelişmesine paralel olarak 1970'li yıllarda olgun hale gelen yöntem günümüzde makine, elektrik, uçak, inşaat, hidrodinamik, atom gibi çeşitli mühendislik alanlarının yanında, tıpta ortopedi, kalp ve damar cerrahisi, estetik cerrahi dallarında da kullanılmaya başlanmıştır (172,173).

Sonlu elemanlar stres analiz yönteminde varolan problemlere cevap bulmak amacıyla; elimizde varolan tüm sistemin şekilsel işlevlerini kullanılarak çok daha küçük ve basit parçalara, çeşitli kurallara dayanarak cevap bulmaktır. Bu nedenle bütün cismin elemanlara bölünebilmesi ve bir ağ yapısına ihtiyaç duyulmaktadır. Cismin boyutuna ve geometrisine uygun olarak seçilmiş elemanların bölünmüş haline "sayısal model" denilmektedir (174). Sayısal modeli oluşturan elemanların birbirlerine temas ettiği yüzeylerde, düğüm noktaları oluşturulmaktadır. Mümkün olduğunca çok sayıda eleman kullanmak, kuvvet dağılımının daha duyarlı ölçülebilmesi açısından önemlidir. Belirli bir başlangıç noktasına göre tüm düğümlerin x, y, z eksenleri üstündeki koordinatları saptanarak bilgisayara aktarılmaktadır. Ayrıca, geometrik şekli oluşturan tüm elemanların malzeme özelliklerini belirleyen, poisson oranı ve elastisite modülü değerleri bilgisayar programına tanıtılmaktadır. Elde edilen matematiksel modelde, düğüm noktalarına

dışarıdan gelecek en basit etkilerin ve sınır koşullarının uygulanmasıyla ortaya çıkan değişiklik durumları için matrisler oluşmakta, bu matrisler bilgisayar aracılığıyla çözülmektedir (175). Bu teknikle her bir elemandaki ve dolayısıyla elemanların oluşturdukları cismin tamamındaki gerilme ve şekil değiştirmeler elde edilmektedir (176).

Dental materyallere benzer kompleks geometriye sahip materyallerin analizlerini yapmak oldukça zordur. Sonlu elemanlar analiz yöntemi, karmaşık geometriye sahip materyallerin kolaylıkla analizinin yapılmasına olanak sağlayan bir yöntemdir. 1960'ların sonunda Ledney ve Huang isimli araştırmacıların (1968), bir diş modelini matematiksel olarak oluşturması ile kullanılmaya başlanan sonlu elemanlar stres analiz yöntemi, 1970'li yıllarda Farah ve arkadaşlarının (1974) yaptığı çalışmalarla diş hekimliğindeki yerini almaya başlamıştır. Diş hekimliğinde implant alanında ilk kez FEM, 1976 yılında Weinstein ve arkadaşları tarafından kullanılmış ve hızlıca bu alanda uygulanmıştır (177,178).

Abaqus Explicit, Ansys, Dytran, Femfat, Hypermesh, Ls-dyna, Madymo, Magmasoft, MSC Nastran, Pro mechanical, Star-CD, Tosca, Unigraphics gibi yazılım programları sonlu eleman analizinde kullanılmaktadır (179,180).

Sonlu eleman stres analiz yönteminin özellikleri (181);

- Karmaşık geometriye sahip yapılar için uyumluluk
- Değişik yapısal problemler için uyumluluk
- Teorik temellerin güvenilirliği
- Doğruluğun güvenilirliği ve
- Hesaplama verimliliğidir.

Sonlu elemanlar stres analizinde sonuçların doğru olmasında etkili olan faktörler vardır. Bunlar (176);

1. Cismin geometrisi
2. Sınır koşulları
3. Fonksiyonel yükleme ve

4. Materyal özellikleridir.

2.20.7.1. Sonlu elemanlar stres analizi avantajları

1. Analizler tekrarlanabilir ve yapı modeli ile yüklenen kuvvet üzerinde değişiklikler yapılabilir.
2. İnsan materyaline ihtiyaç duyulmaz ve maksimum standardizasyon sağlar.
3. Cismin bir veya birden çok bölgesi incelenebilir.
4. Sınır şartları kolayca uygulanabilir.
5. Yöntemin çok yönlülüğü ve esnekliği sayesinde karmaşık yapılarda sebep-sonuç ilişkilerinin hesaplanması etkin şekilde kullanılabilir.
6. Analizler sonucu elde edilen verilerin daha anlaşılır olması için renk skalası kullanılarak görselleştirme uygulanabilir.
7. Analitik ve deneysel metodlardan çok daha hassas sonuçlar vermektedir.
8. Daha az zaman alıcıdır (181-184).

2.20.7.2. Sonlu elemanlar stres analizi dezavantajları

1. Analizlerin yapılabilmesi için gerekli olan donanıma sahip bilgisayar ve software programlarının maliyet ücretleri fazladır.
2. Gelişen teknolojiyle doğru orantılı olarak, mevcut olan software programlarının düzenli olarak güncellenmesi gerekmektedir.
3. Bu yöntemler; yapılan araştırmaların doğruluğu, malzeme özelliklerinin sisteme yüklenmesi gibi kilit noktalara bağlıdır.
4. Bu analizleri yapmak için uzman kişilere ihtiyaç olmasıdır (181-185).

2.20.7.3. Sonlu elemanlar stres analizinin aşamaları

➤ Preprocessing (Yapının modellenmesi ve elemanlara bölünmesi)

Analizde kullanılacak tüm yapılar öncelikle bilgisayar ortamına aktarılarak, bir geometrik model elde edilir. Elde edilen geometrik model, bilgisayar ortamında CAD (Computer Aided Design) programı ile elde edilir (185). Üç boyutlu bilgisayarlı tomografi tarayıcısı veya üç boyutlu lazer tarayıcısından faydalanılabilir. Hazırlanan geometrik model, mümkün olduğunca fazla sayıda elemana bölünür. Elemanlar tek boyutlu (düz çizgiler), iki boyutlu (üçgenler, eşkenar dörtgenler) veya

üç boyutlu (piramit veya tuğlaya benzer şekilli) veya daha değişik şekillerde olabilirler. Elemanların birbirlerine bağlandıkları noktalara düğüm (node), tüm yapıya ise ağ (mesh) denmektedir (186). Model, gerçek bir cismin matematiksel modeli olduğu için, doğal davranışın tüm detaylarını yansıtmayabilir. Ancak, model bilgisayar ortamında olduğu için değişkenler ve yükleme koşulları istenildiği gibi değiştirilebilir (187,188).

➤ **Analiz Verilerinin Yüklmesi**

Elde edilen katı modelde olan farklı elemanların materyal özellikleri, yükleme koşulları ve sınır şartları programa yüklenir. Bulunması gereken minimum materyal özellikleri, poisson oranı ve young modülü iken, inceleme konusuna göre genleşme katsayısı, sürtünme katsayısı, termal iletkenlik gibi değerlerde sisteme yüklenip kullanılabilir. Elde edilen modelde oluşturulan düğüm noktalarından belirli olanlar seçilerek bu noktalardan model sabitlenir ve sağlanan yer değiştirme kısıtlamaları ve yükleme koşulları, sınır şartları belirlenmiş olunur (187-189).

➤ **Post-processing (Analizlerin Çözümlemesi)**

Modelde elde edilen her elemanın iç çözümlemesinden tüm yapının çözümlemesine bilgisayar programları kullanılarak erişilir. Bu sebeple, diğer çalışmalarda elde edilen değerler gibi bu değerlerin istatistiksel analizi yapılamamaktadır. Ortaya çıkan veriler özverili şekilde incelenir ve yorumlanır. Sonlu eleman analiz yönteminde ortaya çıkan stres değerleri sayısal olarak doğru sonuçlar vermeyebilir; ancak stres dağılımının hangi bölgede ve stres miktarının ne kadar olacağı sorularına net biçimde cevap bulunabilir. Bu veriler ile asal gerilimler (principal stresses), eksensel gerilimler (axial stresses), yer değiştirme değerleri (displacements), deformasyon değerleri veya eşdeğer gerilimler (equivalent stresses) gibi farklı değişkenlere ait veriler elde edilir (187-190).

3. MATERYAL METOD

Bu çalışmamız Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı ve Biksiyum Mühendislik Limited Şirketi ile birlikte yapılmıştır.

Bu çalışma Dicle Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından DİŞ.15.015 proje numarası ile desteklenmiştir.

Araştırmamızda, platform switching tasarımına sahip 2 farklı implant modeli ile çalışılmıştır. Bunlardan ilki, Tapered Internal Plus Implant (TIPI; Biohorizons®, USA); 3.8 mm, 4.6 mm çapında ve 10.5 mm uzunluğunda 2 implant, ikinci model ise Dual Fit Implant (DF; Alpha-BioTec®, İsrail); 3.75 mm, 4.2 mm çaplarında ve 10 mm uzunluğunda 2 adet olmak üzere toplam 4 implant modeli kullanıldı.

İmplantların yerleştirileceği maksiller ve mandibular kemik modelleri tasarlandı. Next Engine 3D lazer tarayıcı ve Rhinoceros 4.0 yazılım programı kullanılarak endosteal implantlar, abutmentlar (düz ve 25° açılı) ve protetik üst yapılar bilgisayar ortamında 3 boyutlu katı model haline getirildi. Protetik üst yapıda belirli noktalardan, vertikal ve oblik (30° açılı) kuvvet uygulanarak, toplamda 32 model elde edilmiş ve 70 adet analiz yapılmıştır.

Yükleme sonunda endosteal implantların boyun bölgesinde ve farklı yoğunluktaki kemik modellerinde oluşan stres değerleri, 3 boyutlu modelleme ve sonlu elemanlar stres analiz yöntemi (SESA) kullanılarak incelendi. 3 boyutlu modelleme ve sonlu elemanlar stres analiz yönteminde; Intel Core i7 4720HQ 2.6GHz/ 3.6 Ghz işlemci, 2T + 128GB SSD Hard disk, 16GB RAM donanımlı ve Windows® 8.1 işletim sistemi olan bilgisayar, Rhinoceros 4.0 3 boyutlu modelleme yazılım programı (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA), Next Engine lazer tarayıcısı (Next Engine, Inc. 401 Wilshire Blvd., Ninth Floor Santa Monica, California 90401) ve ANSYS 14.0 analiz programı kullanılmıştır (Resim-8).



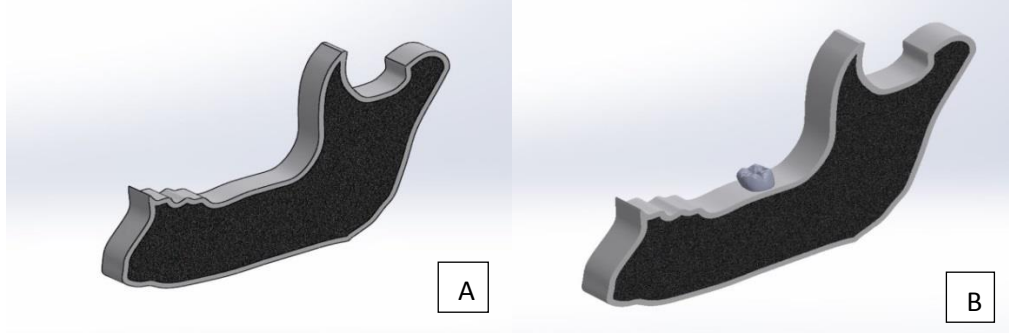
Resim-8: Next Engine 3 boyutlu lazer tarayıcı

3.1 Sonlu Elemanlar Stres Analizinde Yapıların 3 Boyutlu Modellemesi

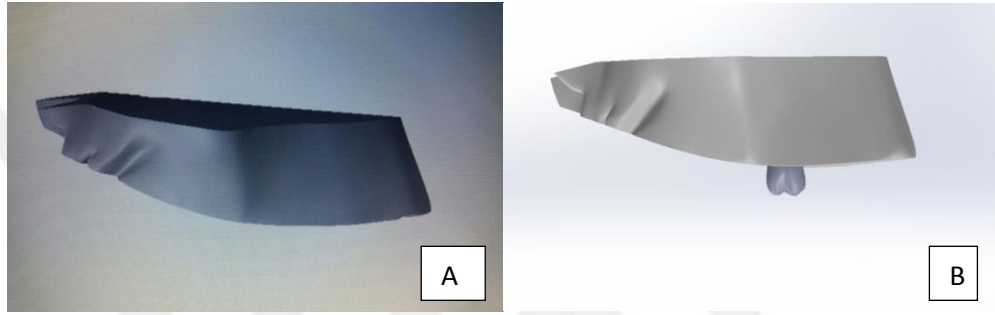
3.1.1. Kemik Yapılarının Modellemesi

Kemik modellemesinde maksiller ve mandibular 1. molar diş bölgeleri kullanılacağından, maksiller ve mandibular kemiği taklit edecek modelleri oluşturmak için 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 bilgisayarlı tomografi 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 örgüsünde, sadeleştirme araçları ile düşük hafıza tüketen ve düzgün oranlara sahip elemanlardan oluşan modellemeler yapılabilmektedir.

Öncelikle 30x20x10 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-4A,B) (Şekil-5A,B).



Şekil-4: A. Mandibulanın 3 boyutlu kemik modeli, B. Mandibulanın 3 boyutlu çalışma modeli



Şekil-5: A. Maksillanın 3 boyutlu kemik modeli, B. Maksillanın 3 boyutlu çalışma modeli

3.1.2. Abutment ve İmplant Yapılarının Modellemesi

Çalışmamızda; Alpha-BioTec (İsrail) firmasına ait Dual Fit implantların (DF) 3.75mm ile 4.2mm çapında ve 10mm boyunda 2 implant ile Biohorizons (USA) firmasına ait Tapered Internal Plus implantların (TIP) 3.8mm ile 4.6mm çapında ve 10.5mm boyunda olan 2 adet implant olmak üzere, platform switching tasarımına sahip 4 adet implant ve abutmentler, NextEngine 3 boyutlu lazer tarayıcısında (Next Engine, Inc. 401 Wilshire Blvd., Ninth Floor Santa Monica, California 90401), 3 boyutlu olarak tarandı (Şekil-6A,B)(Şekil-7A,B) .

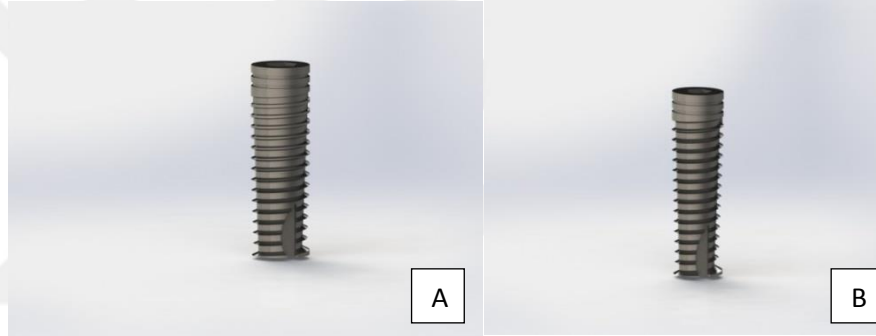
Bilgisayar ortamında taranmış olan implantlar, Rhinoceros 4.0 yazılım programı kullanılarak katı model haline getirildi.

İki farklı implant markasıyla çalışmamızın amacı; platform switching tasarımına sahip implantların boyun bölgesindeki kemik kaybının ne derecede olduğunu saptamak ve aynı zamanda bu iki implant modeli arasındaki farkı kıyaslamaktır.

İmplantlar kemik modellerine simetrik olarak yerleştirildi ve uygulandıkları kemik modellerinde % 100 osseointegre olarak kabul edildi.



Şekil-6: A.3.8mm çapında ve 10.5mm uzunluğunda Tapered Internal Plus (TIP) implant, B. 4.6 mm çapında 10.5 mm uzunluğunda uzunluğunda Tapered Internal Plus (TIP) implant.



Şekil-7: A. 3.75 mm çapında ve 10 mm uzunluğunda Dual Fit (DF) implant, B. 4.2 mm çapında ve 10 mm uzunluğunda Dual Fit (DF) implant.

3.1.2.1. Dental İmplantların Geometrik Özellikleri

Tapered Internal Plus İmplantın Özellikleri

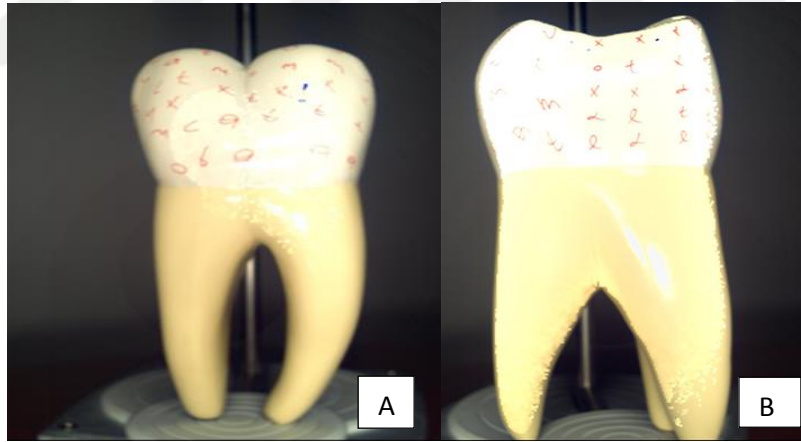
- ✓ Platform switching tasarımına sahiptir.
- ✓ İmplantın boyun kısmı laserlok teknolojisi ile dişeti ataçmanı yapışacak şekilde pürüzlendirilmiştir.
- ✓ Tersine açılı geniş yiv tasarımına sahiptir.
- ✓ 1.5 mm yüksekliğinde 6 duvardan oluşan internal hex bağlantısına sahiptir.
- ✓ 3.0 mm, 3.4 mm, 3.8 mm, 4.6 mm ve 5.8 mm çap alternatifi vardır.
- ✓ 7.5 mm, 9.0 mm, 10.5 mm, 12 mm ve 15 mm uzunluk alternatifi vardır.

DFI (Dual Fit Implant) özellikleri

- ✓ Platform switching tasarımına sahiptir.
- ✓ Koronalde mikro halkalar vardır.
- ✓ Core (çekirdek) tasarımı yiv tasarımına göre daha belirgindir.
- ✓ İnternal hex bağlantısına sahiptir.
- ✓ 1.2 mm yiv adımı vardır ve yivler apikal yönde artar.
- ✓ 3.3 mm, 3.75 mm, 4.2 mm ve 5.0 mm çap alternatifi vardır.
- ✓ 8 mm, 10 mm, 11.5 mm, 13 mm ve 16 mm uzunluk alternatifi vardır.

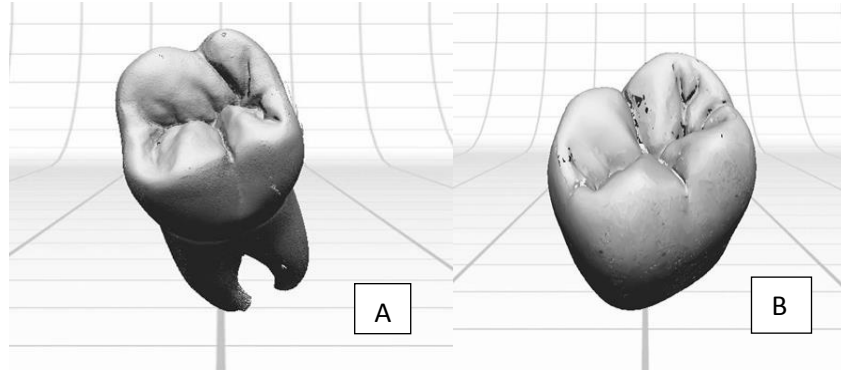
3.1.3. Kron ve Koping Modellemesi

İmplant destekli kron modellemesinde, Wheeler Diş Anatomi Atlası'ndaki mandibular 1. molar ve maksiller 1. molar diş boyutları kullanıldı (Tablo-3,4). Bu amaçla 8 kat büyütülmüş alçı modelden yapılmış mandibular ve maksiller 1.molar diş modelleri Next Engine 3D lazer tarayıcısı (Next Engine, Inc. 401 Wilshire Blvd., Ninth Floor Santa Monica, California 90401) ile tarandı (Resim-9A,B).



Resim-9: A. Mandibular 1. molar dişin Next Engine 3D tarayıcı ile taranması, B. Maksiller 1. molar dişin Next Engine 3D tarayıcı ile taranması.

Next Engine cihazıyla birlikte kullanılan ScanStudio Core programı ile de hizalama, birleştirme ve temizleme işlemleri yapıldı. Oluşturulan 3 boyutlu veriler vrml, ucd, obj, stl formatında kaydedildi. Stl formatında elde edilen veriler Rhinoceros 4.0 yazılımına aktarıldı ve 3 boyutlu katı kron modelleri oluşturuldu (Resim-10A,B).



Resim-10: A. Maksiller 1. molar dişin taranması sonucu elde edilen 3 boyutlu görüntü, B. Mandibular 1. molar dişin taranması sonucu elde edilen 3 boyutlu görüntü.

Aynı şekilde kron ile uyumlu olarak abutment ve kopingler oluşturuldu. Üst protetik yapının elemanları (koping, kron, abutment) arasındaki uyum, Rhinoceros 4.0 yazılımı ile sağlandı. İmplant üst yapısı olarak, metal destekli porselenler kullanıldı. Metal alt yapı olarak, krom-kobalt alaşım (Wiron 99; Bego, Bremen, Almanya) ve feldspatik porselen (Ceramco II; Dentsply, Burlington, ABD) tercih edilmiştir. Feldspatik porselenin kalınlığı en az 2 mm ve koping kalınlığı da (krom-kobalt alaşımdan oluşan metal kalınlığı) 0.8 mm olarak hazırlanmış ve üst yapıda kullanılmıştır. Protetik üst yapı olarak Wheeler Diş Anatomi Atlası'ndaki mandibular ve maksiller 1. molar dişin kron boyutları kullanılmış ve bu boyutlar aşağıdaki tablolarda gösterilmiştir (Tablo-3,4) (191).

Mandibula 1. Molar Dişin Kron Boyutları	Serviko-oklüzal uzunluk: 7.5 mm
	Mesio-distal uzunluk(kronal): 11 mm
	Mesio-distal uzunluk (servikal): 9 mm
	Bukko-lingual uzunluk (kronal): 10.5 mm
	Bukko-lingual uzunluk (servikal): 9 mm

Tablo-3: Wheeler Diş Anatomi Atlası'ndaki mandibular 1. molar dişin kron boyutları(191).

Maksilla 1. Molar Dişin Kron Boyutları	Serviko-oklüzal uzunluk: 7.5 mm
	Mesio-distal uzunluk(kronal): 10 mm
	Mesio-distal uzunluk (servikal): 8 mm
	Bukko-palatinal uzunluk (kronal): 11 mm
	Bukko-palatinal uzunluk (servikal): 10 mm

Tablo-4: Wheeler Diş Anatomi Atlası'ndaki maksiller 1. molar dişin kron boyutları (191).

Çalışmamızda kullanılacak tüm materyallerin (kortikal ve spongioz kemiğin, titanyum implantların, krom-kobalt alaşımının, feldspatik porselenin, polikarboksilat simanın) elastik modülleri ve poisson oranları, bilgisayar sistemine girilerek optimuma yakın sonuçlar elde edilmesi hedeflenmiştir. Aşağıdaki tabloda ilgili materyallerin elastik modülleri ve poisson oranlarını gösterilmiştir (Tablo-5).

Materyal	Elastisite Modülü (Gpa)	Poisson Oranı	Kaynak
İmplant & Abutment & Vida	Alpha-BioTec® (İsrail): 113.8 Biohorizons® (USA): 115	;0.342 ;0.35	Alpha-BioTec® (İsrail) Biohorizons® (USA)
Kortikal kemik	13.7	0.3	128 (Baggi ve ark.2008)
Spongioz Kemik	1.1	0.3	192 (Cibirka ve ark. 1992)
Feldspatik porselen	82.8	0.35	193 (Papavasilliou ve ark. 1997)
Krom-kobalt alaşımı	218	0.33	194 (Hojjatı ve ark. 1990)
Polikarboksilat Simanı	5	0.35	195 (Samir EB. 2001)

Tablo-5: Çalışmadaki materyallerin elastisite modülü ve poisson oranları (128,192-195).

3.2. Çalışma Sınırlarının Belirlenmesi

Yerleştirilen implantların üst yapısı, normal endosteal implantların üst yapısına uygun olarak oluşturuldu. Sentrik oklüzyon taklit edilerek; mandibular 1. molar dişin bukkal tüberkülüne, mesial ve distal fossasına 100'er N (Newton) olmak üzere 300 N'luk kuvvet, vertikal ve oblik (30° açılı) yönde uygulandı. Aynı şekilde maksiller 1. molar dişin palatinal tüberkülüne, mesial ve distal fossasına da 100'er N (Newton) olmak üzere 300 N'luk kuvvet, vertikal ve oblik (30° açılı) yönde uygulandı.

3.3. Çalışma Modellerinin Hazırlanması

Tapered Internal Plus Implant grubunda (TIP; Biohorizons[®], USA), 3.8 mm, 4.6 mm çapında ve 10.5 mm boyunda 2 adet implant, Dual Fit Implant grubunda ise (DF; Alpha-BioTec[®], İsrail), 3.75 mm, 4.2 mm çapında ve 10 mm boyunda 2 implant olmak üzere, toplamda platform switching tasarımına sahip 4 adet implant Next Engine 3D lazer tarayıcısıyla taranıp, Rhinoceros 4.0 yazılımıyla implantların 3 boyutlu solid (katı) modelleri bilgisayar ortamında oluşturulmuştur.

İmplantlar kemik modellerine yerleştirildikten sonra, düz ve 25⁰ açılı abutment üzerine metal alt yapı ve feldspatik porselen yerleştirilmiş ve üst yapılar, polikarboksilat simanı ile implantın üzerine simante edilmiştir. İmplant ve üst yapıları kemik modeline sanal ortamda yerleştirildikten sonra, ANSYS 14.0 programıyla stres analizleri gerçekleştirilmiştir.

Analizler öncesinde 32 çalışma modeli hazırlanmış ve aşağıdaki tablolarda gösterilmiştir (Tablo-6). İmplant ve kemik üzerinde olmak üzere toplamda 70 stres analiz değeri elde edilmiştir. Bu değerler, Von-Misses stres değerleri olarak elde edilip yorumlanmıştır. Von Misses stres gerilmeleri tüm yönlerde oluşan normal ve kayma gerilmelerinin bileşkesidir. Bu gerilme, implant materyalinde ve kemik dokusunda meydana gelebilecek hasarı incelemek açısından önemlidir. Bu şekilde kalıcı deformasyon meydana gelip gelmeyeceği, kemikte rezorbsiyonun olup olmayacağını saptamak mümkün olabilmektedir.

Bizde, implantın boyun çevresindeki kemikte rezorbsiyonun ne oranda olacağını görmek amacıyla Von Misses stres kavramından yararlanarak analizleri değerlendirdik.

Model	İmplant Türü	İmplant Çapı	Abutment Açısı	Uygulanan Kuvvet Yönü	Kemik Tipi
Model 1	TIPI	3.8 mm	Düz	Vertikal	Maksilla
Model 2	TIPI	3.8 mm	Düz	30° Oblik	Maksilla
Model 3	TIPI	3.8 mm	25° Açılı	Vertikal	Maksilla
Model 4	TIPI	3.8 mm	25° Açılı	30° Oblik	Maksilla
Model 5	TIPI	3.8 mm	Düz	Vertikal	Mandibula
Model 6	TIPI	3.8 mm	Düz	30° Oblik	Mandibula
Model 7	TIPI	3.8 mm	25° Açılı	Vertikal	Mandibula
Model 8	TIPI	3.8 mm	25° Açılı	30° Oblik	Mandibula
Model 9	TIPI	4.6 mm	Düz	Vertikal	Maksilla
Model 10	TIPI	4.6 mm	Düz	30° Oblik	Maksilla
Model 11	TIPI	4.6 mm	25° Açılı	Vertikal	Maksilla
Model 12	TIPI	4.6 mm	25° Açılı	30° Oblik	Maksilla
Model 13	TIPI	4.6 mm	Düz	Vertikal	Mandibula
Model 14	TIPI	4.6 mm	Düz	30° Oblik	Mandibula
Model 15	TIPI	4.6 mm	25° Açılı	Vertikal	Mandibula
Model 16	TIPI	4.6 mm	25° Açılı	30° Oblik	Mandibula

Model 17	DFI	3.75 mm	Düz	Vertikal	Maksilla
Model 18	DFI	3.75 mm	Düz	30° Oblik	Maksilla
Model 19	DFI	3.75 mm	25° Açılı	Vertikal	Maksilla
Model 20	DFI	3.75 mm	25° Açılı	30° Oblik	Maksilla
Model 21	DFI	3.75 mm	Düz	Vertikal	Mandibula
Model 22	DFI	3.75 mm	Düz	30° Oblik	Mandibula
Model 23	DFI	3.75 mm	25° Açılı	Vertikal	Mandibula
Model 24	DFI	3.75 mm	25° Açılı	30° Oblik	Mandibula
Model 25	DFI	4.2 mm	Düz	Vertikal	Maksilla
Model 26	DFI	4.2 mm	Düz	30° Oblik	Maksilla
Model 27	DFI	4.2	25° Açılı	Vertikal	Maksilla
Model 28	DFI	4.2 mm	25° Açılı	30° Oblik	Maksilla
Model 29	DFI	4.2 mm	Düz	Vertikal	Mandibula
Model 30	DFI	4.2 mm	Düz	30° Oblik	Mandibula
Model 31	DFI	4.2 mm	25° Açılı	Vertikal	Mandibula
Model 32	DFI	4.2 mm	25° Açılı	30° Oblik	Mandibula

Tablo-6: Hazırlanan çalışma modelleri (TIPI: Tapered Internal Plus Implant, DFI: Dual Fit Implant)

4.BULGULAR

Çalışmamızda Biohorizons (USA) firmasına ait Tapered Internal Plus (TIP) implantlardan 2 implant (3.8 mm, 4.6 mm çapında ve 10.5 mm uzunluğunda), Alpha-BioTec (İsrail) firmasına ait Dual Fit İmplantlardan (DFI) 2 implant (3.75 mm, 4.2 mm çapında ve 10 mm uzunluğunda) olmak üzere toplamda platform switching tasarımına sahip 4 adet implant kullanılmıştır.

Yapmış olduğumuz çalışmada, implantların boyun bölgesindeki kemikte ve implant yüzeyinde meydana gelen Von Misses stres değerlerini renk skalasına göre yorumladık. Bizim kullandığımız renk skalasında kırmızı maksimum Von Misses stres değerini, koyu mavi ise minimum Von Misses stres değerini gösterecek şekilde düzenlenmiştir. Kırmızı ile koyu mavi arasındaki renklerde maksimumdan minimuma doğru Von Misses stres değerlerini ifade etmektedir. Bizim incelediğimiz bölge, implantın boyun çevresindeki kemik ve implant yüzeyi olduğu için elde edilen değerler tekabül ettikleri renklere göre değerlendirilip yorumlanmıştır.

4.1. Maksillaya yerleştirilen 3.8 mm, 4.6 mm çapında ve 10.5 mm uzunluğundaki Tapered Internal Plus (TIP) implantların boyun çevresindeki kemikte ve implant yüzeyinde meydana gelen Von Misses stres değerleri.

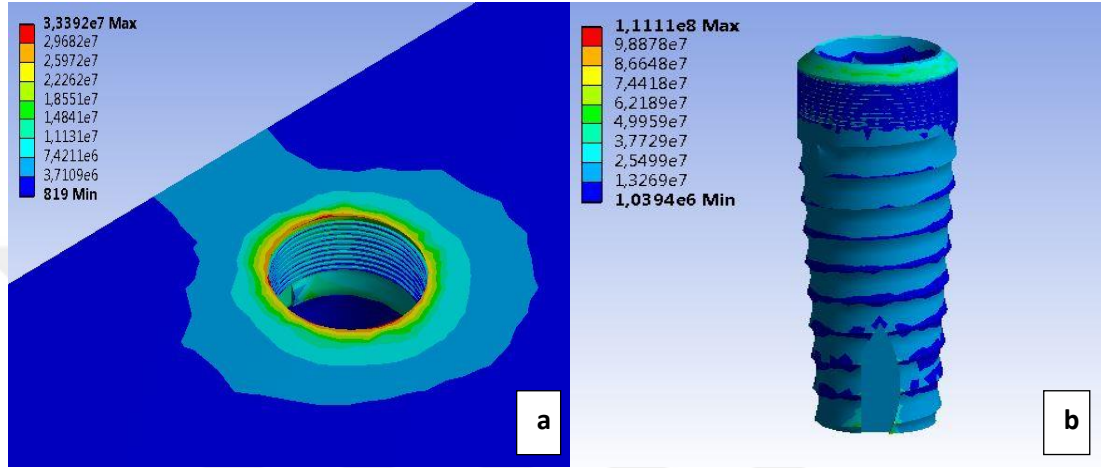
4.1.1. 3.8 mm çapında ve 10.5 mm uzunluğundaki implantın maksillaya vertikal ya da oblik (25⁰ açılı) pozisyonda yerleştirilmesi sonucu, vertikal ve oblik (30⁰ açılı) yönde uygulanan kuvvetin implantın boyun çevresindeki kemikte ve implant yüzeyinde ortaya çıkardıkları Von Misses stres değerlerinin ölçümü:

A. İmplantın dik pozisyonda yerleştirilip, kuvvet vertikal yönde uygulandığında:

3.8 mm çapında ve 10.5 mm uzunluğundaki platform switching tasarımına sahip Tapered Internal Plus (TIP) implantın maksillaya dik pozisyonda yerleştirilmesi ve vertikal yönde kuvvet uygulanması ile elde edilen stres analizine göre;

a) İmplantın boyun çevresindeki spongiöz kemikte meydana gelen maksimum ve minimum Von Mises stres değerleri sırasıyla 33.39 MPa ve 11.13 MPa'dır.

b) İmplant yüzeyinde oluşan maksimum ve minimum Von Mises stres değerleri ise sırasıyla 86.64 MPa ve 25.49 MPa'dır (Şekil-8a,b).



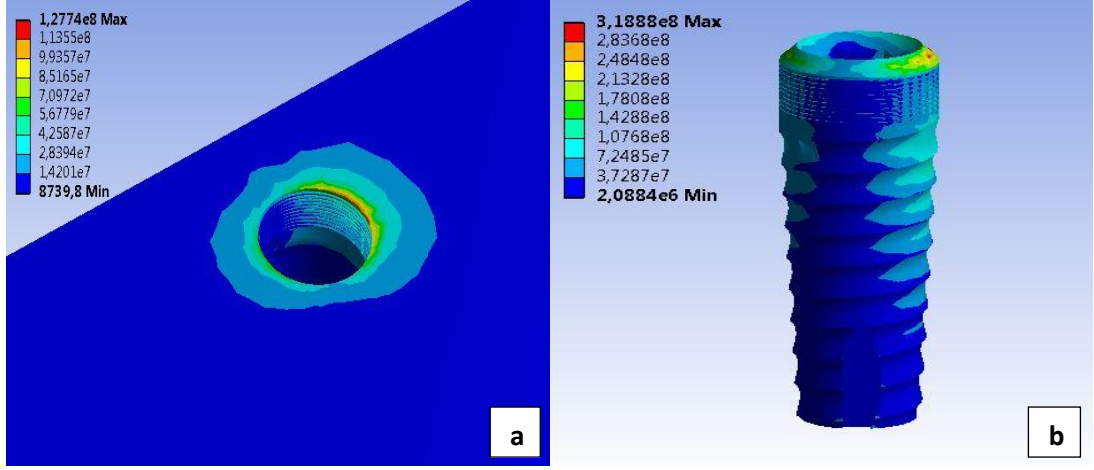
Şekil-9: 3.8 mm çapındaki Tapered Internal Plus (TIP) implantın maksillaya dik yerleştirilip, kuvvetin vertikal uygulanması sonucu, implantın boyun çevresindeki kemikte (a) ve implant yüzeyinde (b) ortaya çıkan Von Mises stres dağılımı.

B. İmplantın dik pozisyonda yerleştirilip, kuvvet 30° oblik yönde uygulandığında:

3.8 mm çapında ve 10.5 mm uzunluğundaki platform switching tasarımına sahip Tapered Internal Plus (TIP) implantın maksillaya vertikal pozisyonda yerleştirilmesi ve 30° açılı yönde kuvvet uygulanması ile elde edilen stres analizine göre;

a) Oblik kuvvet uygulanmasından kaynaklı implantın boyun çevresindeki spongiöz kemikte meydana gelen maksimum ve minimum Von Mises stres değerleri sırasıyla 127.74 MPa ve 42.58 MPa'dır.

b) İmplant yüzeyinde meydana gelen maksimum ve minimum Von Mises stres değerleri ise sırasıyla 318.88 MPa ve 107.68 MPa'dır (Şekil-9a,b).



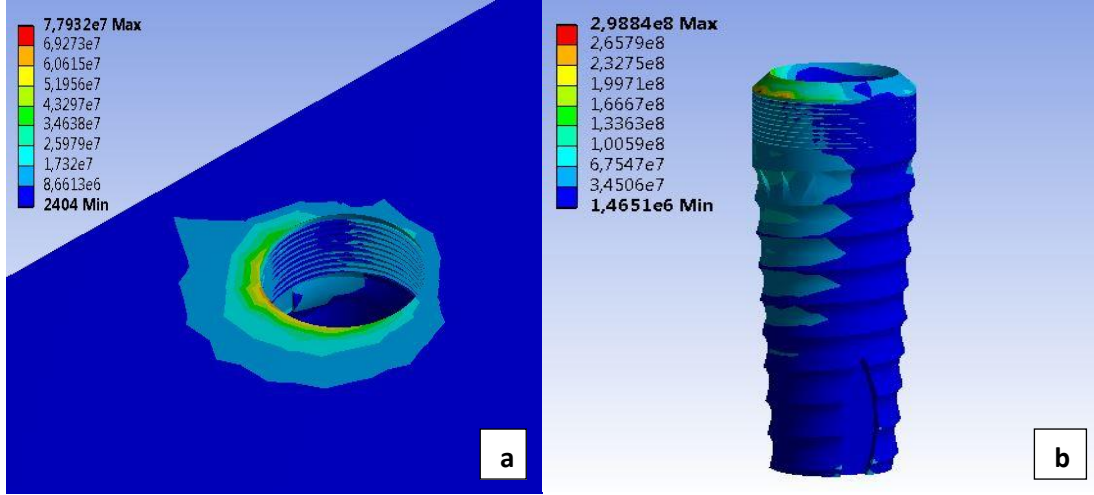
Şekil-9: 3.8 mm çapındaki Tapered Internal Plus (TIP) implantın maksillaya dik pozisyonda yerleştirilip, 30° oblik kuvvetin uygulanması sonucu implantın boyun çevresindeki kemikte (a) ve implant yüzeyinde (b) ortaya çıkan Von Misses stres dağılımı.

C. İmplant 25° oblik pozisyonda yerleştirilip, kuvvet vertikal yönde uygulandığında:

3.8 mm çapında ve 10.5 mm uzunluğunda platform switching tasarımına sahip Tapered Internal Plus (TIP) implantın maksillaya 25° açılı pozisyonda yerleştirilmesi ve vertikal yönde kuvvet uygulanması ile elde edilen stres analizine göre;

a) Oblik yerleştirilen implantın boyun çevresindeki spongiöz kemikte meydana gelen maksimum ve minimum Von Misses stres değerleri sırasıyla 77.9 MPa ve 25.97 MPa'dır.

b) İmplant yüzeyinde oluşan maksimum ve minimum Von Misses stres değerleri ise sırasıyla 298.84 MPa ve 67.54 MPa'dır (Şekil-10a,b).



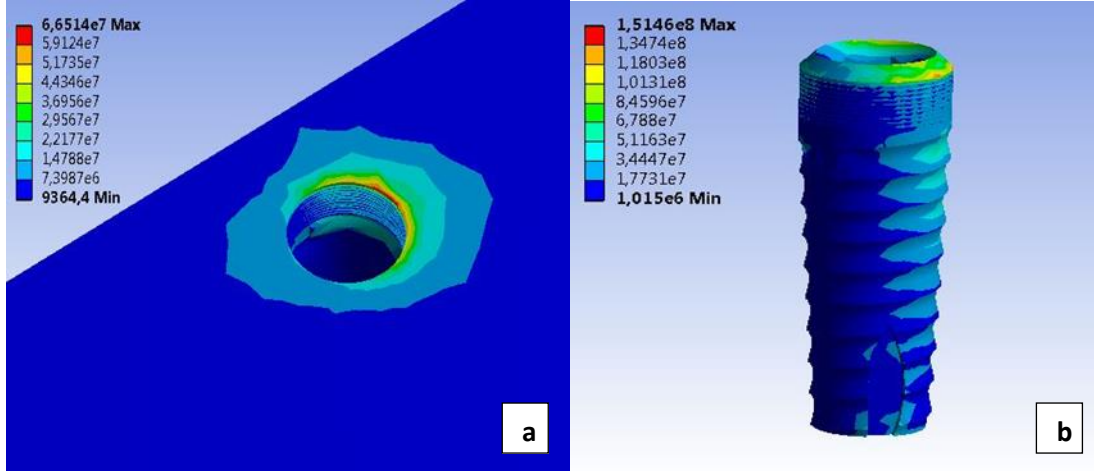
Şekil-10: 3.8 mm çapındaki Tapered Internal Plus (TIP) implantın maksillaya 25° oblik pozisyonda yerleştirilip, kuvvetin vertikal yönde uygulanması sonucu implantın boyun çevresindeki kemikte (a) ve implant yüzeyinde (b) ortaya çıkan Von Misses stres dağılımı.

D. İmplantın 25° oblik pozisyonda yerleştirilip, kuvvet 30° oblik yönde uygulandığında:

3.8 mm çapında ve 10 mm uzunluğunda platform switching tasarımına sahip Tapered Internal Plus (TIP) implantın maksillaya 25° açılı pozisyonda yerleştirilmesi ve 30° açılı yönde kuvvet uygulanması ile elde edilen stres analizine göre;

a) Oblik yerleştirilen ve oblik kuvvet yönde uygulanan implantın boyun çevresindeki spongiöz kemikte meydana gelen maksimum ve minimum Von Misses stres değerleri sırasıyla 66.51 MPa ve 22.17 MPa'dır.

b) İmplant yüzeyinde meydana gelen maksimum ve minimum Von Misses stres değerlerinin dağılımı ise 151.46 MPa ile 51.16 MPa arasında gerçekleşmiştir (Şekil-11a,b).



Şekil-11: 3.8 mm çapındaki Tapered Internal Plus (TIP) implantın maksillaya 25° oblik pozisyonda yerleştirilip, 30° oblik yönde kuvvetin uygulanması sonucu implantın boyun çevresindeki kemikte (a) ve implant yüzeyinde (b) ortaya çıkan Von Misses stres dağılımı.

3.8 mm TIPI/Maksilla/ Von Misses stres değerleri (MPa)	Vertikal kuvvet		Oblik kuvvet (30° açılı)	
	İmplant boyun bölgesindeki kemik	İmplant yüzeyi	İmplant boyun bölgesindeki kemik	İmplant yüzeyi
Stres dağılımı				
Vertikal yerleşim	Max:33.39MPa Min:11.13MPa	Max:86.64MPa Min:25.49MPa	Max:127.74MPa Min:42.58 MPa	Max:318.88MPa Min:107.68MPa
25° açılı yerleşim	Max:77.9MPa Min:25.97 MPa	Max:298.84MPa Min:67.54 MPa	Max:66.51MPa Min:22.17 MPa	Max:151.46MPa Min:51.16 MPa

Tablo-7: 3.8 mm çapında ve 10.5 mm uzunluğundaki implantın maksillaya vertikal ya da oblik (25° açılı) pozisyonda yerleştirilmesi sonucu, kuvvetin vertikal ve oblik (30° açılı) yönde uygulanması implantın boyun çevresindeki kemikte ve implant yüzeyinde ortaya çıkardıkları Von Misses stres değerleri.

3.8 mm çapında ve 10.5 mm uzunluğundaki implantın maksillaya vertikal ya da oblik (25° açılı) pozisyonda yerleştirilmesi ile vertikal ve oblik (30° açılı) yönde

kuvvetler uygulanması sonucu elde ettiğimiz verileri birarada değerlendirdiğimizde; implantın boyun çevresindeki spongiöz kemikte ve implant yüzeyinde meydana gelen Von Misses stres değerinin en fazla olduğu pozisyon, implantın vertikal pozisyonda yerleştirilmesi ve kuvvetin 30⁰ açılı yönde uygulanması grubunda olmuştur. Spongiöz kemikte meydana gelen Von Misses stres değeri maksimum 127.74 MPa iken, implant yüzeyinde meydana gelen Von Misses stres değeri ise 318.88 MPa'dır. Tam tersi durum, yani implantın boyun çevresindeki spongiöz kemikte ve implant yüzeyinde meydana gelen maksimum Von Misses stres değerinin en az olduğu pozisyon ise, kuvvetin ve implantın aynı doğrultuda (kuvvet vertikal, implant vertikal) olması ile kaydedilmiştir. Burada implantın boyun çevresindeki spongiöz kemikte meydana gelen maksimum Von Misses stres değeri 33.39 MPa iken, implant yüzeyinde meydana gelen maksimum Von Misses stres değeri ise 86.64 MPa olarak kaydedilmiştir.

İmplantın ve kuvvetin aynı doğrultuda (kuvvet vertikal, implant vertikal) olduğu grup, implantın boyun çevresindeki kemikte meydana getireceği rezorbsiyonun en az olacağını Von Misses stres değerleri ile bize göstermiştir. Bu yüzden, bu grubun diğer gruplara kıyasla ideal grup olduğu şeklinde yorumlayabiliriz.

İmplantın vertikal pozisyonda yerleştirilmesi ve kuvvetin 30⁰ açılı yönde uygulanması, Von Misses stres değerlerinin en yüksek olduğu ve implantın boyun çevresindeki kemikte diğer gruplara kıyasla en fazla rezorbsiyona neden olacağı şeklinde yorumlanmıştır (Tablo-7).

Bu bilgiler ışığında, vertikal yerleştirilen implantlarda, boyun rezorbsiyonunun daha az olması nedeniyle implant yerleştirilmelerinde cerraha önemli bir görev düştüğünü ifade edebiliriz. Keza implanta gelecek olan kuvvetin de vertikal yönde olması için gerek cerrahın, gerekse protez uzmanının planlamalar ve uygulamalarda gerekli özeni göstermeleri, implantın konforu ve ömrü açısından oldukça önem arzeder.

25⁰ açılı pozisyonda yerleştirilen implantlarda da implant yüzeyinde daha fazla stres birikimi olduğu için (gerek vertikal, gerekse oblik yönde kuvvet

uygulamalarında), implantın vertikal pozisyonda yerleşiminin cerrah tarafından muhakkak sağlanması gerektiğini tekrar vurgulamak isteriz.

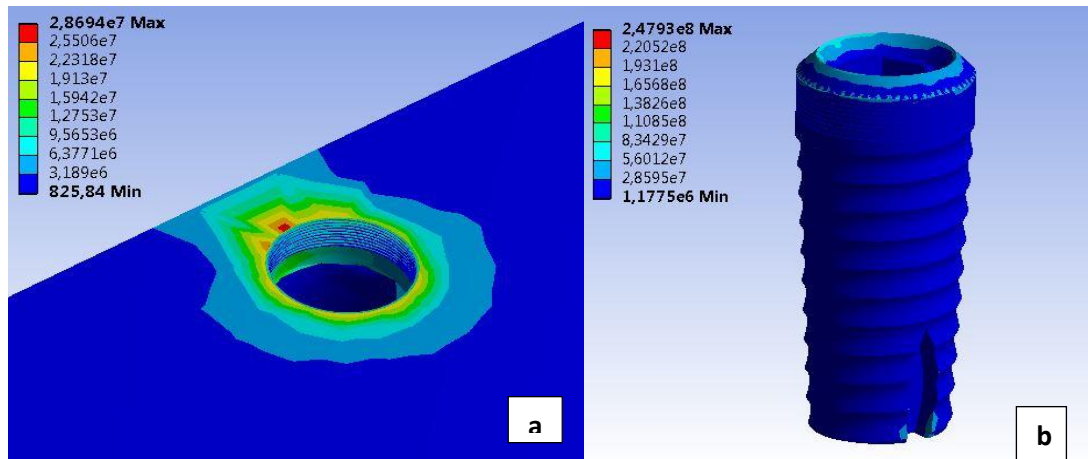
4.1.2. 4.6 mm çapında ve 10.5 mm uzunluğundaki implantın maksillaya vertikal ya da oblik (25° açılı) pozisyonda yerleştirilmesi sonucu kuvvetin vertikal ve oblik (30° açılı) yönde uygulanması, implantın boyun çevresindeki kemikte ve implant yüzeyinde ortaya çıkardıkları Von Misses stres değerlerinin ölçümü:

A. İmplantın dik pozisyonda yerleştirilip, kuvvet vertikal yönde uygulandığında:

4.6 mm çapında ve 10.5 mm uzunluğunda platform switching tasarımına sahip Tapered Internal Plus (TIP) implantın maksillaya vertikal pozisyonda yerleştirilmesi ve vertikal yönde kuvvetin uygulanması ile elde edilen stres analizine göre;

a) İmplantın boyun çevresindeki spongiöz kemikte oluşan maksimum ve minimum Von Misses stres değerleri sırasıyla 28.69 MPa ve 9.56 MPa'dır.

b) İmplant yüzeyinde maksimum Von Misses stres değeri ise 56.01 MPa'dır (Şekil-12a,b).



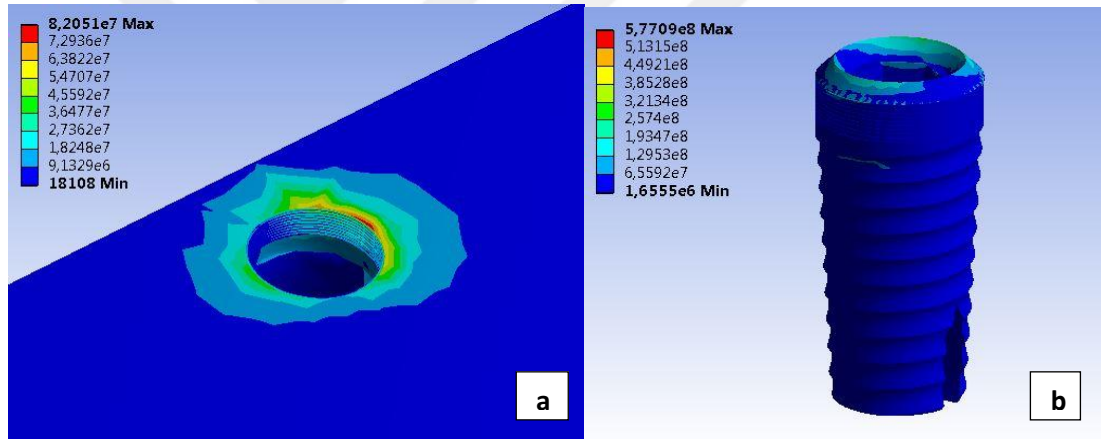
Şekil-12: 4.6 mm çapındaki Tapered Internal Plus (TIP) implantın maksillaya dik yerleştirilip, kuvvetin vertikal yönde uygulanması sonucu implantın boyun çevresindeki kemikte (a) ve implant yüzeyinde (b) ortaya çıkan Von Misses stres dağılımı.

B. İmplantın dik pozisyonda yerleştirilip, kuvvet 30° oblik yönde uygulandığında:

4.6 mm çapında ve 10.5 mm uzunluğunda platform switching tasarımına sahip Tapered Internal Plus (TIP) implantın maksillaya dik pozisyonda yerleştirilmesi ve 30° açılı yönde kuvvet uygulanması ile elde edilen stres analizine göre;

a) 30° oblik kuvvet uygulanması ile implantın boyun çevresindeki spongiöz kemikte oluşan maksimum ve minimum Von Misses stres değerleri sırasıyla 82.05 MPa ve 27.36 MPa'dır.

b) İmplant yüzeyinde oluşan maksimum Von Misses stres değeri ise 257.4 MPa ile 65.59 MPa arasındadır (Şekil-13a,b).



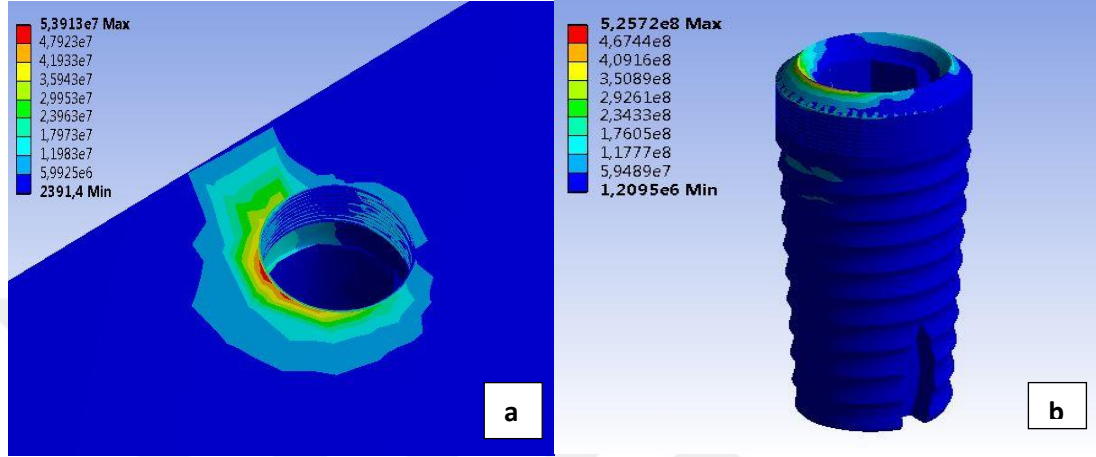
Şekil-13: 4.6 mm çapındaki Tapered Internal Plus (TIP) implantın maksillaya dik yerleştirilip, 30° oblik kuvvetin uygulanması sonucu implantın boyun çevresindeki kemikte (a) ve implant yüzeyinde (b) ortaya çıkan Von Misses stres dağılımı.

C. İmplant 25° oblik pozisyonda yerleştirilip, kuvvet vertikal yönde uygulandığında:

4.6 mm çapında 10.5 mm uzunluğunda platform switching tasarımına sahip Tapered Internal Plus (TIP) implantın maksillaya 25° açılı pozisyonda yerleştirilmesi ve vertikal yönde kuvvet uygulanması ile elde edilen stres analizine göre;

a) İmplantın boyun çevresindeki spongiöz kemikte oluşan maksimum ve minimum Von Misses stres değerleri sırasıyla 53.91 MPa ve 17.97 MPa'dır.

b) Oblik yerleştirilen implant yüzeyinde oluşan maksimum ve minimum Von Misses stres değeri ise sırasıyla 525.72 MPa ve 59.48 MPa'dır (Şekil-14a,b).



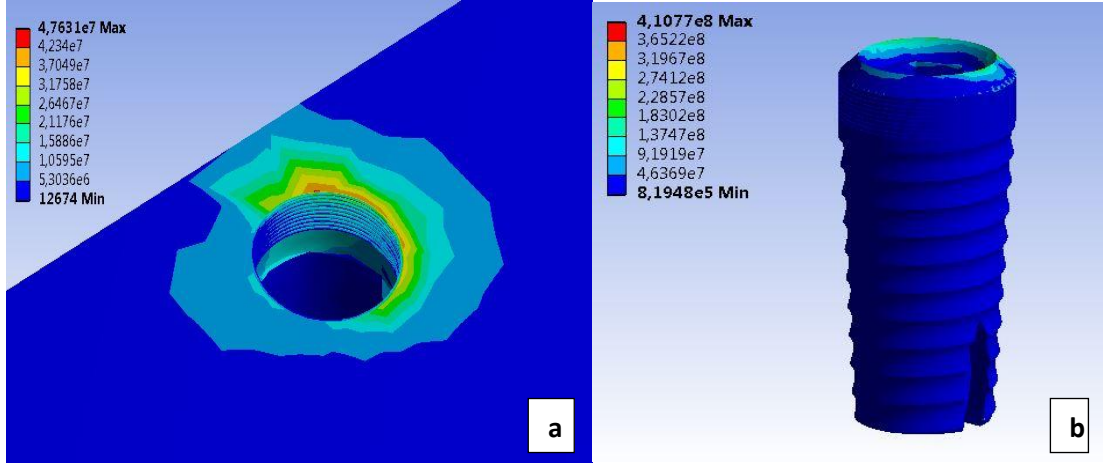
Şekil-14: 4.6 mm çapındaki Tapered Internal Plus (TIP) implantın maksillaya 25° oblik yerleştirilip, kuvvetin vertikal uygulanması sonucu, implantın boyun çevresindeki kemikte (a) ve implant yüzeyinde (b) ortaya çıkan Von Misses stres dağılımı.

D. İmplantın 25° oblik pozisyonda yerleştirilip, kuvvet 30° oblik yönde uygulandığında:

4.6 mm çapında ve 10.5 mm uzunluğunda platform switching tasarımına sahip Tapered Internal Plus (TIP) implantın maksillaya 25° açılı pozisyonda yerleştirilmesi ve kuvvetin 30° açılı yönde uygulanması ile elde edilen stres analizine göre;

a) İmplantın boyun çevresindeki spongiöz kemikte oluşan maksimum ve minimum Von Misses stres değerleri sırasıyla 42.34 MPa ve 10.59 MPa'dır.

b) Oblik yerleştirilen ve oblik kuvvetlere maruz kalan implant yüzeyinde oluşan Von Misses stres değeri ise 183.02 MPa ile 46.36 MPa arasındadır (Şekil-15a,b).



Şekil-15: 4.6 mm çapındaki Tapered Internal Plus (TIP) implantın maksillaya 25° oblik yerleştirilip, 30° oblik kuvvetin uygulanması sonucu implantın boyun çevresindeki kemikte (a) ve implant yüzeyinde (b) ortaya çıkan Von Misses stres dağılımı.

4.6mm TIPI/Maksilla/ Von Misses stres değerleri(MPa)	Vertikal kuvvet		Oblik kuvvet (30° açılı)	
	İmplant boyun bölgesindeki kemik	İmplant yüzeyi	İmplant boyun bölgesindeki kemik	İmplant yüzeyi
Stres dağılımı				
Vertikal yerleşim	Max:26.69MPa Min: 9.56 MPa	Max:56.01 MPa	Max:82.05MPa Min:27.36MPa	Max:257.4MPa Min:65.59 MPa
25° açılı yerleşim	Max:53.91MPa Min:17.97 MPa	Max: 525.72MPa Min:59.48 MPa	Max:42.34MPa Min:10.59 MPa	Max:183.02MPa Min:46.36 MPa

Tablo-8: 4.6 mm çapında ve 10.5 mm uzunluğundaki implantın maksillaya vertikal ya da oblik (25° açılı) pozisyonda yerleştirilmesi sonucu, vertikal ve oblik (30° açılı) yönde uygulanan kuvvetin implantın boyun çevresindeki kemikte ve implant yüzeyinde ortaya çıkardıkları Von Misses stres değerleri.

4.6 mm çapında ve 10.5 mm uzunluğundaki implantın, maksillaya vertikal ya da oblik (25° açılı) yerleştirilmesi ile vertikal ve oblik (30° açılı) yönde kuvvetler

uygulanması sonucu elde ettiğimiz verileri birarada değerlendirdiğimizde; implantın boyun çevresindeki spongioz kemikte meydana gelen Von Misses stres değerinin en fazla olduğu pozisyon, implantın vertikal pozisyonda yerleştirilmesi ve kuvvetin 30⁰ açılı uygulanması olmuştur. Elde edilen Von Misses stres değeri de maksimum 82.05 MPa'dır. İmplant yüzeyinde meydana gelen Von Misses stres değerinin en fazla olduğu durum ise kuvvetin vertikal uygulanması, implantın da 25⁰ açılı yerleştirilmesi ile elde edilmiştir. Elde edilen maksimum Von Misses değeri 525.72 MPa'dır. Tam tersi durumyani implantın boyun çevresindeki spongioz kemikte ve implant yüzeyinde meydana gelen maksimum Von Misses stres değerinin en az olduğu durum kuvvetin ve implantın aynı doğrultuda (kuvvet vertikal, implant vertikal) olması ile kaydedilmiştir. İmplantın boyun çevresindeki spongioz kemikte meydana gelen Von Misses stres değeri maksimum 26.69 MPa ve implant yüzeyinde meydana gelen maksimum Von Misses stres değeri de 56.01 MPa olarak kaydedilmiştir.

İmplantın ve kuvvetin aynı doğrultuda (kuvvet vertikal, implant vertikal) olduğu grup, implant çevresindeki kemikte meydana getireceği rezorbsiyonun en az olacağını Von Misses stres değerleri ile bize göstermiştir. Bu yüzden diğer gruplara kıyasla, bu grubun ideal grup olduğunu ifade edebiliriz.

İmplantın vertikal pozisyonda yerleştirilmesi ve kuvvetin 30⁰ açılı yönde uygulanması ile, implantın boyun çevresindeki kemikte Von Misses stres değerlerinin en yüksek olduğu saptanmış ve bu durumun implantın boyun çevresindeki kemikte diğer gruplara kıyasla en fazla rezorbsiyona neden olacağı öngörülmüştür. Ancak bu durumdan farklı olarak implant yüzeyinde meydana gelen en yüksek Von Misses stres değeri, implantın 25⁰ açılı pozisyonda yerleştirilip kuvvetin vertikal uygulandığı durum olarak kaydedilmiştir (Tablo-8).

Bu veriler bize, kuvvetin ve implantın birbirleri ile paralel olmasının, implantın sağlıklı süreci için çok önemli olduğunu göstermiştir.

4.2. Mandibulaya yerleştirilen 3.8 mm, 4.6 mm çapında ve 10.5 mm uzunluğundaki Tapered Internal Plus (TIP) implantların boyun çevresindeki kemikte ve implant yüzeyinde meydana gelen Von Mises stres değerleri.

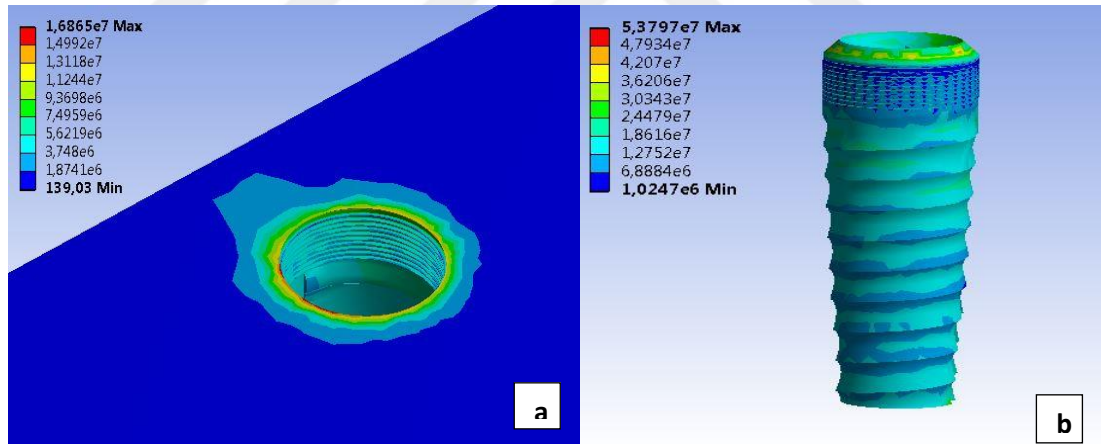
4.2.1. 3.8 mm çapında ve 10.5 mm uzunluğundaki implantın mandibulaya vertikal ya da oblik (25° açılı) yerleştirilmesi sonucu uygulanan vertikal ve oblik (30° açılı) yönde kuvvetlerin implantın boyun çevresindeki kemikte ve implant yüzeyinde ortaya çıkardıkları Von Misses stres değerlerinin ölçümü:

A. İmplantın dik pozisyonda yerleştirilip, kuvvet vertikal yönde uygulandığında:

3.8 mm çapında ve 10.5 mm platform switching tasarımına sahip Tapered Internal Plus (TIP) implantın mandibulaya vertikal pozisyonda yerleştirilmesi ve vertikal yönde kuvvet uygulanması ile elde edilen stres analizine göre;

a) İmplantın boyun çevresindeki kompakt kemikte oluşan maksimum ve minimum Von Misses stres değerleri sırasıyla 16.86 MPa ve 3.74 MPa'dır.

b) İmplant yüzeyinde oluşan Von Misses stres değeri ise 53.79 MPa ile 24.47 MPa arasındadır (Şekil-16a,b).



Şekil-16: 3.8 mm çapındaki Tapered Internal Plus (TIP) implantın mandibulaya dik yerleştirilip, kuvvetin vertikal uygulanması sonucu, implantın boyun çevresindeki kemikte (a) ve implant yüzeyinde (b) ortaya çıkan Von Misses stres dağılımı.

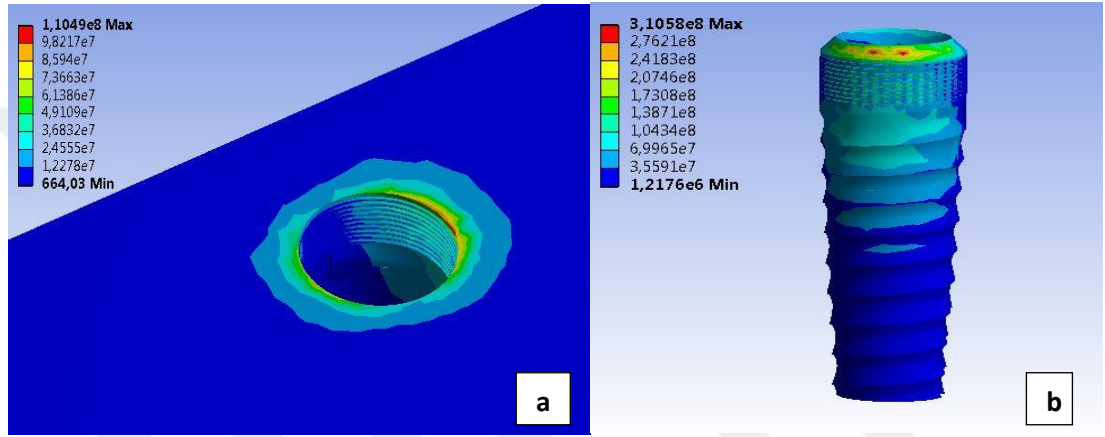
B. İmplantın dik pozisyonda yerleştirilip, kuvvet 30° oblik yönde uygulandığında:

3.8 mm çapında ve 10.5 mm uzunluğunda platform switching tasarımına sahip Tapered Internal Plus (TIP) implantın mandibulaya vertikal pozisyonda

yerleştirilmesi ve kuvvetin 30⁰ açılı yönde uygulanması ile elde edilen stres analizine göre;

a) 30⁰ oblik kuvvete maruz kalan implantın boyun çevresindeki kompakt kemikte oluşan maksimum ve minimum Von Misses stres değerleri sırasıyla 110.49 MPa ve 36.83 MPa'dır.

b) İmplant yüzeyinde oluşan maksimum ve minimum Von Misses stres değerleri ise sırasıyla 310.58 MPa ve 69.96 MPa'dır (Şekil-17a,b).



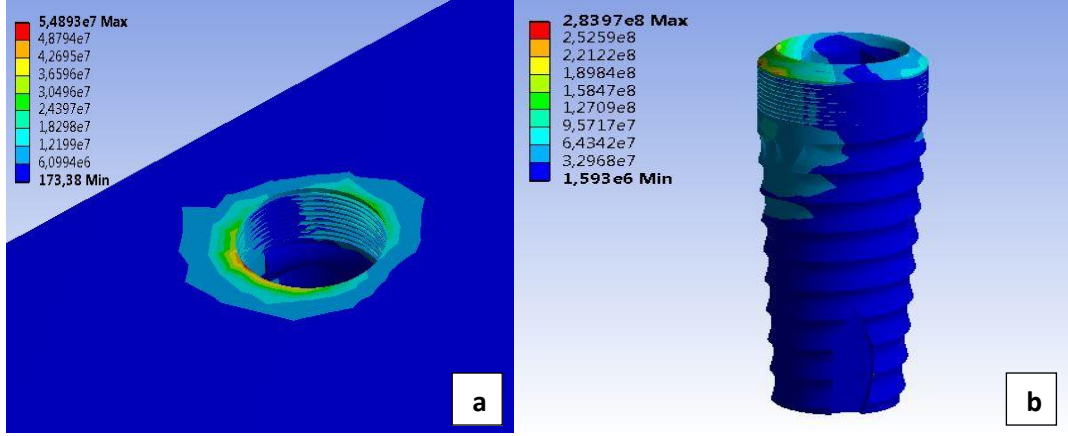
Şekil-17: 3.8 mm çapındaki Tapered Internal Plus (TIP) implantın mandibulaya dik yerleştirilip, 30⁰ oblik kuvvetin uygulanması sonucu implantın boyun çevresindeki kemikte (a) ve implant yüzeyinde (b) ortaya çıkan Von Misses stres dağılımı.

C. İmplant 25⁰ oblik pozisyonda yerleştirilip, kuvvet vertikal yönde uygulandığında:

3.8 mm çapında ve 10.5 mm uzunluğunda platform switchingtasarımına sahip Tapered Internal Plus (TIP) implantın mandibulaya 25⁰ açılı yerleştirilmesi kuvvetin vertikal yönde uygulanması ile elde edilen stres analizine göre;

a) Oblik yerleştirilmiş implanta vertikal kuvvet uygulanmasıyla implantın boyun çevresindeki kompakt kemikte oluşan maksimum ve minimum Von Misses stres değerleri sırasıyla 54.89 MPa ve 12.19 MPa'dır.

b) İmplant yüzeyinde oluşan maksimum ve minimum Von Misses stres değerleri ise sırasıyla 283.97 MPa ve 64.34 MPa'dır (Şekil-18a,b).



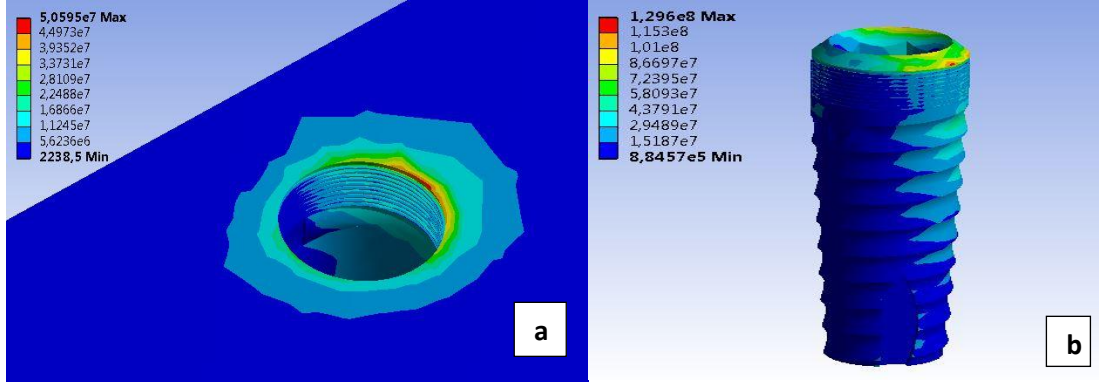
Şekil-18: 3.8 mm çapındaki Tapered Internal Plus (TIP) implantın mandibulaya 25° oblik yerleştirilip, kuvvetin vertikal uygulanması sonucu, implantın boyun çevresindeki kemikte (a) ve implant yüzeyinde (b) ortaya çıkan Von Misses stres dağılımı.

D. İmplantın 25° oblik pozisyonda yerleştirilip, kuvvet 30° oblik yönde uygulandığında:

3.8 mm çapında ve 10.5 mm çapında platform switching tasarımına sahip Tapered Internal Plus (TIP) implantın mandibulaya 25° açılı yerleştirilmesi ve kuvvetin 30° açılı yönde uygulanması ile elde edilen stres analizine göre;

a) Oblik yerleştirilmiş implanta 30° oblik kuvvet uygulanmasıyla implantın boyun çevresindeki kompakt kemikte oluşan maksimum ve minimum Von Misses stres değerleri sırasıyla 50.59 MPa ve 16.86 MPa'dır.

b) İmplant yüzeyinde oluşan maksimum ve minimum Von Misses stres değerleri ise sırasıyla 129.6 MPa ve 15.18 MPa'dır (Şekil-19a,b).



Şekil-19: 3.8 mm çapındaki Tapered Internal Plus (TIP) implantın mandibulaya 25⁰oblik yerleştirilip, 30⁰oblik kuvvetin uygulanması sonucu implantın boyun çevresindeki kemikte (a) ve implant yüzeyinde (b) ortaya çıkan Von Misses stres dağılımı.

3.8 mm TIPI/Mandibula/ Von Misses stres değerleri (MPa)	Vertikal kuvvet		Oblik kuvvet (30 ⁰ açılı)	
	İmplant boyun bölgesindeki kemik	İmplant yüzeyi	İmplant boyun bölgesindeki kemik	İmplant yüzeyi
Stres dağılımı				
Vertikal yerleşim	Max:16.86 MPa Min: 3.74 MPa	Max:53.79MPa Min:24.47MPa	Max:110.49MPa Min:36.83 MPa	Max:310.58MPa Min:69.96MPa
25 ⁰ açılı yerleşim	Max:54.89MPa Min: 12.19 MPa	Max: 283.97MPa Min:64.34MPa	Max:50.59MPa Min: 16.86MPa	Max:129.6MPa Min: 15.18 MPa

Tablo-9: 3.8 mm çapında ve 10.5 mm uzunluğundaki implantın mandibulaya vertikal ya da oblik yerleştirilmesi sonucu uygulanan vertikal ve oblik kuvvetlerin implantın boyun çevresindeki kemikte ve implant yüzeyinde ortaya çıkardıkları Von Misses stres değerleri.

3.8 mm çapında ve 10.5 mm uzunluğundaki implantın mandibulaya vertikal ya da oblik (25⁰ açılı) pozisyonda yerleştirilmesi ile vertikal ve oblik (30⁰ açılı) kuvvetler uygulanmasında elde ettiğimiz sonuçları değerlendirecek olursak; implantın boyun çevresindeki kompakt kemikte ve implant yüzeyinde meydana gelen Von Misses stres değerinin en fazla olduğu durum, vertikal yerleştirilmesi ve kuvvetin 30⁰ açılı uygulanması olmuştur. İmplantın boyun çevresindeki kompakt

kemikte meydana gelen Von Misses stres değeri maksimum 110.49 MPa'dır. İmplant yüzeyinde meydana gelen Von Misses stres değeri ise daha fazladır ve bu değer 310.58 MPa'dır. Tam tersi durum yani implantın boyun çevresindeki kompakt kemikte ve implant yüzeyinde meydana gelen maksimum Von Misses stres değerinin en az olduğu durum; kuvvetin ve implantın aynı doğrultuda (kuvvet vertikal, implant vertikal) olması ile kaydedilmiştir. İmplantın boyun çevresindeki kompakt kemikte meydana gelen Von Misses stres değeri maksimum 16.86 MPa ve implant yüzeyinde meydana gelen maksimum Von Misses stres değeri de 53.24 MPa olarak kaydedilmiştir.

İmplantın ve kuvvetin aynı doğrultuda (kuvvet vertikal, implant vertikal) olduğu grupta implant çevresindeki kemikte meydana getireceği rezorbsiyonun en az olacağını Von Misses stres değerleri ile bize göstermiştir. Bu yüzden diğer gruplara kıyasla, bu grubun ideal grup olduğunu ifade edebiliriz.

İmplantın vertikal pozisyonda yerleştirilmesi ve kuvvetin 30° açılı yönde uygulanması, Von Misses stres değerlerinin en yüksek olduğu ve implantın boyun çevresindeki kemikte diğer gruplara kıyasla en fazla rezorbsiyona neden olacağı şeklinde yorumlayabiliriz (Tablo-9).

Maksilla ve mandibulaya uygulanmış 3.8 mm çapında ve 10.5 mm uzunluğundaki Tapered Internal Plus (TIP) implantın, boyun bölgesindeki kemikte meydana gelecek rezorbsiyonun en az ve en fazla olacağı grupların her iki çenede de aynı olduğu görülmüştür (Tablo-7,9).

4.2.2. 4.6 mm çapında ve 10.5 mm uzunluğundaki implantın mandibulaya vertikal ya da oblik (25° açılı) yerleştirilmesi sonucu uygulanan vertikal ve oblik (30° açılı) kuvvetlerin implantın boyun çevresindeki kemikte ve implant yüzeyinde ortaya çıkardıkları Von Misses stres değerlerinin ölçümü:

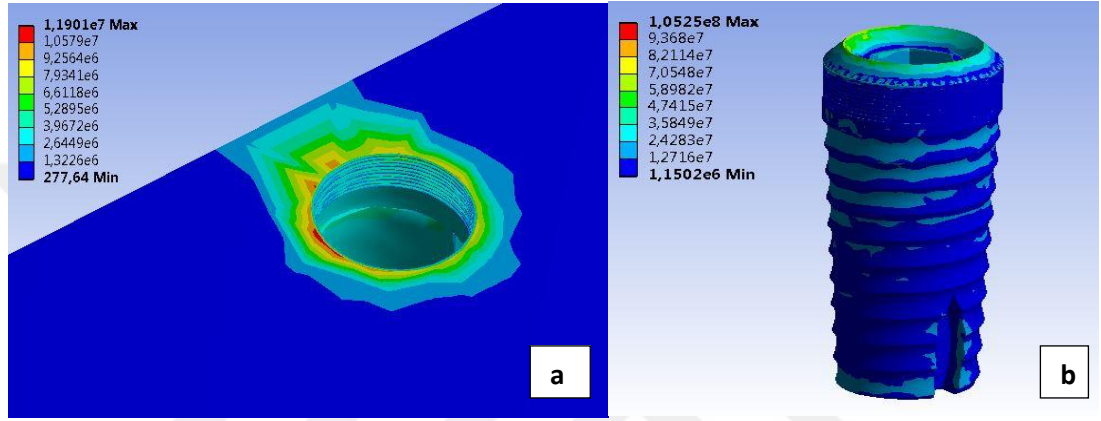
A. İmplantın dik pozisyonda yerleştirilip, kuvvet vertikal yönde uygulandığında:

4.6 mm çapında ve 10.5 mm uzunluğunda platform switching tasarımına sahip Tapered Internal Plus (TIP) implantın mandibulaya vertikal pozisyonda

yerleştirilmesi ve kuvvetin vertikal yönde uygulanması ile elde edilen stres analizine göre;

a) İmplantın boyun çevresindeki kompakt kemikte oluşan maksimum ve minimum Von Misses stres değerleri 11.90 MPa ve 3.96 MPa'dır.

b) İmplant yüzeyinde oluşan maksimum ve minimum Von Misses stres değerleri ise 82.11 MPa ve 35.84 MPa'dır (Şekil-20a,b).



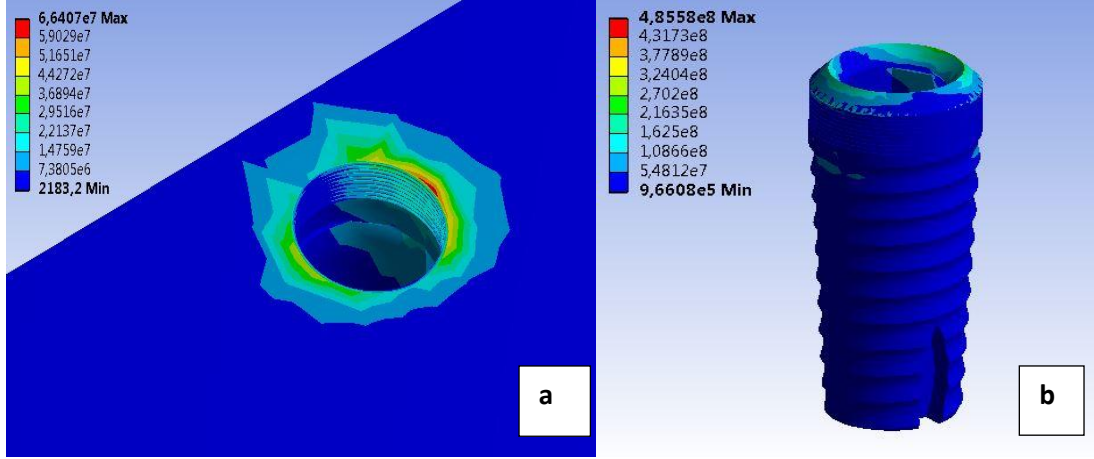
Şeki-20: 4.6 mm çapındaki Tapered Internal Plus (TIP) implantın mandibulaya dik yerleştirilip, kuvvetin vertikal uygulanması sonucu, implantın boyun çevresindeki kemikte (a) ve implant yüzeyinde (b) ortaya çıkan Von Misses stres dağılımı.

B. İmplantın dik pozisyonda yerleştirilip, kuvvet 30° oblik yönde uygulandığında:

4.6 mm çapında ve 10.5 mm uzunluğunda platform switching tasarımına sahip Tapered Internal Plus (TIP) implantın mandibulaya vertikal pozisyonda yerleştirilmesi ve kuvvetin 30° açılı yönde uygulanması ile elde edilen stres analizine göre;

a) Oblik kuvvete maruz kalan implantın boyun çevresindeki kompakt kemikte oluşan maksimum ve minimum Von Misses stres değerleri sırasıyla 67.40 MPa ve 22.13 MPa'dır.

b) İmplant yüzeyinde oluşan Von Misses stres değeri ise 377.89 MPa ile 108.66 MPa arasındadır (Şekil-21a,b).



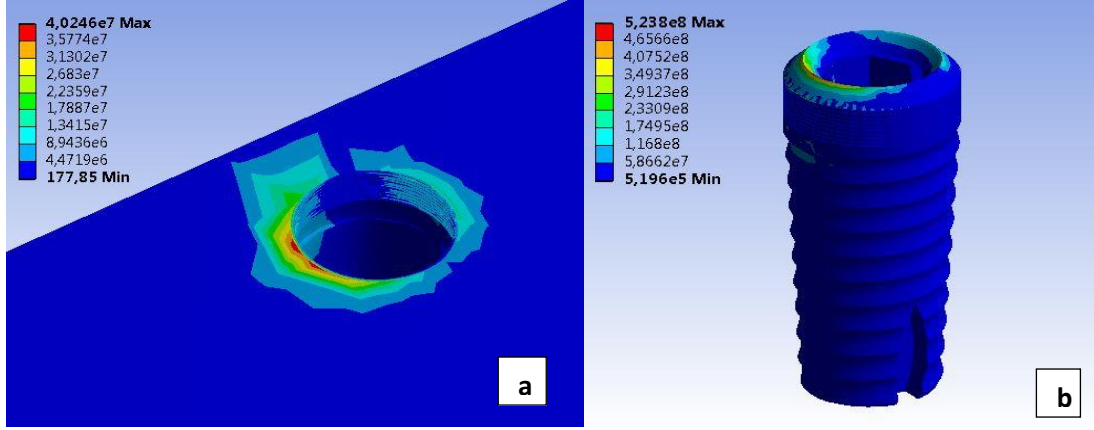
Şekil-21: 4.6 mm çapındaki Tapered Internal Plus (TIP) implantın mandibulaya dik yerleştirilip, 30° oblik kuvvetin uygulanması sonucu, implantın boyun çevresindeki kemikte (a) ve implant yüzeyinde (b) ortaya çıkan Von Misses stres dağılımı.

C.İmplant 25° oblik pozisyon yerleştirilip, kuvvet vertikal yönde uygulandığında:

4.6 mm çapında ve 10.5 mm uzunluğunda platform switching tasarımına sahip Tapered Internal Plus (TIP) implantın mandibulaya 25° açılı yerleştirilmesi ve kuvvetin vertikal yönde uygulanması ile elde edilen stres analizine göre;

a) Oblik yerleştirilen ve vertikal kuvvetin uygulandığı implantın boyun çevresindeki kompakt kemikte oluşan maksimum ve minimum Von Misses stres değerleri sırasıyla 40.24 MPa ve 13.41 MPa'dır.

b) İmplant yüzeyinde stres analizinde oluşan maksimum Von Misses stres değeri ise 523.8 MPa ve 116.8 MPa arasındadır (Şekil-22a,b).



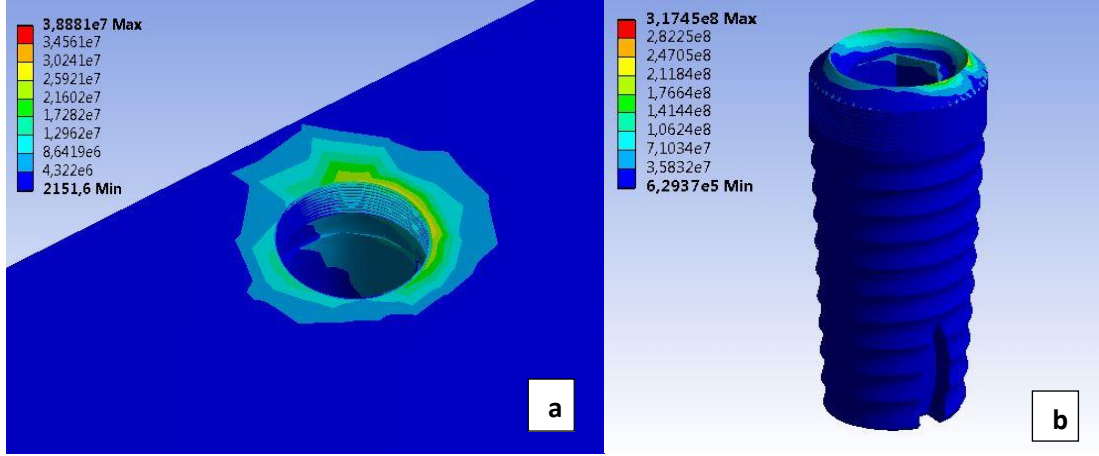
Şekil-22: 4.6 mm çapındaki Tapered Internal Plus (TIP) implantın mandibulaya 25° oblik yerleştirilip, kuvvetin vertikal uygulanması sonucu, implantın boyun çevresindeki kemikte (a) ve implant yüzeyinde (b) ortaya çıkan Von Misses stres dağılımı.

D. İmplantın 25° oblik pozisyonda yerleştirilip, kuvvet 30° oblik yönde uygulandığında:

4.6 mm çapında ve 10.5 mm uzunluğunda platform switching tasarımına sahip Tapered Internal Plus (TIP) implantın mandibulaya 25° açılı yerleştirilmesi ve kuvvetin 30° açılı uygulanması ile elde edilen stres analizine göre;

a) Oblik yerleştirilen ve oblik kuvvetin uygulandığı implantın boyun çevresindeki kompakt kemikte oluşan maksimum ve minimum Von Misses stres değerleri sırasıyla 30.24 MPa ve 12.96 MPa'dır.

b) İmplant yüzeyinde stres analizinde oluşan Von Misses stres değerleri ise 211.84 MPa ile 35.83 MPa arasındadır (Şekil-23a,b).



Şekil-23: 4.6 mm çapındaki Tapered Internal Plus (TIP) implantın mandibulaya 25° oblik yerleştirilip, 30° oblik kuvvetin uygulanması sonucu implantın boyun çevresindeki kemikte (a) ve implant yüzeyinde (b) ortaya çıkan Von Misses stres dağılımı.

4.6 mm TIPI/Mandibula/ Von Misses stres değerleri(MPa)	Vertikal kuvvet		Oblik kuvvet (30° açılı)	
	İmplant boyun bölgesindeki kemik	İmplant yüzeyi	İmplant boyun bölgesindeki kemik	İmplant yüzeyi
Stres dağılımı				
Vertikal yerleşim	Max:11.90 MPa Min:3.96 MPa	Max:82.11MPa Min:35.84MPa	Max:66.40MPa Min:22.13 MPa	Max:377.89MPa Min:108.66 MPa
25° açılı yerleşim	Max:40.24MPa Min: 13.41 MPa	Max:523.8 MPa Min:116.8MPa	Max:30.24 MPa Min: 12.96 MPa	Max:211.84MPa Min:35.83 MPa

Tablo-10: 4.6 mm çapında ve 10.5 mm uzunluğundaki implantın mandibulaya vertikal ya da oblik yerleştirilmesi sonucu uygulanan vertikal ve oblik kuvvetlerin implantın boyun çevresindeki kemikte ve implant yüzeyinde ortaya çıkardıkları Von Misses stres değerleri.

4.6 mm çapında ve 10.5 mm uzunluğundaki implantın mandibulaya vertikal ya da oblik (25° açılı) pozisyonda yerleştirilmesi ile vertikal ve oblik (30° açılı) kuvvetler uygulanmasıyla elde ettiğimiz sonuçları değerlendirecek olursak; implantın boyun çevresindeki kompakt kemikte meydana gelen Von Misses stres değerinin en

fazla olduğu durum, implantın vertikal yerleştirilmesi ve kuvvetin 30⁰ açılı uygulanması olmuştur. Elde edilen Von Misses stres değeri de maksimum 66.40 MPa'dır. İmplant yüzeyinde meydana gelen Von Misses stres değerinin en fazla olduğu durum ise, implantın 25⁰ açılı pozisyonda yerleştirilmesi ve kuvvetin vertikal uygulanması ile elde edilmiştir. Elde edilen maksimum Von Misses değeri 523.8 MPa'dır. Tam tersi durum yani, implantın boyun çevresindeki kompakt kemikte ve implant yüzeyinde meydana gelen maksimum Von Misses stres değerinin en az olduğu durum kuvvetin ve implantın aynı doğrultuda (kuvvet vertikal, implant vertikal) olması ile kaydedilmiştir. İmplantın boyun çevresindeki kompakt kemikte meydana gelenmaksimum Von Misses stres değeri 11.90 MPa ve implant yüzeyinde meydana gelen maksimum Von Misses stres değeri de 82.11 MPa olarak kaydedilmiştir.

İmplantın ve kuvvetin aynı doğrultuda (kuvvet vertikal, implant vertikal) olduğu grupta, implant çevresindeki kemikte rezorbsiyonun daha az olacağını Von Misses stres değerleri bize göstermiştir. Bu yüzden diğer gruplara kıyasla, bu grubun ideal grup olduğunu ifade edebiliriz.

İmplantın vertikal pozisyonda yerleştirilmesi ve kuvvetin 30⁰ açılı yönde uygulanması sonucu, implantın boyun çevresindeki kemikte Von Misses stres değerleri oldukça yüksek bulunmuş ve bu yüksek değerin implantın boyun çevresindeki kemikte diğer gruplara kıyasla daha fazla rezorbsiyona neden olacağı düşünölmüştür. Ancak implant yüzeyinde meydana gelen en yüksek Von Misses stres değerinin ise implantın 25⁰ açılı pozisyonda yerleştirilip, kuvvetin vertikal olarak uygulandığı grup olarak kaydedilmiştir (Tablo-10).

Maksilla ve mandibulaya uygulanmış 4.6 mm çapında ve 10.5 mm uzunluğundaki Tapered Internal Plus (TIP) implantın, boyun bölgesindeki kemikte meydana gelecek rezorbsiyonun en az ve en fazla olacağı gruplarınher iki çenede de aynı olduğu görölmüştür (Tablo-8,10).

3.8 mm ve 4.6 mm çapında Tapered Internal Plus (TIP) implantların mandibulaya ve maksillaya vertikal ya da oblik (25⁰ açılı) pozisyonda yerleştirilmesi sonucu vertikal ve oblik (30⁰ açılı) yönde kuvvetlerin uygulanması ile elde edilen 4

grubun maksimum Von Misses stres değerlerinin karşılaştırılması tablo-15,16,17,18'de gösterilmiştir.

4.3. Maksillaya yerlaştirilen 3.75 mm, 4.2 mm çapında ve 10 mm uzunluğundaki Dual Fit (DF) implantların boyun çevresindeki kemikte ve implant yüzeyinde meydana gelen Von Mises stres değerleri.

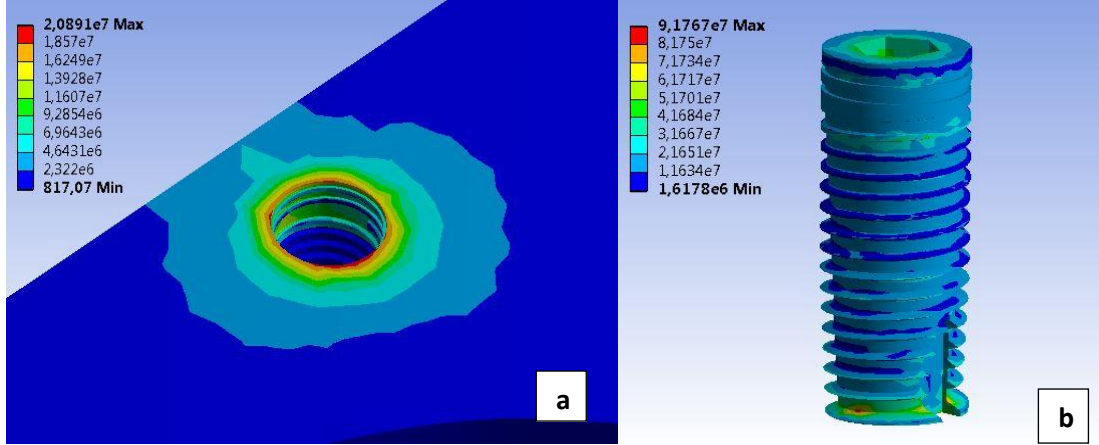
4.3.1. 3.75 mm çapında ve 10 mm boyundaki implantın maksillaya vertikal ya da oblik yerleştirilmesi sonucu uygulanan vertikal ve oblik kuvvetlerin implantın boyun çevresindeki kemikte ve implant yüzeyinde ortaya çıkardıkları Von Misses stres değerlerinin lm:

A. İmplantın dik pozisyonda yerleştirilip, kuvvet vertikal yönde uygulandığında:

3.75 mm çapında ve 10 mm uzunluğunda platform switching tasarımına sahip Dual Fit (DF) implantın maksillaya vertikal pozisyonda yerleştirilmesi ve kuvvetin vertikal yönde uygulanması ile elde edilen stres analizine göre;

a) İmplantın boyun çevresindeki spongioz kemikte oluşan maksimum ve minimum Von Misses stres değerleri sırasıyla 20.89 MPa ve 9.28 MPa'dır.

b) İmplant yüzeyinde oluşan Von Misses stres değeri ise 61.71 MPa ile 11.63 MPa arasındadır. Burada göze çarpan değer, implantın apikalinde maksimum Von Misses stres değerinin 91.76 MPa olmasıdır (**şekil-24a,b**).



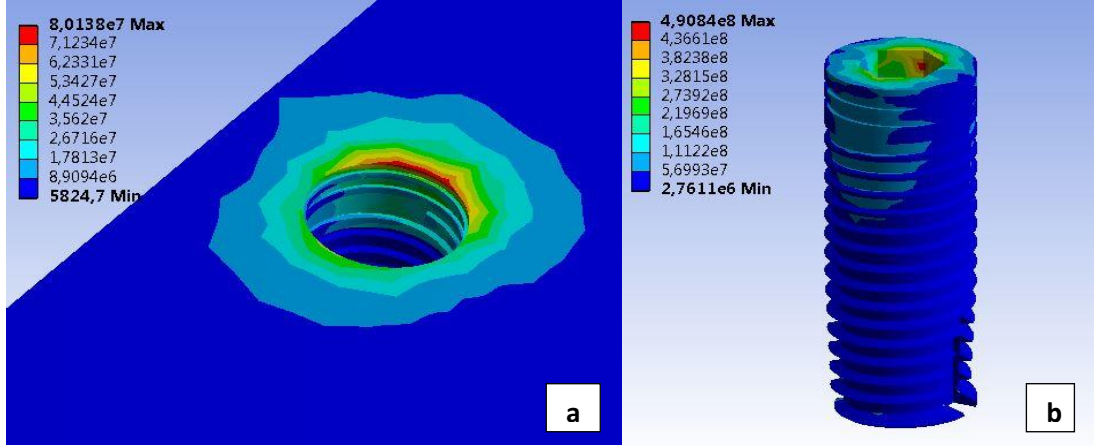
Şekil-24: 3.75 mm çapındaki Dual Fit (DF) implantın maksillaya dik yerleştirilip kuvvetin vertikal uygulanması sonucu implantın boyun çevresindeki kemikte (a) ve implant yüzeyinde (b) ortaya çıkan Von Misses stres dağılımı.

B.İmplantın dik pozisyonda yerleştirilip, kuvvet 30° oblik yönde uygulandığında:

3.75 mm çapında ve 10 mm uzunluğunda platform switching tasarımına sahip Dual Fit (DF) implantın maksillaya vertikal pozisyonda yerleştirilmesi ve kuvvetin 30° açılı uygulanması ile elde edilen stres analizine göre;

a) Oblik kuvvet uygulanmasıyla implantın boyun çevresindeki spongiöz kemikte oluşan maksimum ve minimum Von Misses stres değerleri sırasıyla 80.13 MPa ve 26.71 MPa'dır.

b) İmplant yüzeyinde oluşan maksimum ve minimum Von Misses stres değerleri ise sırasıyla 490.84 MPa ve 165.46 MPa'dır (Şekil-25a,b).



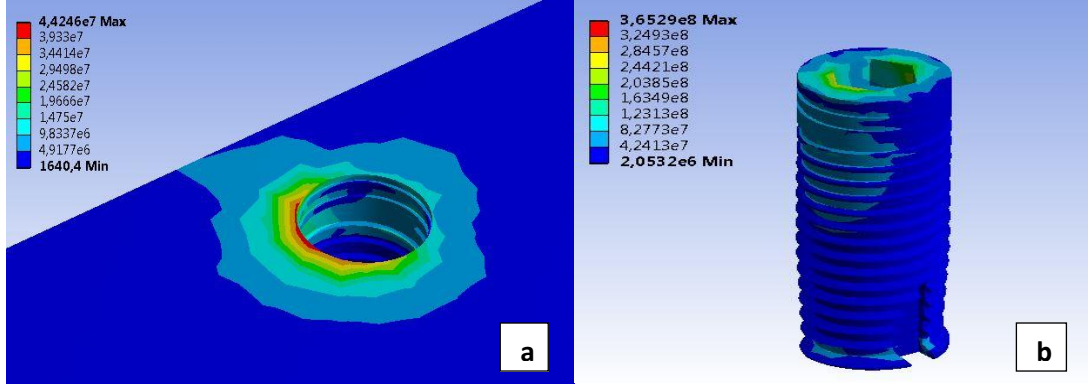
Şekil-25: 3.75 mm çapındaki Dual Fit (DF) implantın maksillaya dik yerleştirilip, 30° oblik kuvvetin uygulanması sonucu implantın boyun çevresindeki kemikte (a) ve implant yüzeyinde (b) ortaya çıkan Von Misses stres dağılımı.

C. İmplant 25° oblik pozisyonda yerleştirilip, kuvvet vertikal yönde uygulandığında:

3.75 mm çapında ve 10 mm uzunluğunda platform switching tasarımına sahip Dual Fit (DF) implantın maksillaya 25° açılı pozisyonda yerleştirilmesi ve kuvvetin vertikal yönde uygulanması ile elde edilen stres analizine göre;

a) Oblik yerleştirilen ve vertikal kuvvet uygulanan implantın boyun çevresindeki spongiöz kemikte oluşan maksimum ve minimum Von Misses stres değerleri sırasıyla 44.24 MPa ve 14.75 MPa'dır.

b) İmplant yüzeyinde oluşan maksimum ve minimum Von Misses stres değerleri ise sırasıyla 324.93 MPa ve 163.49 MPa'dır (Şekil-26a,b).



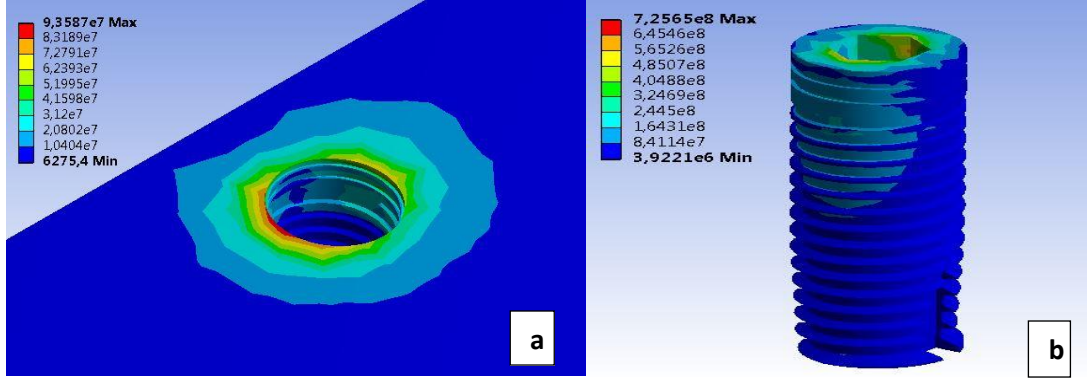
Şekil-26: 3.75 mm çapındaki Dual Fit (DF) implantın maksillaya 25° oblik yerleştirilip, kuvvetin vertikal uygulanması sonucu implantın boyun çevresindeki kemikte (a) ve implant yüzeyinde (b) ortaya çıkan Von Misses stres dağılımı.

D. İmplantın 25° oblik pozisyonda yerleştirilip, kuvvet 30° oblik yönde uygulandığında:

3.75 mm çapında ve 10 mm uzunluğunda platform switching tasarımına sahip Dual Fit (DF) implantın maksillaya 25° açılı pozisyonda yerleştirilmesi ve kuvvetin 30° açılı yönde uygulanması ile elde edilen stres analizine göre;

a) Oblik yerleştirilen ve oblik kuvvet uygulanan implantın boyun çevresindeki spongiöz kemikte oluşan maksimum ve minimum Von Misses stres değerleri sırasıyla 93.58 MPa ve 31.2 MPa'dır.

b) İmplant yüzeyinde oluşan maksimum ve minimum Von Misses stres değerleri ise sırasıyla 725.65 MPa ve 324.69 MPa'dır (Şekil-27a,b).



Şekil-27: 3.75 mm çapındaki Dual Fit (DF) implantın maksillaya 25⁰ oblik yerleştirilip, 30⁰ oblik kuvvetin uygulanması sonucu implantın boyun çevresindeki kemikte (a) ve implant yüzeyinde (b) ortaya çıkan Von Misses stres dağılımı.

3.75mm DFI/Maksilla/ Von Misses stres değerleri(MPa)	Vertikal kuvvet		Oblik kuvvet (30 ⁰ açılı)	
	İmplant boyun bölgesindeki kemik	İmplant yüzeyi	İmplant boyun bölgesindeki kemik	İmplant yüzeyi
Vertikal yerleşim	Max:20.89 MPa Min: 9.28 MPa	Max: 61.71MPa Min: 11.63 MPa	Max: 80.13MPa Min: 26.71 MPa	Max: 490.83MPa Min: 165.46 MPa
25 ⁰ açılı yerleşim	Max: 44.24MPa Min: 14.75 MPa	Max:324.93 MPa Min:163.49 MPa	Max: 93.58MPa Min: 31.20 MPa	Max: 725.65MPa Min: 324.69 MPa

Tablo-11: 3.75 mm çapında ve 10 mm boyundaki implantın maksillaya vertikal ya da oblik yerleştirilmesi sonucu uygulanan vertikal ve oblik kuvvetlerin implantın boyun çevresindeki kemikte ve implant yüzeyinde ortaya çıkardıkları Von Misses stres değerleri.

3.75 mm çapında ve 10 mm uzunluğundaki implantın maksillaya vertikal ya da oblik (25⁰ açılı) yerleştirilmesi ile vertikal ve oblik (30⁰ açılı) yönde kuvvetler uygulanmasıyla elde ettiğimiz sonuçları değerlendirecek olursak; implantın boyun çevresindeki spongiöz kemikte ve implant yüzeyinde meydana gelen Von Misses stres değerinin en fazla olduğu durum, implantın 25⁰ açılı pozisyonda yerleştirilmesi

ve kuvvetin 30° açılı uygulanması olmuştur. Spongioz kemikte meydana gelen Von Misses stres değeri, maksimum 93.58 MPa'dır. İmplant yüzeyinde meydana gelen maksimum Von Misses stres değeri ise daha fazladır ve bu değer 725.65 MPa'dır. Tam tersi durum yani, implantın boyun çevresindeki spongioz kemikte ve implant yüzeyinde meydana gelen maksimum Von Misses stres değerinin en az olduğu durum kuvvetin ve implantın aynı doğrultuda (kuvvet vertikal, implant vertikal) olması ile kaydedilmiştir. İmplantın boyun çevresindeki spongioz kemikte meydana gelen maksimum Von Misses stres değeri 20.89 MPa ve implant yüzeyinde meydana gelen maksimum Von Misses stres değeri de 61.71 MPa olarak kaydedilmiştir.

İmplantın ve kuvvetin aynı doğrultuda (kuvvet vertikal, implant vertikal) olduğu grup, implant çevresindeki kemikte meydana getireceği rezorbsiyonun en az olacağını Von Misses stres değerleri ile bize göstermiştir. Bu yüzden diğer gruplara kıyasla, bu grubun ideal grup olduğunu ifade edebiliriz.

İmplantın 25° açılı pozisyonda yerleştirilmesi ve kuvvetin 30° açılı yönde uygulanması Von Misses stres değerlerinin en yüksek olduğu ve implantın boyun çevresindeki kemikte diğer gruplara kıyasla en fazla rezorbsiyonun meydana gelebileceği şeklinde yorumlayabiliriz (Tablo-11).

Kuvvetin ve implantın aynı pozisyonda uygulanması sonucu, 3.75 mm çapında ve 10 mm uzunluğundaki Dual Fit (DF) implantın apikal bölgesinde Von Misses stres değeri gözle görülür şekilde yüksek kaydedilmiştir. implantın apikal yüzeyinde ortaya çıkan Von Misses stres değeri 91.75 MPa'dır. Dual Fit implantın apile doğru yiv sayısı artar ve yiv adımı doğal olarak azalır. 1.2 mm'lik yiv adımı vardır. Bu yüzden stres birikimi orta kronal üçlüden daha çok apikal üçlüde görülür. (Tablo-11).

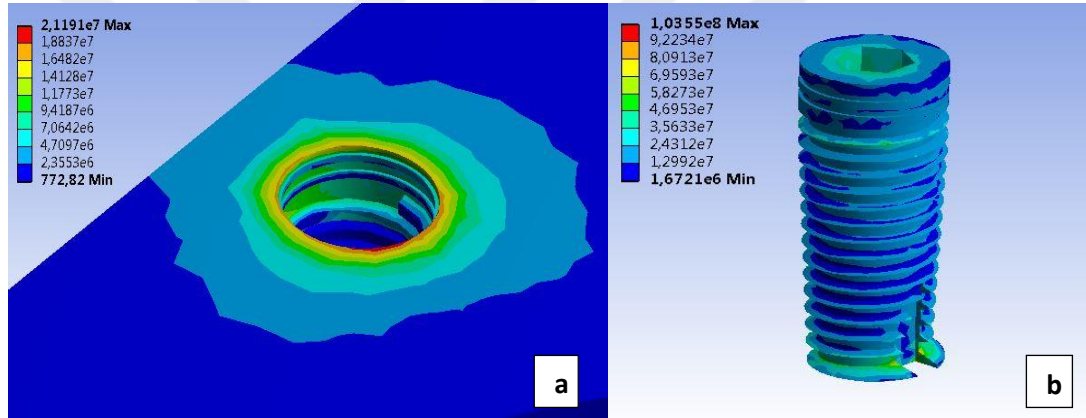
4.3.2. 4.2 mm çapında ve 10 mm uzunluğundaki implantın maksillaya vertikal ya da oblik yerleştirilmesi sonucu uygulanan vertikal ve oblik kuvvetlerin implantın boyun çevresindeki kemikte ve implant yüzeyinde ortaya çıkardıkları Von Misses stres değerleri:

A. İmplantın dik pozisyonda yerleştirilip, kuvvet vertikal yönde uygulandığında:

4.2 mm çapında ve 10 mm uzunluğunda platform switching tasarımına sahip Dual Fit (DF) implantın maksillaya vertikal pozisyonda yerleştirilmesi ve kuvvetin vertikal yönde uygulanması ile elde edilen stres analizine göre;

a) İmplantın boyun çevresindeki spongiöz kemikte oluşan maksimum ve minimum Von Misses stres değerleri sırasıyla 21.19 MPa ve 7.64 MPa'dır.

B) İmplant yüzeyinde oluşan maksimum Von Misses stres değerleri ise sırasıyla 58.27 MPa'dır. Vertikal yerleştirilen ve vertikal kuvvet uygulanan implantın apikal yüzeyindeki maksimum Von Misses stres değeri 69.59 MPa'dır (Şekil-28a,b).



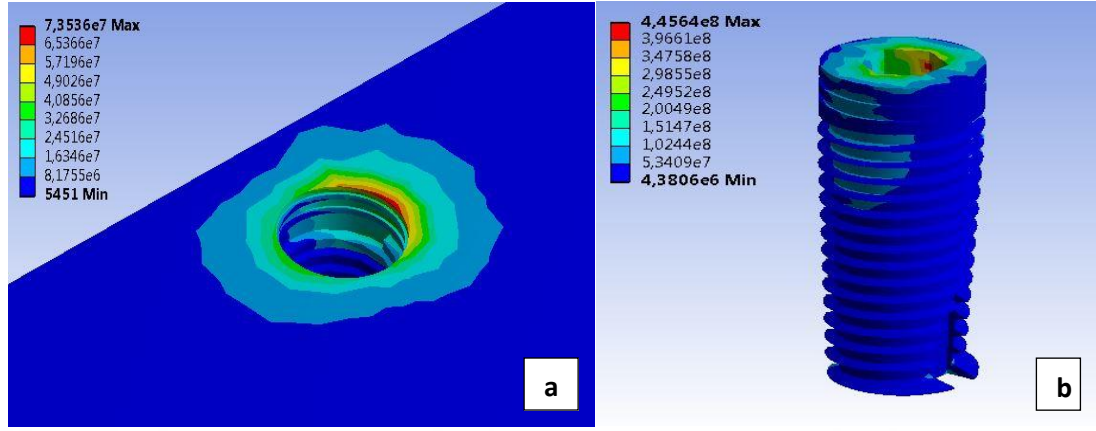
Şekil-28:4.2 mm çapındaki Dual Fit (DF) implantın maksillaya dik yerleştirilip, kuvvetin vertikal uygulanması sonucu, implantın boyun çevresindeki kemikte (a) ve implant yüzeyinde (b) ortaya çıkan Von Misses stres dağılımı.

B. İmplantın dik pozisyonda yerleştirilip, kuvvet 30° oblik yönde uygulandığında:

4.2 mm çapında ve 10 mm uzunluğundaki platform switching tasarımına sahip Dual Fit (DF) implantın maksillaya vertikal pozisyonda yerleştirilmesi ve kuvvetin 30° açılı yönde uygulanması ile elde edilen stres analizine göre;

a) Oblik kuvvet uygulanan implantın boyun çevresindeki spongiöz kemikte oluşan maksimum ve minimum Von Misses stres değerleri sırasıyla 73.53 MPa ve 24.51 MPa'dır.

b) İmplant yüzeyinde oluşan maksimum Von Misses stres değeri ise 396.61 MPa ile 278.55 MPa arasındadır (Şekil-29a,b).



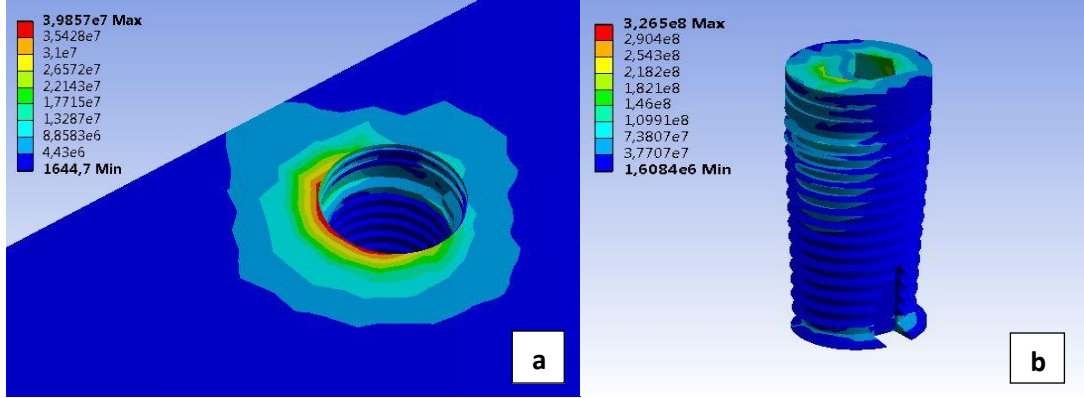
Şekil-29: 4.2 mm çapındaki Dual Fit (DF) implantın maksillaya dik yerleştirilip, 30° oblik kuvvetin uygulanması sonucu, implantın boyun çevresindeki kemikte (a) ve implant yüzeyinde (b) ortaya çıkan Von Misses stres dağılımı.

C. İmplant 25° oblik pozisyonda yerleştirilip, kuvvet vertikal yönde uygulandığında:

4.2 mm çapında ve 10 mm uzunluğundaki platform switching tasarımına sahip Dual Fit (DF) implantın maksillaya 25° açılı pozisyonda yerleştirilmesi ve kuvvetin vertikal yönde uygulanması ile elde edilen stres analizine göre;

a) Oblik yerleştirilen ve vertikal kuvvet uygulanan implantın boyun çevresindeki spongiöz kemikte oluşan maksimum ve minimum Von Misses stres değerleri sırasıyla 39.85 MPa ve 13.28 MPa'dır.

b) İmplant yüzeyinde oluşan maksimum ve minimum Von Misses stres değerleri ise 254.8 MPa ve 146 MPa'dır (Şekil-30a,b).



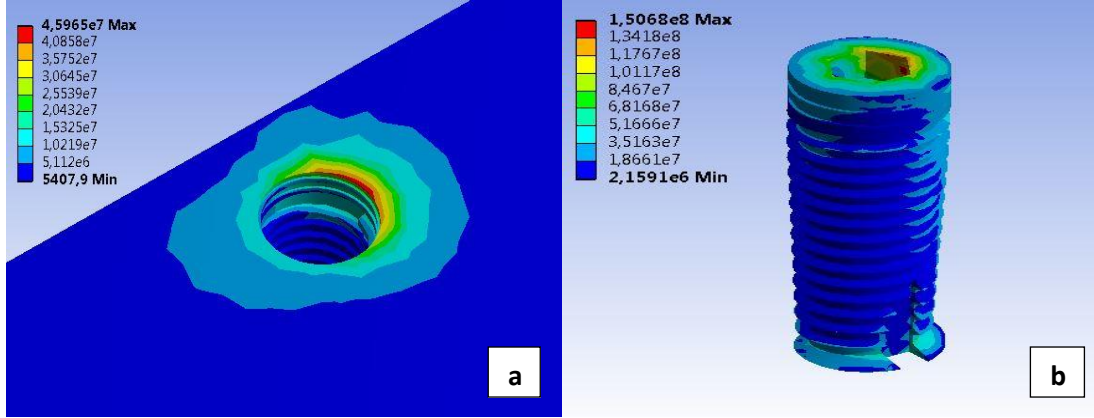
Şekil-30: 4.2 mm çapındaki Dual Fit (DF) implantın maksillaya 25° oblik yerleştirilip, kuvvetin vertikal uygulanması sonucu, implantın boyun çevresindeki kemikte (a) ve implant yüzeyinde (b) ortaya çıkan Von Misses stres dağılımı.

D. İmplantın 25° oblik pozisyonda yerleştirilip, kuvvet 30° oblik yönde uygulandığında:

4.2 mm çapında ve 10 mm uzunluğundaki platform switching tasarımına sahip Dual Fit (DF) implantın maksillaya 25° açılı pozisyonda yerleştirilmesi ve kuvvetin 30° açılı yönde uygulanması ile elde edilen stres analizine göre;

a) Oblik yerleştirilen ve oblik kuvvet uygulanan implantın boyun çevresindeki spongiöz kemikte oluşan maksimum ve minimum Von Misses stres değerleri sırasıyla 45.96 MPa ve 15.32 MPa'dır.

b) İmplant yüzeyinde oluşan maksimum ve minimum Von Misses stres değerleri ise sırasıyla 150.68 MPa ve 51.66 MPa'dır (Şekil-31a,b).



Şekil-31: 4.2 mm çapındaki Dual Fit (DF) implantın maksillaya 25° oblik yerleştirilip, 30° oblik kuvvetin uygulanması sonucu implantın boyun çevresindeki kemikte (a) ve implant yüzeyinde (b) ortaya çıkan Von Misses stres dağılımı.

4.2mm DFI /Maksilla / Von Misses stres değerleri(MPa)	Vertikal kuvvet		Oblik kuvvet (30° açılı)	
	İmplant boyun bölgesindeki kemik	İmplant yüzeyi	İmplant boyun bölgesindeki kemik	İmplant yüzeyi
Stres dağılımı				
Vertikal yerleşim	Max:21.19 MPa Min: 7.64 MPa	Max:58.27 MPa	Max: 73.53MPa Min:24.51 MPa	Max:396.61MPa Min:298.55 MPa
25° açılı yerleşim	Max:39.85MPa Min: 13.28 MPa	Max:254.8 MPa Min: 146MPa	Max:45.96 MPa Min: 15.32 MPa	Max:150.68MPa Min:51.66 MPa

Tablo-12: 4.2 mm çapında ve 10 mm uzunluğundaki implantın maksillaya vertikal ya da oblik yerleştirilmesi sonucu, uygulanan vertikal ve oblik kuvvetlerin implantın boyun çevresindeki kemikte ve implant yüzeyinde ortaya çıkardıkları Von Misses stres değerleri.

4.2 mm çapında ve 10 mm uzunluğundaki implantın maksillaya vertikal ya da oblik (25° açılı) yerleştirilmesi ile vertikal ve oblik (30° açılı) yönde kuvvetler uygulanmasıyla elde ettiğimiz sonuçları değerlendirecek olursak; implantın boyun çevresindeki spongiöz kemikte ve implant yüzeyinde meydana gelen Von Misses stres değerinin en fazla olduğu durum, implantın vertikal pozisyonda yerleştirilmesi

ve kuvvetin 30° açılı yönde uygulanması sonucu olmuştur. Spongioz kemikte meydana gelen Von Misses stres değeri maksimum 73.53 MPa'dır. İmplant yüzeyinde meydana gelen maksimum Von Misses stres değeri ise daha fazladır ve bu değer 396.61 MPa'dır Tam tersi durum yani, implantın boyun çevresindeki spongioz kemikte ve implant yüzeyinde meydana gelen maksimum Von Misses stres değerinin en az olduğu durum kuvvetin ve implantın aynı doğrultuda (kuvvet vertikal, implant vertikal) olması ile elde edilmiştir. İmplantın boyun çevresindeki spongioz kemikte meydana gelen Von Misses stres değeri maksimum 21.19 MPa ve implant yüzeyinde meydana gelen maksimum Von Misses stres değeri de 58.27 MPa olarak kaydedilmiştir.

İmplantın ve kuvvetin aynı doğrultuda (kuvvet vertikal, implant vertikal) olduğu grup, implant çevresindeki kemikte meydana getireceği rezorbsiyonun en az olacağını Von Misses stres değerleri ile bize göstermiştir. Bu yüzden diğer gruplara kıyasla, bu grubun ideal grup olduğunu ifade edebiliriz.

İmplantın vertikal pozisyonda yerleştirilmesi ve kuvvetin 30° açılı yönde uygulanması Von Misses stres değerlerinin en yüksek olduğu ve implantın boyun çevresindeki kemikte diğer gruplara kıyasla, en fazla rezorbsiyonun meydana gelebileceği şeklinde yorumlayabiliriz (Tablo-12).

Kuvvetin ve implantın aynı pozisyonda uygulanması sonucu, 4.2 mm çapında ve 10 mm uzunluğundaki Dual Fit (DF) implantın apikal bölgesinde Von Misses stres değeri gözle görülür şekilde yüksek kaydedilmiştir. 4.2 mm çapında ve 10 mm uzunluğundaki Dual Fit (DF) implantın apikal bölgesinde ortaya çıkan Von Misses stres değeri; 69.59 MPa'dır. Dual Fit implantın apile doğru yiv sayısı artar ve yiv adımı doğal olarak azalır. 1.2 mm'lik yiv adımı vardır. Bu yüzden stres birikimi orta kronal üçlüden daha çok apikal üçlüde görülür (Tablo-12).

İmplantların yüzeyinde stres birikiminin sıklıkla implantın 25° açılı yerleşimi ve kuvvetin 30° açılı uygulanması sonucu olduğu net şekilde görülmüştür. Bu durumun, her ne kadar implantın çevresindeki stres değerini yükseltip rezorbsiyona neden olduğu saptanmışsa da, aynı durumun implant yüzeyinde de stres birikimine neden olduğu elde ettiğimiz veriler doğrultusunda ifade edebiliriz. Bu sonuç; biriken

stresin implant yüzeyinden çevresindeki kemiğe yansıdığı ve orada stresin artarak rezorbsiyona neden olduğunun bir göstergesidir.

4.4. Mandibulaya yerleştirilen 3.75 mm, 4.2 mm çapında ve 10 mm uzunluğundaki Dual Fit (DF) implantların boyun çevresindeki kemikte ve implant yüzeyinde meydana gelen Von Mises stres değerleri.

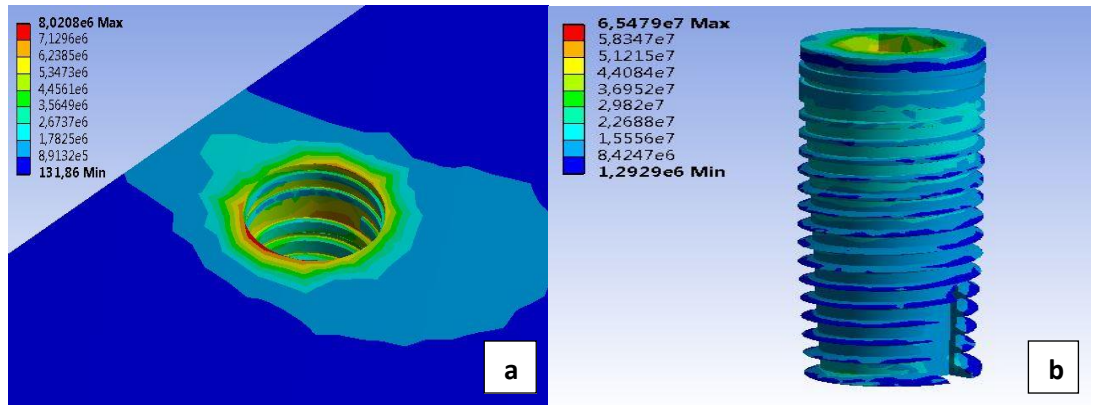
4.4.1. 3.75 mm çapında ve 10 mm uzunluğundaki implantın mandibulaya vertikal ya da oblik (25° açılı) yerleştirilmesi sonucu uygulanan vertikal ve oblik (30° açılı) kuvvetlerin implantın boyun çevresindeki kemikte ve implant yüzeyinde ortaya çıkardıkları Von Mises stres değerleri:

A. İmplantın dik pozisyonda yerleştirilip, kuvvet vertikal yönde uygulandığında:

3.75 mm çapında ve 10 mm uzunluğunda platform switching tasarımına sahip Dual Fit (DF) implantın mandibulaya vertikal pozisyonda yerleştirilmesi ve kuvvetin vertikal yönde uygulanması ile elde edilen stres analizine göre;

a) İmplantın boyun çevresindeki kompakt kemikte oluşan maksimum ve minimum Von Mises stres değerleri sırasıyla 8.02 MPa ve 2.67 MPa'dır.

b) İmplant yüzeyinde oluşan maksimum Von Mises stres değeri ise 51.21 MPa'dır (Şekil-32a,b).



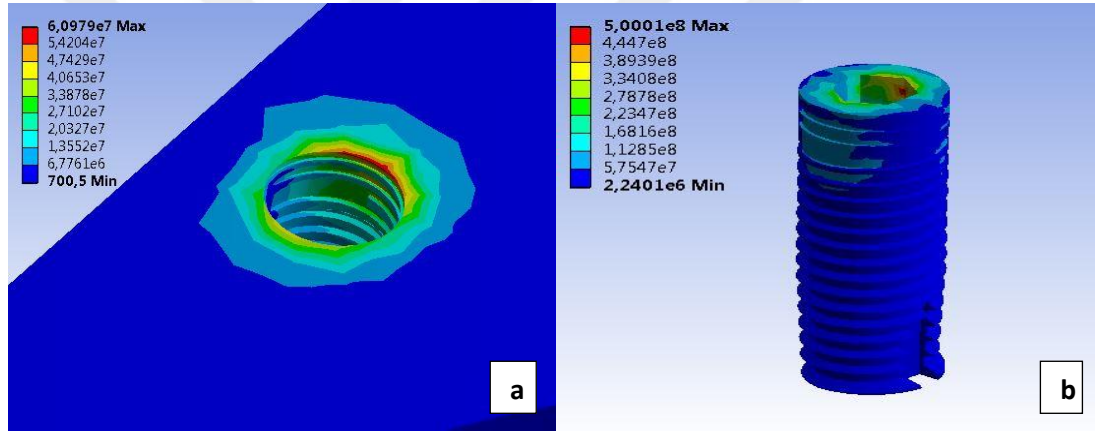
Şekil-32: 3.75 mm çapındaki Dual Fit (DF) implantın mandibulaya dik yerleştirilip, kuvvetin vertikal uygulanması sonucu, implantın boyun çevresindeki kemikte (a) ve implant yüzeyinde (b) ortaya çıkan Von Mises stres dağılımı.

B. İmplantın dik pozisyonda yerleştirilip, kuvvet 30° oblik yönde uygulandığında:

3.75 mm çapında ve 10 mm uzunluğunda platform switching tasarımına sahip Dual Fit (DF) implantın mandibulaya vertikal pozisyonda yerleştirilmesi ve kuvvetin 30° açılı yönde uygulanması ile elde edilen stres analizine göre;

a) Dik yerleştirilen ve 30° oblik kuvvet uygulanan implantın boyun çevresindeki kompakt kemikte oluşan maksimum ve minimum Von Misses stres değerleri sırasıyla 60.97 MPa ve 20.32 MPa'dır.

b) İmplant yüzeyinde oluşan maksimum ve minimum Von Misses stres değerleri ise sırasıyla 500.01 MPa ve 112.85 MPa'dır (Şekil-33a,b).



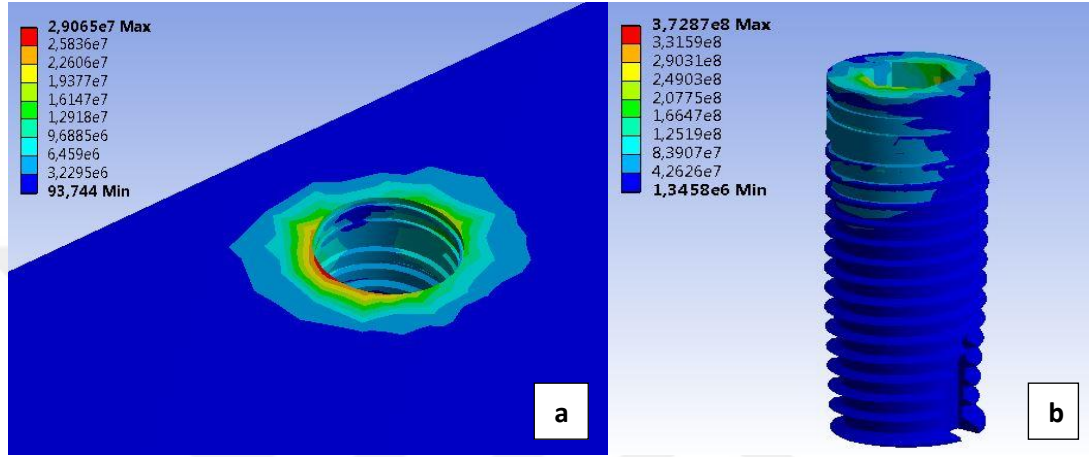
Şekil-33: 3.75 mm çapındaki Dual Fit (DF) implantın mandibulaya dik yerleştirilip, 30°oblik kuvvetin uygulanması sonucu, implantın boyun çevresindeki kemikte (a) ve implant yüzeyinde (b) ortaya çıkan Von Misses stres dağılımı.

C. İmplant 25° oblik pozisyonda yerleştirilip, kuvvet vertikal yönde uygulandığında:

3.75 mm çapında ve 10 mm uzunluğunda platform switching tasarımına sahip Dual Fit (DF) implantın mandibulaya 25° açılı pozisyonda yerleştirilmesi ve kuvvetin vertikal yönde uygulanması ile elde edilen stres analizine göre;

a) Oblik yerleştirilen ve vertikal kuvvet uygulanan implantın boyun çevresindeki kompakt kemikte oluşan maksimum ve minimum Von Mises stres değerleri sırasıyla 29.06 MPa ve 9.68 MPa'dır.

b) İmplant yüzeyinde oluşan maksimum Von Mises stres değeri ise 249.03 MPa ile 125.19 MPa arasındadır (Şekil-34a,b).



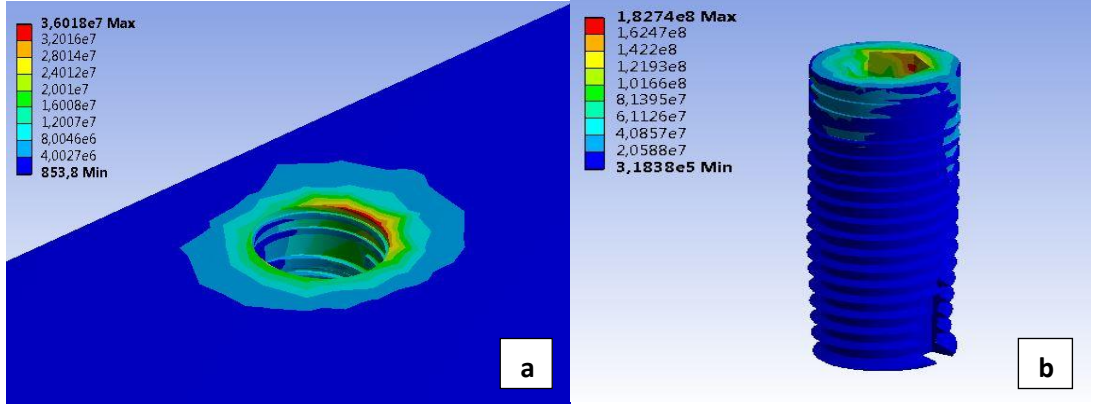
Şekil-34: 3.75 mm çapındaki Dual Fit (DFI) implantın mandibulaya 25° oblik yerleştirilip, kuvvetin vertikal uygulanması sonucu implantın boyun çevresindeki kemikte (a) ve implant yüzeyinde (b) ortaya çıkan Von Mises stres dağılımı.

D. İmplantın 25° oblik pozisyonda yerleştirilip, kuvvet 30° oblik yönde uygulandığında:

3.75 mm çapında ve 10 mm uzunluğunda platform switching tasarımına sahip Dual Fit (DF) implantın mandibulaya 25° açılı pozisyonda yerleştirilmesi ve kuvvetin 30° açılı yönde uygulanması ile elde edilen stres analizine göre;

a) Oblik yerleştirilen ve 30° oblik kuvvet uygulanan implantın boyun çevresindeki kompakt kemikte oluşan maksimum ve minimum Von Mises stres değerleri sırasıyla 36.01 MPa ve 12 MPa'dır.

b) İmplant yüzeyinde oluşan maksimum ve minimum Von Mises stres değerleri ise sırasıyla 182.74 MPa ile 61.12 MPa'dır (Şekil-35a,b).



Şekil-35: 3.75 mm çapındaki Dual Fit (DF) implantın mandibulaya 25⁰ oblik yerleştirilip, 30⁰ oblik kuvvetin uygulanması sonucu implantın boyun çevresindeki kemikte (a) ve implant yüzeyinde (b) ortaya çıkan Von Misses stres dağılımı.

3.75 mm DFI/Mandibula/ Von Misses stres değerleri(MPa)	Vertikal kuvvet		Oblik kuvvet (30 ⁰ açılı)	
	İmplant boyun bölgesindeki kemik	İmplant yüzeyi	İmplant boyun bölgesindeki kemik	İmplant yüzeyi
Stres dağılımı				
Vertikal yerleşim	Max:8.02 MPa Min: 2.67 MPa	Max: 51.21 MPa	Max: 60.97MPa Min: 20.37 MPa	Max:500.01 MPa Min:112.85 MPa
25⁰ açılı yerleşim	Max:29.06MPa Min:9.68 MPa	Max:249.03 MPa Min:125.19 MPa	Max: 36.01MPa Min: 12 MPa	Max:182.74MPa Min:61.12 MPa

Tablo-13: 3.75 mm çapında ve 10 mm uzunluğundaki implantın mandibulaya vertikal ya da oblik yerleştirilmesi sonucu, uygulanan vertikal ve oblik kuvvetlerin implantın boyun çevresindeki kemikte ve implant yüzeyinde ortaya çıkardıkları Von Misses stres değerleri.

3.75 mm çapında ve 10 mm uzunluğundaki implantın mandibulaya vertikal ya da oblik (25⁰ açılı) yerleştirilmesi ile vertikal ve oblik (30⁰ açılı) kuvvetler uygulanmasıyla elde ettiğimiz sonuçları değerlendirecek olursak; implantın boyun çevresindeki kompakt kemikte ve implant yüzeyinde meydana gelen Von Misses stres değerinin en fazla olduğu pozisyon, implantın vertikal pozisyonda

yerleştirilmesi ve kuvvetin 30⁰ açılı yönde uygulanması olmuştur. Kompakt kemikte meydana gelen maksimum Von Misses stres değeri 60.97 MPa'dır. İmplant yüzeyinde meydana gelen maksimum Von Misses stres değeri ise daha fazladır ve bu değer 500.01 MPa'dır Tam tersi durum yani, implantın boyun çevresindeki kompakt kemikte ve implant yüzeyinde meydana gelen maksimum Von Misses stres değerinin en az olduğu durum kuvvetin ve implantın aynı doğrultuda (kuvvet vertikal, implant vertikal) olması ile kaydedilmiştir. İmplantın boyun çevresindeki kompakt kemikte meydana gelen Von Misses stres değeri maksimum 8.02 MPa ve implant yüzeyinde meydana gelen maksimum Von Misses stres değeri de 51.21 MPa olarak kaydedilmiştir.

İmplantın ve kuvvetin aynı doğrultuda (kuvvet vertikal, implant vertikal) olduğu grubun implant çevresindeki kemikte rezorbsiyonun en az olacağını Von Misses stres değerleri ile bize göstermiştir. Bu yüzden diğer gruplara kıyasla, bu grubun ideal grup olduğunu ifade edebiliriz.

İmplantın vertikal pozisyonda yerleştirilmesi ve kuvvetin 30⁰ açılı yönde uygulanması Von Misses stres değerlerinin en yüksek olduğu ve implantın boyun çevresindeki kemikte diğer gruplara kıyasla en fazla rezorbsiyona neden olacağı şeklinde yorumlayabiliriz (Tablo-13).

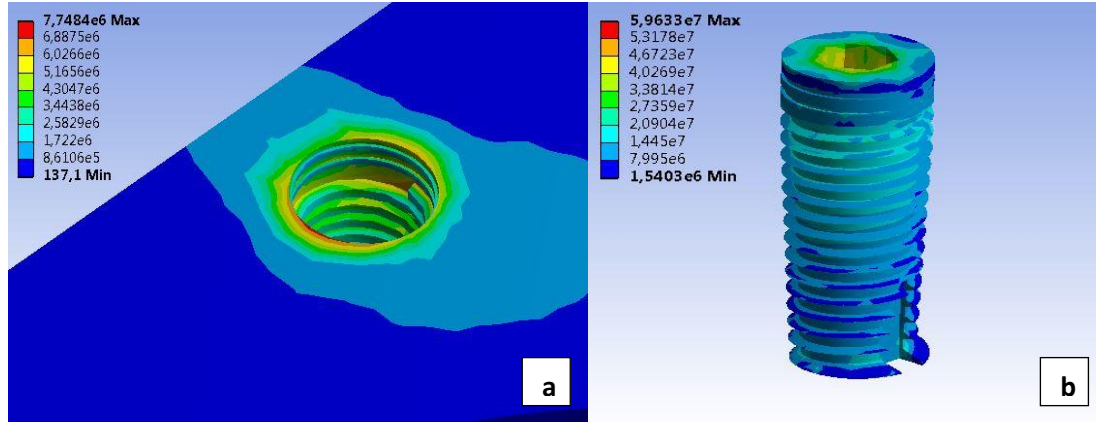
4.4.2. 4.2 mm çapında ve 10 mm uzunluğundaki implantın mandibulaya vertikal ya da oblik yerleştirilmesi sonucu uygulanan vertikal ve oblik kuvvetin implantın boyun çevresindeki kemikte ve implant yüzeyinde ortaya çıkan Von Misses stres değerleri:

A. İmplantın dik pozisyonda yerleştirilip ve kuvvet vertikal yönde uygulandığında:

4.2 mm çapında ve 10 mm uzunluğunda platform switching tasarımına sahip Dual Fit (DF) implantın mandibulaya vertikal pozisyonda yerleştirilmesi ve kuvvetin vertikal yönde uygulanması ile elde edilen stres analizine göre;

a) İmplantın boyun çevresindeki kompakt kemikte oluşan maksimum ve minimum Von Misses stres değerleri sırasıyla 7.74 MPa ve 2.58 MPa'dır.

b) İmplant yüzeyinde oluşan maksimum ve minimum Von Misses stres değerleri ise sırasıyla 46.72 MPa ve 20.90 MPa'dır (Şekil-36a,b).



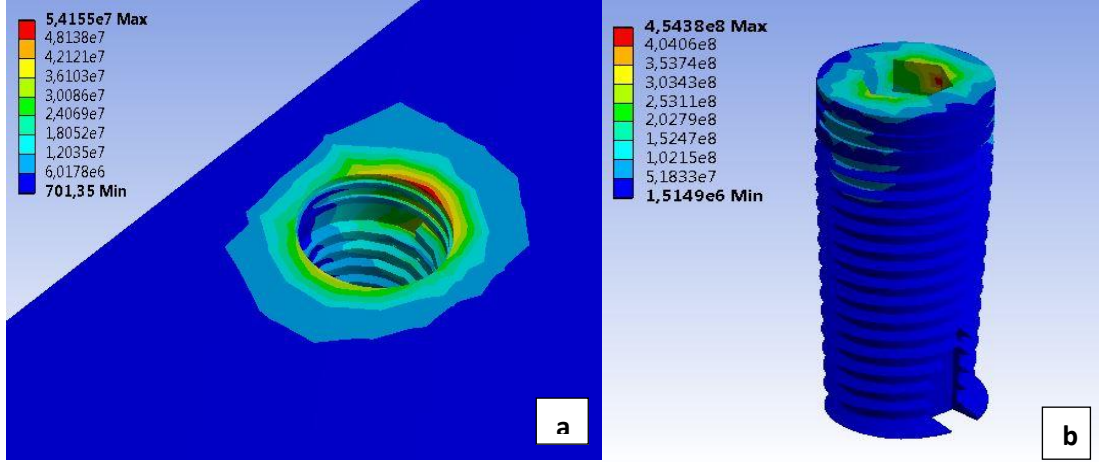
Şekil-36: 4.2 mm çapındaki Dual Fit (DF) implantın mandibulaya dik yerleştirilip, kuvvetin vertikal uygulanması sonucu implantın boyun çevresindeki kemikte (a) ve implant yüzeyinde (b) ortaya çıkan Von Misses stres dağılımı.

B.İmplantın dik pozisyonda yerleştirilip, kuvvet 30° oblik yönde uygulandığında:

4.2 mm çapında ve 10 mm uzunluğunda platform switching tasarımına sahip Dual Fit (DF) implantın mandibulaya vertikal pozisyonda yerleştirilmesi ve kuvvetin 30° açılı yönde uygulanması ile elde edilen stres analizine göre;

a) Dik yerleştirilen ve 30° oblik kuvvet uygulanan implantın boyun çevresindeki kompakt kemikte oluşan maksimum ve minimum Von Misses stres değerleri sırasıyla 54.15 MPa ve 18.05 MPa'dır.

b) İmplantın boyun bölgesinde oluşan maksimum ve minimum Von Misses stres değerleri ise sırasıyla 454.38 MPa ve 152.47 MPa'dır (Şeki-37a,b).



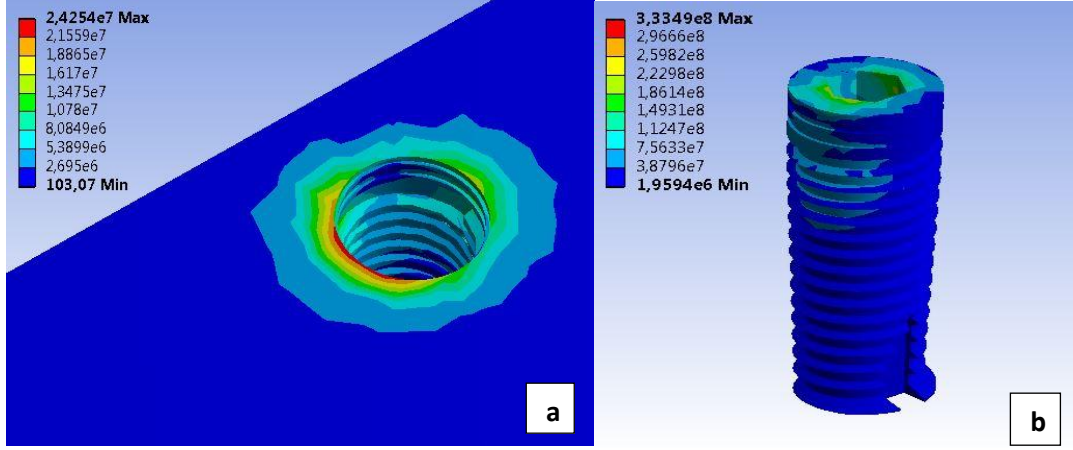
Şekil-37: 4.2 mm çapındaki Dual Fit (DF) implantın mandibulaya dik yerleştirilip, 30° oblik kuvvetin uygulanması sonucu implantın boyun çevresindeki kemikte (a) ve implant yüzeyinde (b) ortaya çıkan Von Misses stres dağılımı.

C. İmplant 25° oblik pozisyonda yerleştirilip, kuvvet vertikal yönde uygulandığında:

4.2 mm çapında ve 10 mm uzunluğunda platform switching tasarımına sahip Dual Fit (DF) implantın mandibulaya 25° açılı pozisyonda yerleştirilmesi ve kuvvetin vertikal yönde uygulanması ile elde edilen stres analizine göre;

a) Oblik yerleştirilen ve vertikal kuvvet uygulanan implantın boyun çevresindeki kompakt kemikte oluşan maksimum ve minimum Von Misses stres değerleri 24.25 MPa ve 10.78 MPa'dır.

b) İmplant yüzeyinde oluşan maksimum Von Misses stres değeri ise 222.98 MPa ile 149.31 MPa arasındadır (Şekil-38a,b).



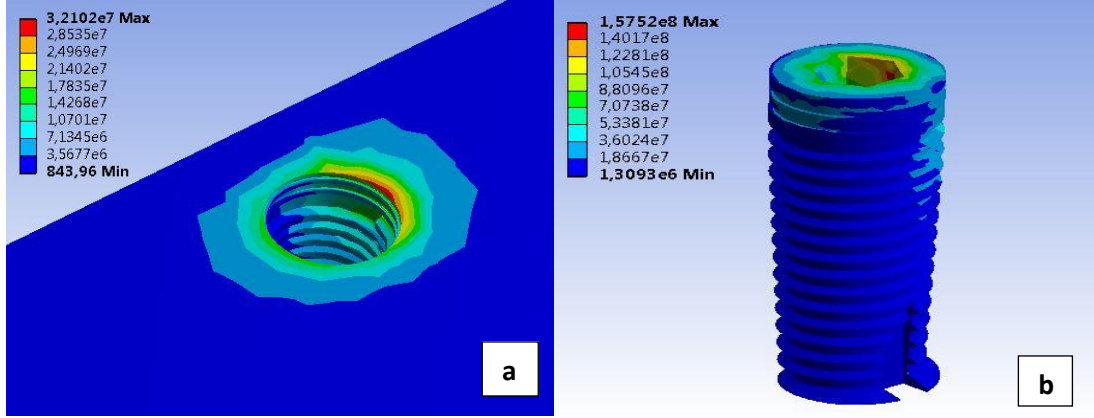
Şekil-38: 4.2 mm çapındaki Dual Fit (DF) implantın mandibulaya 25° oblik yerleştirilip, kuvvetin vertikal uygulanması sonucu implantın boyun çevresindeki kemikte (a) ve implant yüzeyinde (b) ortaya çıkan Von Misses stres dağılımı.

D. İmplantın 25° oblik pozisyonda yerleştirilip, kuvvet 30° oblik yönde uygulandığında:

4.2 mm çapında ve 10 mm uzunluğunda platform switching tasarımına sahip Dual Fit (DF) implantın mandibulaya 25° açılı yerleştirilmesi ve kuvvetin 30° açılı ile elde edilen stres analizine göre;

a) Oblik yerleştirilen ve 30° oblik kuvvet uygulanan implantın boyun çevresindeki kompakt kemikte oluşan maksimum ve minimum Von Misses stres değerleri sırasıyla 32.10 MPa ve 14.26 MPa'dır.

b) İmplant yüzeyinde oluşan maksimum ve minimum Von Misses stres değerleri ise sırasıyla 157.52 MPa ile 53.38 MPa arasındadır (Şekil-39a,b).



Şekil-39: 4.2 mm çapındaki Dual Fit (DF) implantın mandibulaya 25° oblik yerleştirilip, 30° oblik kuvvetin uygulanması sonucu implantın boyun çevresindeki kemikte (a) ve implant yüzeyinde (b) ortaya çıkan Von Misses stres dağılımı.

4.2 mm DFI/Mandibula/ Von Misses stres değerleri(MPa)	Vertikal kuvvet		Oblik kuvvet (30° açılı)	
	İmplant boyun bölgesindeki kemik	İmplant yüzeyi	İmplant boyun bölgesindeki kemik	İmplant yüzeyi
Stres dağılımı				
Vertikal yerleşim	Max: 7.74MPa Min: 2.58 MPa	Max: 46.72MPa Min: 20.90 MPa	Max: 54.15MPa Min: 18.05 MPa	Max: 454.38MPa Min: 152.47 MPa
25° açılı yerleşim	Max:24.25MPa Min: 10.78 MPa	Max: 222.98MPa Min:149.31MPa	Max: 32.10MPa Min: 14.26 MPa	Max:257.52MPa Min: 53.38 MPa

Tablo-14: 4.2 mm çapında ve 10 mm uzunluğundaki implantın mandibulaya vertikal ya da oblik yerleştirilmesi sonucu uygulanan vertikal ve oblik kuvvetin implantın boyun çevresindeki kemikte ve implant yüzeyinde ortaya çıkan Von Misses stres değerleri.

4.2 mm çapında ve 10 mm uzunluğundaki implantın mandibulaya vertikal ya da oblik (25° açılı) yerleştirilmesi ile vertikal ve oblik (30° açılı) kuvvetler uygulanmıştır. implantın boyun çevresindeki kompakt kemikte ve implant yüzeyinde meydana gelen Von Misses stres değerinin en fazla olduğu durum, implantın vertikal yerleştirilmesi ve kuvvetin 30° açılı uygulanması olmuştur. Kompakt kemikte

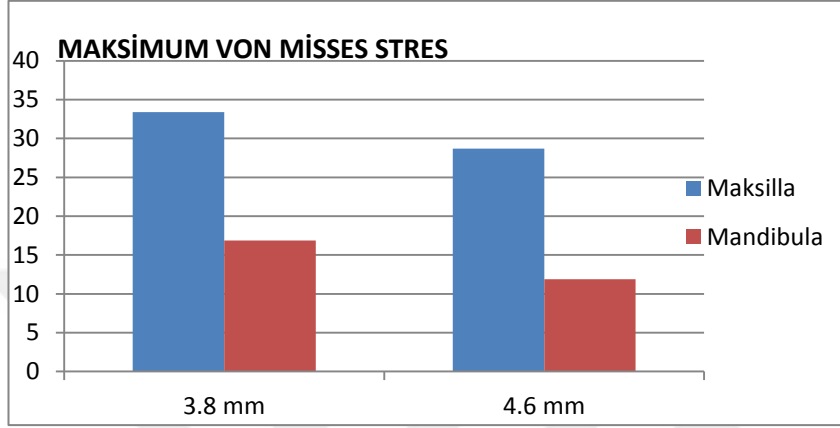
meydana gelen Von Misses stres değeri maksimum 54.15 MPa'dır. İmplant yüzeyinde meydana gelen maksimum Von Misses stres değeri ise daha fazladır ve bu değer 454.38 MPa'dır. Tam tersi durum yani, implantın boyun çevresindeki kompakt kemikte ve implant yüzeyinde meydana gelen maksimum Von Misses stres değerinin en az olduğu durum, kuvvetin ve implantın aynı doğrultuda (kuvvet vertikal, implant vertikal) olması ile kaydedilmiştir. İmplantın boyun çevresindeki kompakt kemikte meydana gelen Von Misses stres değeri maksimum 7.74 MPa ve implant yüzeyinde meydana gelen maksimum Von Misses stres değeri de 46.72 MPa olarak kaydedilmiştir.

İmplantın ve kuvvetin aynı doğrultuda (kuvvet vertikal, implant vertikal) olduğu grupta implant çevresindeki kemikte rezorbsiyonun daha az olacağını Von Misses stres değerleri bize göstermiştir. Bu yüzden diğer gruplara kıyasla, bu grubun ideal grup olduğunu ifade edebiliriz.

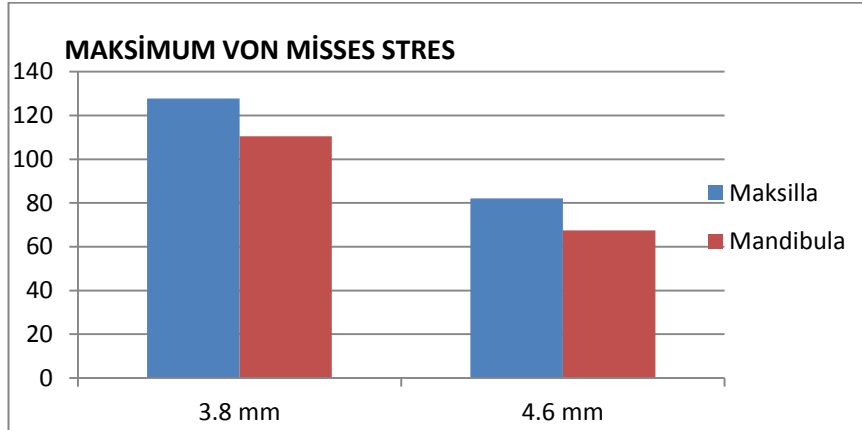
İmplantın vertikal pozisyonda yerleştirilmesi ve kuvvetin 30° açılı yönde uygulanması ile Von Misses stres değerlerinin en yüksek olduğu ve implantın boyun çevresindeki kemikte diğer gruplara kıyasla en fazla rezorbsiyona neden olacağı şeklinde yorumlayabiliriz (Tablo-14).

3.75 mm ve 4.2 mm çapında Dual Fit (DF) implantların mandibulaya ve maksillaya vertikal ya da oblik (25° açılı) pozisyonda yerleştirilmesi sonucu vertikal ve oblik (30° açılı) yönde kuvvetlerin uygulanması ile elde edilen 4 grubun maksimum Von Misses stres değerlerinin karşılaştırılması Tablo-19,20,21,22'de gösterilmiştir.

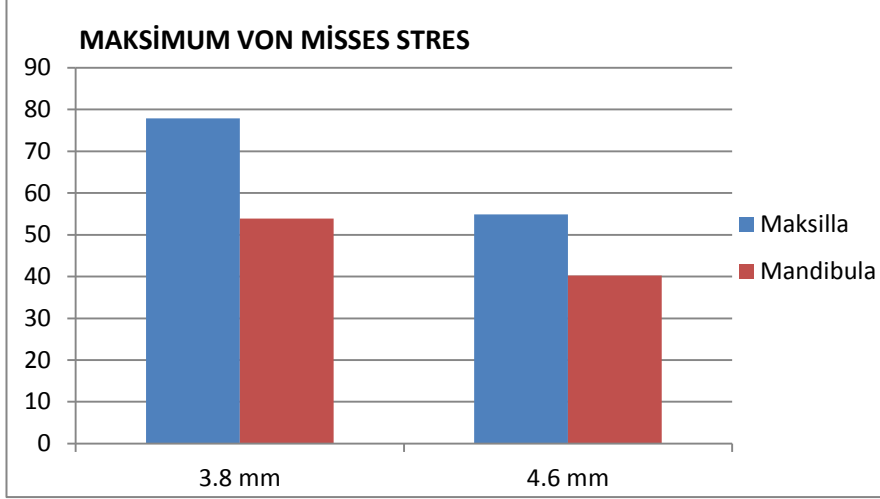
4.5. 3.8 mm ve 4.6 mm çapında Tapered Internal Plus (TIP) implantların mandibulaya ve maksillaya vertikal ya da oblik (25° açılı) pozisyonda yerleştirilmesi sonucu vertikal ve oblik (30° açılı) yönde kuvvetlerin uygulanması ile elde edilen 4 grubun maksimum Von Misses stres değerlerinin karşılaştırılması:



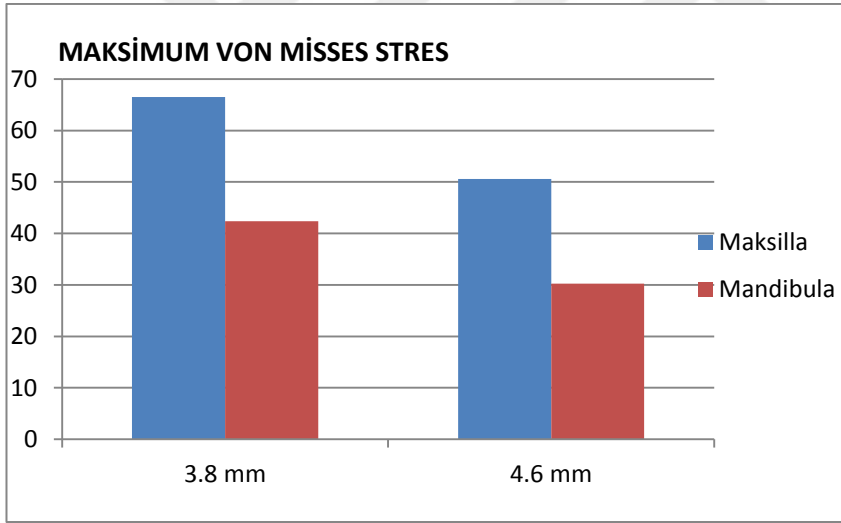
Tablo-15: 3.8 mm ve 4.6 mm çapında Tapered Internal Plus (TIP) implantların maksilla ve mandibulaya vertikal pozisyonda yerleştirip, vertikal yönde kuvvet uygulandığında implantın boyun bölgesindeki kemikte ortaya çıkan maksimum Von Misses stres değerleri (MPa).



Tablo-16: 3.8 mm ve 4.6 mm çapında Tapered Internal Plus (TIP) implantların maksilla ve mandibulaya vertikal pozisyonda yerleştirip, oblik (30° açılı) yönde kuvvet uygulandığında implantın boyun bölgesindeki kemikte ortaya çıkan maksimum Von Misses stres değerleri (MPa).

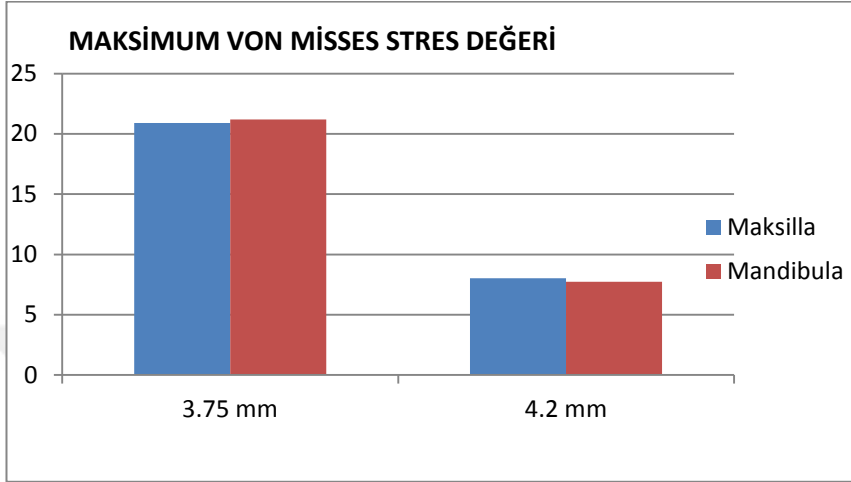


Tablo-17: 3.8 mm ve 4.6 mm çapında Tapered Internal Plus (TIP) implantların maksilla ve mandibulaya oblik (25° açılı) pozisyonda yerleştirip, vertikal yönde kuvvet uygulandığında implantın boyun bölgesindeki kemikte ortaya çıkan maksimum Von Misses stres değerleri (MPa).

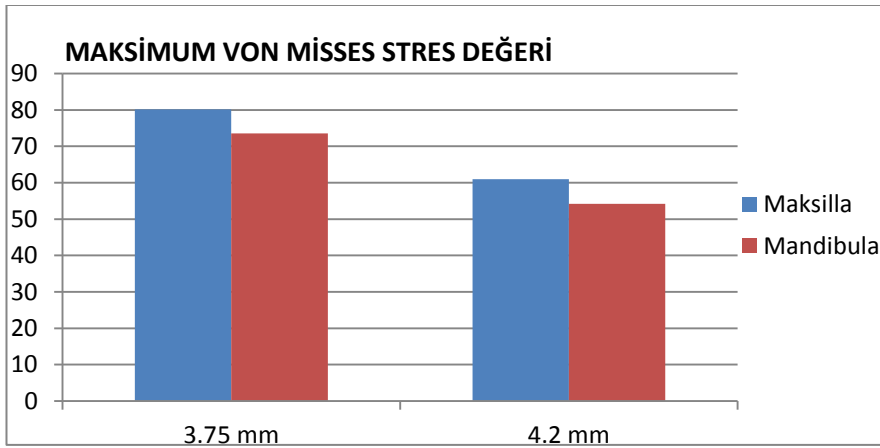


Tablo-18: 3.8 mm ve 4.6 mm çapında Tapered Internal Plus (TIP) implantların maksilla ve mandibulaya oblik (25° açılı) pozisyonda yerleştirip, oblik (30° açılı) yönde kuvvet uygulandığında implantın boyun bölgesindeki kemikte ortaya çıkan maksimum Von Misses stres değerleri (MPa).

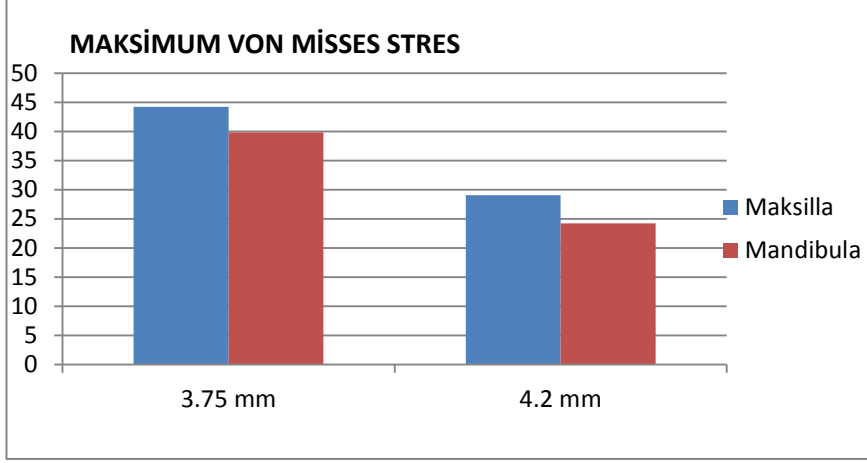
4.6. 3.75 mm ve 4.2 mm çapında Dual Fit (DF) implantların mandibulaya ve maksillaya vertikal ya da oblik (25° açılı) pozisyonda yerleştirilmesi sonucu vertikal ve oblik (30° açılı) yönde kuvvetlerin uygulanması ile elde edilen 4 grubun maksimum Von Misses stres değerlerinin karşılaştırılması:



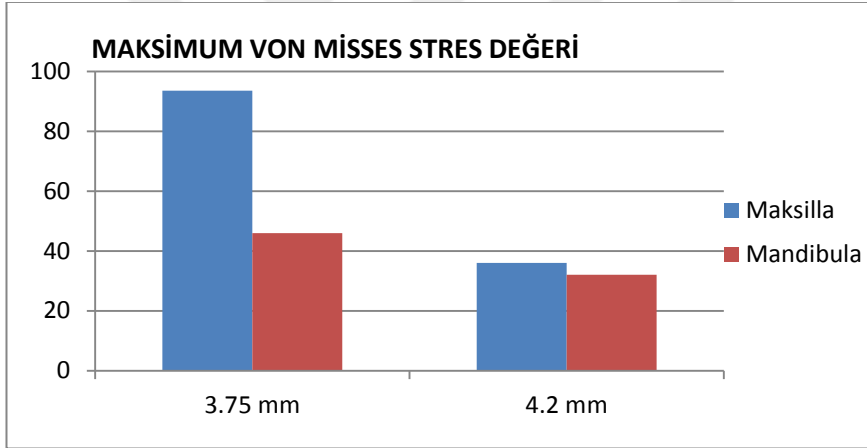
Tablo-19: 3,75 mm ve 4.2 mm çapında Dual Fit (DF) implantların maksilla ve mandibulaya vertikal pozisyonda yerleştirip, vertikal yönde kuvvet uygulandığında implantın boyun bölgesindeki kemikte ortaya çıkan maksimum Von Misses stres değerleri (MPa).



Tablo-20: 3,75 mm ve 4.2 mm çapında Dual Fit (DF) implantların maksilla ve mandibulaya vertikal pozisyonda yerleştirip, oblik (30° açılı) yönde kuvvet uygulandığında implantın boyun bölgesindeki kemikte ortaya çıkan maksimum Von Misses stres değerleri (MPa).



Tablo-21: 3,75 mm ve 4.2 mm çapında Dual Fit (DF) implantların maksilla ve mandibulaya oblik (25° açılı) pozisyonda yerleştirip, vertikal yönde kuvvet uygulandığında implantın boyun bölgesindeki kemikte ortaya çıkan maksimum Von Misses stres değerleri (MPa).



Tablo-22: 3,75 mm ve 4.2 mm çapında Dual Fit (DF) implantların maksilla ve mandibulaya oblik (25° açılı) pozisyonda yerleştirip, oblik (30° açılı) kuvvet uygulandığında implantın boyun bölgesindeki kemikte ortaya çıkan maksimum Von Misses stres değerleri (MPa).

5.TARTIŞMA

Dental implantlar, son yirmi yıldır diş eksikliklerinin tedavisinde başarı ile kullanılmaktadır (196). Ancak yapılan çalışmalar, dental implantların uzun dönemde %100 başarılı olamadığını göstermektedir. Klinik ve deneysel çalışmalar implant çevresindeki kemiğe iletilen yüklerin, kemik rezorbsiyonuna ve bunun sonucunda implantların kaybına yol açabileceğini bildirmektedir (197,198). İntraoral alanda oluşan fonksiyonel ve parafonksiyonel kuvvetler, implantların üst yapıları vasıtası ile implantlara, buradan da komşu kemiğe iletilmektedir. Bu kuvvetler implant-kemik temas alanında gerilmeye ve şekil değiştirmeye neden olarak, implant çevresindeki kemikte remodelingi de etkileyebilmektedir (197).

Yapılan çalışmalara baktığımızda, kemik modellemeler için çeşitli yöntemler kullanılmıştır. Bu amaçla dijital görüntüleme tekniklerinden yararlanarak (bilgisayarlı tomografi, manyetik rezonans) ya da bilgisayar ortamında kemik morfolojileri tasarlanarak, kemik modelleri oluşturulmuştur. Bu araştırmalar incelendiğinde, çeşitli boyutlarda kemik modelleri ortaya konmuştur (199).

Kemik canlı bir doku olduğundan izotropik değildir ve üzerine gelen kuvvetlere karşı gösterdiği deformasyon her bölgede aynı oranda olmayabilir (197). Her bölgede aynı olmayan deformasyonun oluşturacağı dezavantajın ortadan kaldırılması ve gerçeğe daha uygun modellemeler yapılabilmesi için, MR veya CT cihazlarından elde edilen görüntüler kullanılabilir (200).

Maksillanın farklı bölgelerinde farklı kemik yoğunluğu bulunmaktadır (199). Maksillada sıklıkla rastlanılan kemik yoğunluğu tipi D3'tür (201,202). Anterior maksillada vakaların %65'i, posterior maksillada ise %50'si D3 kemiğin özelliğini taşımaktadır. Bu nedenle yapılan çalışmalarda tüm maksilla D3 tipi kemiğin özelliklerine uygun olarak modellenmiştir (203). Kortikal kemik kalınlığı ise 1 mm olarak kabul edilmiştir (204). Bu bilgileri referans alarak çalışmamızda, maksilla posterior bölgeyi D3 kemik farzederek kortikal kemik kalınlığını 1 mm kabul ettik.

Mandibula, maksillaya oranla daha az sayıda farklı kemik yoğunluğunu barındırmaktadır. Mandibulada daha çok D2 kemik yoğunluğu vardır. Bu nedenle çalışmalarda tüm mandibula, D2 tipi kemiğin özelliklerine uygun olarak

modellenmiştir (203). Kortikal kemik kalınlığı ise 2 mm olarak kabul edilmiştir (204).

Gujjarlapudi ve arkadaşlarının yapmış oldukları çalışmada (2013), implantın uygulanacağı mandibula dişsiz bölgesi 24x40x11 mm ebatlarında ve kortikal kemik 2 mm kalınlığında modellenmiştir (205).

Wang ve arkadaşlarının yaptıkları üç boyutlu sonlu eleman analizinde (2002), boyutları 42x11x21 mm olan kemik bloğu kullanmış, kortikal kemik kalınlığını 2 mm olarak belirlemişlerdir (206).

Teixera ve arkadaşlarının yaptıkları araştırmada (1998), farklı olarak modelleme aşamasında implanttan 4,2 mm'den daha uzak mesafede yapılan kemik modellemelerinin sonlu elemanlar stres analizi sonuçlarını anlamlı olarak etkilemediği gösterilmiştir (190).

Meijer ve arkadaşları (1993), mandibulanın tamamının modellenmesi yerine çalışılacak bölgenin daha detaylı modellenmesinin daha az zaman alıcı ve daha kolay olması nedeniyle yeterli olacağını bildirmişlerdir (207).

Premnath ve arkadaşlarının ise (2013) farklı kemik yoğunluklarına sahip kemik modellerinde, farklı implant tasarımlarını kullanarak stres dağılımlarını değerlendirmişlerdir. Bunun için yüksekliği 28 mm ve bukkolingual kalınlığı 12 mm olan mandibulada 1. molar diş bölgesinin kemik modelini oluşturmuşlardır. Çalışmalarında oluşturdukları modellerin tümünde, implantın boyun bölgesindeki kemikte yüksek oranda Von Misses stres değerleri elde etmişlerdir (208).

Chang ve arkadaşları ise (2012), dişsiz maksilla 1. molar diş bölgesinin bilgisayarlı tomografi görüntülerinden yararlanarak kemik modelleri oluşturmuşlardır. Kemik modelinin boyutları; bukkolingual olarak 11 mm, yüksekliği 13 mm ve meziodistal olarak 6.5 mm olacak şekilde belirlemişlerdir (209).

Schwitalla ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada ise (2015), mandibula sol 1. molar diş bölgesinin CT kesit görüntülerinden yararlanarak kemik modelini

oluşturmuşlardır. Kemik modelinin boyutları; yükseklik 27.5 mm, bukkolingul kalınlık 12.3 mm ve meziodistal mesafe ise 11.4 mm'dir (210).

Bizim çalışmamızda ise, kemik modelleri oluşturulurken maksiller ve mandibular sağ 1. molar diş bölgelerinin sonlu elemanlar stres analizi yapılacağından, tam maksiller ve mandibular çene kemiğini taklit edecek modelleri oluşturduk. Bunun için Rhinoceros 4.0 yazılımı kullanıldı. Modellerin bu şekilde oluşturulmasının sebebi, iki farklı dental implant firmasının değişen çapları ve uygulanan farklı kuvvet yönlerinin boyun bölgesindeki kemikte meydana getirdikleri stresi incelemeyi amaçlamamız ve modeller arasında standardizasyonu sağlamaya çalışmamızdır. Modeller CT (bilgisayarlı tomografi) görüntüsünden yararlanarak 30x20x10 mm ebatlarında olacak şekilde üst çene ve alt çene kemiği elde edilmiştir.

Spongioz ve kortikal kemikte meydana gelen kuvvetler kıyaslandığında, tüm implantlarda yapılan yüklemeler sonucu oluşan kuvvetlerin, kortikal kemikte spongioza göre daha fazla olduğu kaydedilmiştir. Kortikal kemiğin elastiklik modülünün yüksek olmasından dolayı etki eden kuvvetlerin büyük bir kısmının kortikal kemik tarafından karşılandığının belirtisidir. Spongioz kemiğin elastiklik modülünün düşük olması gelen kuvvetleri kompanse etmede etkili olmaktadır. Bu veriler implant uygulamalarında kortikal kemiğin içerisinde belli miktarda spongioz kemiğin bulunması gerektiğini bize göstermekte ve önemli detay olarak vurgulanmaktadır (211).

İncelediğimiz birçok çalışmada, dental implantların etrafındaki stres dağılımını değerlendirmek için ya tüm çene kemiği ya da belli boyutlarda kemik bloklar sonlu elemanlar modeli oluşturmak için hazırlanmıştır. Çene kemiğinin her noktasının farklı yoğunlukta olması nedeniyle bazen modellenemez. Bu yüzden kendi araştırmamıza rehber olarak seçtiğimiz çalışmalarda, kemik modellerinin merkezlerinde spongioz kemik, etrafında belli kalınlıkta kortikal kemik olacak şekilde çalışma modelleri oluşturduklarını gördük. Bu araştırmalarda, kortikal kemik kalınlığının ne kadar olacağını kortikal kemiğin implantı bukkalden ve lingualden ya da palatinalden desteklemesini istedikleri oranda olmaktadır. Yani bukkalden 1 mm ve lingualden de 1 mm kortikal kemik kalınlığı kalacak şekilde destek kortikal kemik kalınlığını belirtmişlerdir (205). *Bizde çalışmamızda elde ettiğimiz modellerde;*

mandibulada 2 mm, maksillada 1 mm kalınlığında kortikal kemik oluşturduk ve kortikal kemiğin i yüzeyini spongiöz kemik olarak tanımladık.

Canlıya ait herhangi bir dokunun içyapısı hiçbir zaman %100 homojen ve izotropik değildir. Bu sebeple sonlu elemanlar stres analizi modelleri, peri-implant alanındaki dokuyu doğru bir Şekilde yansıtamazlar. İmplantların çevresinde poröz yapı sergileyen trabeküler kemik bulunduğu için, implant-kemik teması yani osseointegrasyon hiçbir zaman %100 değildir. Yapılan histolojik çalışmalarda implant kemik temasının ortalama %61,3 olduğu tespit edilmiştir (211).

Kortikal kemik, trabeküler kemik, titanyum parçalar (dental implantlar ve st yapıları), krom-kobalt esaslı metal alt yapı, feldspatik esaslı porselene ait elastiklik modülü ve poisson oranı için kabul edilmiş genel değerler bulunmamaktadır. Siman boşluğuda, diğer sonlu elemanlar analizi çalışmalarında olduğu gibi ihmal edilmiştir.

Sonlu elemanlar stres analizi, dental implant ve restorasyonların biyomekanik incelemesi açısından kullanılan etkili bir yöntemdir. İn vivo ve in vitro çalışma yöntemleri kullanılarak kemik, diş, periodonsiyum gibi canlı dokuların stres analizini yapmak çok zordur. Bu nedenle canlı dokuların bilgisayar ortamında, çeşitli programlar yardımı ile bu dokuların modeli oluşturularak stres değerlerinin dağılımını görebilmek için bu yöntem seçilmiştir. Bu yöntem karmaşık bir geometrisi olan yapıların araştırılması açısından da uygun yöntem olmuştur (212).

Sonlu elemanlar stres analizi ile yapılan ilk çalışmalarda, basitleştirme ve sınırlandırma işlemi modellerin iki boyutlu olarak hazırlanması ile yapılmaktaydı. Fakat bu konudaki bilgi birikiminin artması ile iki boyutlu sonlu eleman analizi metodunun, normal stres dağılımını detaylı yansıtmadığı dşnlmeye başlanmıştır. Yapılan çalışmalarda üç boyutlu sonlu elemanlar analizinin, kemikteki nc boyutta oluşabilecek değişikliklerin dağılımını iki boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemine göre gerçeğe daha yakın olarak verebileceği bildirilmiştir (213). İsmail ve arkadaşlarının yapmış oldukları iki ve üç boyutlu sonlu elemanlar analizini karşılaştırdıkları çalışmalarında (1987), iki boyutlu analizde asal gerilme dağılımlarının incelemesinin yeterli olduğu, ancak normal gerilme dağılımlarında yeterli doğru sonuç vermeyeceğini bildirmişlerdir (214). İki boyutlu stres analiz

yöntemi uygulanarak yapılan modellemelerde elemanlar sadece bir alana sahipmiş gibi değerlendirilirken, derinlik boyunca oluşabilecek değişimler göz önüne alınmaz. Üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizinde ise, elemanlar bir hacme sahip olduğu için her yönde oluşabilecek değişimler incelenebilir (214,215).

Sonlu elemanlar analizinde, sınır koşulları belirlenirken materyale uygulanan kuvvetin büyüklüğü, tipi ve uygulama zamanı belirlenir. Çalışmada mandibula hareketleri, çiğneme kaslarının yapıldığı bölgeler; kondil, koronoid proses ve mandibuler angulus üzerinde nodlar işaretlenerek sınır bölgeleri belirlenir. Yani mandibulanın hareket doğrultuları gerçeğe yakın olarak belirlenir. Nagasao ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada (2002) ise, mandibulanın hareketleri kısıtlanmış hareket edeceği kısımlar sabitlenmiştir. Mandibula modelinin gerçeğe yakın belirlenmediği içinangulus bölgesinin tam olarak rijit ve hareketsiz olarak düşünülmesi yanlış verilerin elde edilmesine yol açtığı bildirilmiştir (216).

Diş hekimliğinde modellemesi yapılan yapıların anatomisinin düzensizliği nedeniyle, üç boyutlu modellemeler gerçeğe yakın olduğundan yapacağımız çalışmalarda bize avantaj sağlarlar. Aynı zamanda kuvvetlerin uygulandığı düzlemin simetrik olmaması, stres dağılımının üç boyutlu analizlerde iki boyutlu analizlere göre daha doğru ve gerçekçi sonuçlar almamızı sağlar (217). *Bu bilgiler ışığında, daha doğru modelleme yapılması ve sonuçların daha gerçekçi elde edilebilmesi amacıyla, çalışmamızda üç boyutlu sonlu elemanlar yöntemini tercih ettik.*

Sonlu elemanlar analiz yönteminde, kullanılacak matematiksel modelde gerçek cismin tamamının mı yoksa yalnızca çalışılacak bölgenin mi modellenmesi gerekliliği tam olarak açıklanamamıştır. Meijer ve arkadaşları yaptıkları çalışmada (1993), kemik modellerinde incelenmesi istenilen bölgenin kesit olarak alınması hem araştırmacıya zaman kazandıracak hem de araştırmayı kolaylaştıracağını rapor etmişlerdir. Aynı çalışmada, modellemenin kesitler halinde olup detaylandırılmış olması sonuçları da gerçeğe yakın şekilde elde edileceğini bildirmişlerdir (207). Sonlu elemanlar yönteminde sonuçların alınmasındaki zamanın kısaltılması açısından, model geometrilerinde kortikal ve spongios ayrımı yapmaksızın tek tip kemik katmanın modellenmesi gibi basitleştirmelere gidilmesi, bu tip çalışmaların pek çoğunda uygulanan bir yöntemdir (207). *Biz çalışmamızda; mandibulada 2 mm*

maksillada 1 mm kortikal kemik kalınlığı ve iç kısımlarda spongioz kemik kalınlığı olacak şekilde modellemeleri gerçekleştirdik.

Diş hekimliği alanında 3 boyutlu sonlu elemanlar analizlerinin çoğunda kemik dokusu; homojen, izotropik ve linear olduğu varsayılarak modellenmesi gerçekleştirilir. Gerçekte ise kemik dokusu; ortotropik veya anizotropiktir. Ancak uygulanan kuvvetlerin her doğrultuda aynı derecede iletilebilmesi için, sonlu elemanlar analizlerinde kemik dokusu izotropik olarak kabul edilir. Sonlu elemanlar analiz yönteminde oblik ve dinamik yüklerin uygulanması, materyal özelliklerinin heterojen, anizotropik, non-linear kabul edilmesi, kemik-implant ilişkisinin dinamik yapısının gösterilmesi açısından daha gerçekçi sonuçların elde edilmesini sağlar. Ancak sonlu elemanlar analizinin sınırlandırıcı noktaları vardır. Bunlardan biri, osseointegrasyonun model üzerindeki gösterilme şeklidir. Klinik ortamda osseointegrasyon miktarı ile peri-implanter kemikte oluşan stres miktarı orantılıdır (218). İmplantın etrafını poröz yapıdaki spongioz kemik çevrelediği için implant-kemik teması %100 değildir. Sonlu elemanlar analizlerinde bu durum gözardı edilir ve %100 kemik teması olduğu düşünülerek, sadece elastiklik modülü değiştirilir ve kortikal kemiğin elastiklik modülünden on kat daha küçük değerler alınır. Ancak, bu durum klinik olarak mümkün olmasa bile, stres dağılımlarının incelenmesinde yeterli bir analiz olma durumunu korumaktadır (218-221).

Geng ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada (2001), osseointegrasyonun %83,3 olduğu durumda peri-implanter kemikte ölçülen gerilme miktarının, osseointegrasyonun %100 olarak kabul edildiği duruma göre %5 arttığını bildirmişlerdir. Ancak sonlu elemanlar analizi çalışmalarında, osseointegrasyon miktarının ve bölgelerinin doğal ortamda olduğu şekilde tam olarak modellenmesi mümkün olamamaktadır (222). *Bu nedenle çalışmamızda daha önceki araştırmalarda olduğu gibi, implant ile %100 osseointegre olduğu varsayılan ve homojen, izotropik ve linear özellikler gösterdiği kabul edilen kemik modelleri oluşturulmuştur.*

Uysal tarafından yapılan bir çalışmada (1997), kemik dokusunun anizotropik özelliğine bağlı olarak, uygulanan kuvvetlerin büyüklüğüne ve etki sürecine göre değişen mekanik ve biyolojik davranışlar gösterebileceği belirtilmiştir. İdeal bir

implant uygulamasında amacın, kemik-implant arayüzeyinin maksimuma çıkartılması ve istenmeyen kuvvetlerin minimuma indirilmesi olduğunu bildirilmiştir (223).

İmplantın çene kemiklerine yerleştirilmesi sonucunda krestal kemikte görülen rezorbsiyon miktarı, implantın başarı oranının belirlenmesinde geçmişten günümüze kadar geçen sürede dikkat edilen önemli kriter olmuştur. Adell ve arkadaşları tarafından yapılan araştırmalar (1981), yükleme sonrası erken dönem krestal kemik kaybını ölçen ilk çalışmalardır. 15 yıl süren bu retrospektif çalışma sonunda araştırmacılar, krestal kemik seviyesinin ilk bir sene içerisinde implantın ilk yivinin 1,2 mm altına indiğini ve geçen her bir sene sonunda 0,1 mm daha kemik kaybı olduğunu gözlemlemişlerdir (224).

Literatürde bir çok çalışma; implant çevresindeki marjinal kemik rezorbsiyonunun implant tarafından kemiğe iletilen gerilimin büyüklüğüne ve yoğunluğuna bağlı olduğunu rapor etmektedirler (225-229).

Duyck ve arkadaşları (2001) ile Pilliar ve arkadaşları (1991) yaptıkları çalışmalarda, implant üzerine gelen yüklerin oluşturduğu stresin implantın boyun çevresinde biriktiğini ve bunun neticesi olarak fonksiyonel yükleme sonrasında krestal kemik seviyesinin, yerleştirilen implantın ilk yivinin seviyesindeki kemiğe kadar ilerlediğini bildirmişlerdir (225,226).

Holmes ve Loftus'un yaptığı çalışmada (1997), implant destekli protezlerde okluzal kuvvetlerin iletilmesinde kemik kalitesinin ne denli etkili olduğunu anlamak için sonlu eleman analizi yöntemi kullanılmıştır. Bu araştırma sonunda, rezidüel kompakt kemik ve yüksek densitedeki trabeküler kemik yapısının, implantın kemik içindeki mikro hareketini ve stres yoğunluğunu azaltacağını rapor etmişlerdir (227).

Papavasiliou ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada (1996), tek diş implant çevresinde farklı kemik yoğunluğunda oluşan stresleri SESA yöntemi ile değerlendirmişlerdir. Bu çalışmanın sonunda, streslerin kompakt kemikte yoğunlaştığını ve okluzal yüzeye oblik yönde gelen yüklerin implant çevresindeki kemikte oluşan stresi on kat arttırdığını rapor etmişlerdir (218).

Akça ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada (2006), peri-implanter kemikte progresif marjinal kemik kaybının biyomekanik etkilerini araştırmışlardır. 4.1 mm çapında 10 mm uzunluğundaki silindirik implantı kemik modeli içine gömüp vertikal ve oblik yönde 100 N'luk kuvvet uygulamışlar ve sonlu eleman analizi yöntemi ile değerlendirmişlerdir. Çalışma sonunda, implantın boyun çevresindeki kortikal kemikte rezorbsiyon olduğunu rapor etmişlerdir. Bu çalışmada araştırmacılar bu kemik kaybının minimal olması için, spongios kemik desteğinin fazla olması gerektiğini öne sürmüşlerdir (228).

Chang ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada (2012), özellikle oblik kuvvetlerin kemikte daha fazla gerilime neden olduğunu ve ilaveten, düşük densiteli kemikte bu gerilimin % 58.8 arttığını saptamışlardır (229).

Chou ve arkadaşları farklı markalardan uyguladıkları implantların ilettiği stresi değerlendirdikleri çalışmada (2012), peri-implanter alanda maksimum stres azalmasının kortikal kemik kalınlığının arttığı alanlarda olduğunu bulmuşlar ve başarılı bir osseointegrasyon için implant uygulamaları öncesinde kortikal kemik kalınlığının bilinmesinin faydalı olacağını rapor etmişlerdir (230).

Birçok çalışmada, implantın uygulandığı kemikte en büyük gerilmelerin implantın boyun çevresindeki kemikte ortaya çıktığını kaydetmişlerdir (225-230). *Bu durum araştırmamızda yaptığımız stres dağılımını belirleme analiz yöntemimizde elde ettiğimiz sonuçlarımızla paralellik göstermiştir.*

Platform switching konfigürasyonu ile ilgili yapılan birçok çalışma bu tasarımın krestal kemik kaybını azalttığı belirtmektedir(231-234).

Tabata ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada (2011), geleneksel platform ve platform switching tasarımına sahip implant grupları oluşturarak 100 N'luk kuvvet uygulamışlardır. Bu kuvveti vertikal ve oblik yönde uygulayarak, peri-implanter bölgedeki kemik dokusunda stres dağılımının ne oranda olduğunu incelemişlerdir. Sonuç olarak; switching platform tasarımına sahip implantların oblik yönde uygulanan kuvvetler altında stres değerini % 9.3 oranında azalttığını rapor etmişlerdir (230). Aynı çalışmada peri-implanter alandaki kortikal kemiğin oluşturulan tüm modellerde ve her iki yükleme durumunda da trabeküler kemiğe

göre daha yüksek stres konsantrasyonuna maruz kaldığını göstermişlerdir. Kortikal kemik elastiklik modülünün spongiöz kemik elastiklik modülünden yüksek olması bu sonucu açıklamaktadır (231).

Schrotenboer ve arkadaşlarının yaptıkları iki boyutlu sonlu elemanlar çalışmasında (2008), boyun bölgesi pürüzlendirilmiş implantlarda, yükleme sonrasında çevredeki kemikte oluşan gerilimlerin, boyun kısmı parlak olan implantlara göre % 29 daha fazla olduğunu, ancak daha dar çaplı bir abutment kullanılıp platform switching protokolünün uygulanmasıyla birlikte, kemikte oluşan gerilimlerin azaldığını belirtmişlerdir. Aynı çalışmada; boyun kısmı pürüzlendirilmiş olan implantlarda platform switching protokolü uygulamasının kemikte oluşan gerilimleri, boyun kısmı parlak implantlardaki uygulamaya kıyasla daha belirgin şekilde azalttığını rapor etmişlerdir (235).

Deshpande ve arkadaşları üç boyutlu sonlu elemanlar analizi yöntemini kullanarak yaptıkları çalışmalarında (2009), geleneksel abutment yerleştirilmesi ile kemikte oluşan stres değerinin 785 Mpa olduğunu, platform switching tasarımı olan implantların çevresindeki kemikte ise bu değer 466 Mpa olduğunu belirtmişlerdir. Bu sonuca göre, Von Mises stres dağılımının en çok implantın boyun kısmında yoğunlaştığını bildirmişlerdir (236).

Hsu ve arkadaşlarının yaptıkları bir sonlu elemanlar analizi çalışmasında (2009); platform switching tasarımı ile implant-abutment arayüzünde meydana gelen gerilim paterninin değiştiğini; ancak kemikte oluşan gerilim dağılımının platform switching modeli ve platform switching olmayan model arasında anlamlı bir fark göstermediğini, yani platform switching tasarımının biyomekanik olarak belirgin bir avantaj ortaya koymadığını belirtmişlerdir. Hsu ve arkadaşlarının yine aynı çalışmada; çapı 5 mm olan bir implantı çevreleyen kemikte oluşan gerilimlerin, çapı 3,75 mm olan bir implantın çevresindeki kemikte oluşan gerilimlerden daha az olduğunu rapor etmişlerdir (237).

Vigolo ve Givani isimli araştırmacılar (2009) 144 hasta üzerinde yaptıkları ve bu hastalarını 5 yıl takip ettikleri çalışmalarında, molar bölgelere toplam 182 implant yerleştirmişler ve yerleştirdikleri 97 implantın üzerine daha dar çaplı, 85'ine ise

implant ile aynı çapta abutment yerleştirerek sonuçları değerlendirmişlerdir. Bir yıl sonunda, her iki grupta marjinal kemik seviyesinde belirgin bir farklılık saptamışlardır. Platform switching konseptli grupta diğer gruba oranla daha az kemik kaybı olduğunu kaydetmişlerdir. Ancak; ikinci, üçüncü, dördüncü ve beşinci yılların sonunda yapılan kontrollerde her iki grupta da krestal kemik seviyesinde bir yılın sonundakine kıyasla belirgin bir fark olmadığını rapor etmişlerdir (238).

Jung ve arkadaşlarının yaptıkları bir çalışmada (2008), beş av köpeğine 60 adet implantı kret seviyesinde, kret seviyesinin altında ve kret seviyesinin üstünde olmak üzere çene kemiklerine rastgele yerleştirmişlerdir. Altı ay sonunda yapılan radyografik kontrollerde; kret seviyesinde ve kret seviyesinin 1 mm üstünde konumlanan implantların etrafında çok az marjinal kemik kaybı olduğunu görmüşlerdir. Araştırmacılar; en fazla krestal kemik kaybının, kret seviyesinin 1 mm altına yerleştirilen implantların çevresindeki kemikte meydana geldiğini bildirmişlerdir. Bu çalışmada platform switching tasarımının çevre kemikte oluşan rezorpsiyonu azalttığını gösteren çalışmalardan biridir (239).

Guirado ve arkadaşlarının yaptıkları radyografik bir çalışmada (2007), platform switching protokolüne uygun tasarıma sahip implantların kullanımının implant çevresindeki kemiğin korunmasında basit ve etkili bir yöntem olduğunu bildirmişlerdir. Aynı çalışmada platform switching tasarımının kemiğin korunmasına bağlı olarak, dişeti papilinin korunmasında etkili olduğu ve öngörülebilir estetik sonuçlar sağladığı da belirtilmiştir (234).

Lazzara ve Porter isimli araştırmacılar (2006), radyografik takip ve kontrollerde platform switching uygulamasının krestal kemik yüksekliğindeki kaybı azalttığını göstermişlerdir. Araştırmacılara göre, bu iltihabi hücre infiltrasyonunun krestal kemikten daha uzağa taşınmasının bir sonucudur, çünkü iltihabi hücre infiltrasyonu implant-abutment arayüzünde meydana gelmektedir (9).

Bazı araştırmacılara göre krestal kemikte görülen madde kaybı, etkisinde kaldığı kuvvetlerin krestal kemik üzerindeki etkilerinin yanısıra, implant abutment bağlantı hizasındaki yumuşak dokularda meydana gelen lokalize inflamasyona da

bağlıdır. Bu inflamasyonun, implantın kendi çevresinde mukoza bariyeri ve biyolojik aralık oluşturma gayretinden kaynaklandığı düşünülmektedir (240,241).

Platform switching protokolünün uygulandığı çalışmalarda çevre kemikte görülen rezorbsiyonun azalmasının sebebi; çevre kemiğe iletilen kuvvetlerin azalmasının yanısıra, birçok çalışmada da belirtildiği gibi iltihabi hücre infiltrasyonunun krestal kemikten daha uzağa taşınmasının bir sonucu olduğunu düşünmekteyiz.

Kemik üzerinde meydana gelen gerilimlerin azalmasının, krestal kemik rezorbsiyonunu azaltıcı etki gösterdiği düşünülmektedir. İmplant-abutment arayüzü çevresinde ve bağlantı vidasında görülen gerilim artışı mekanik dezavantaj olarak sayılabilir. Platform switching protokolü uygulamalarında implant-abutment temas yüzeyinin artırılmasının, yüksek gerilimlerin azalmasına sebep olacağı düşünülmektedir. (231).

Sonuç olarak; bu çalışmamızda, implant-abutment bağlantı sistemlerinin farklı şekilde tasarlanmış olmasının okluzal kuvvetlerin etkisiyle sistemin bütününde ve sistem komponentlerinin her birinde farklı gerilmeler oluşturduğunu gözlemledik. Çalışmamızın sınırları dahilinde görülmektedir ki; platform switching protokolünün gerilim yoğunluğunu kemik-implant arayüzünden uzaklaştırması gibi bir biyomekanik avantajı vardır. Platform switching protokolünün gerek biyolojik gerekse mekanik avantajlarının net olarak anlaşılabilmesi için, daha fazla in vivo ve in vitro çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

Sahabi ve arkadaşlarının yapmış oldukları çalışmada (2013), mandibula birinci molar diş bölgesine iki farklı implant modeline ait switch platform tasarımına sahip değişik çaplarda implantlar yerleştirmişlerdir. Bu implantlara açılı ve vertikal olmak üzere santral fossaya 100 N'luk kuvvet uygulamışlardır. Oblik olarak 15°'lik açıyla uygulanan bu kuvvetler sonucunda, implant çevresindeki kemikte meydana gelen stres dağılımını incelemişlerdir (242). Bizde bundan yola çıkarak ve daha önceden yapılmış SESA çalışmaları örnek alarak 300 N kuvveti oblik ve vertikal yönde uyguladık. Yapılan çalışmalarda oblik kuvvetin yer düzlemi ile 15°, 30°, 45°, 60° ve 75° açılardır ile bukkalden linguale doğru uygulandığı

gözenmiştir. Araştırmamızda da Geng ve arkadaşları (2004) ile Hsu ve arkadaşlarının (2009) yaptıkları SESA çalışmaları dikkate alınarak, mandibulada ve maksillada 30° açıyla her tüberküle 100 N'luk toplamda 300N'luk oblik kuvvet uygulanmıştır (243,237).

Okluzal yönde ve değişik büyüklüklerde uygulanan kuvvetlerin, kemik-implant-protez üçlüsünün tüm bileşenlerine etki eden basma ve germe gerilimlerinin nitelik ve niceliğini etkilediği bilinmektedir (244,245). Uygulanan bir kuvvetin biyolojik etkilerini değerlendirirken, yükün kaynağının tanımlanması önemlidir. İmplant destekli bir protez dış (fonksiyonel veya parafonksiyonel kuvvetler) ve/veya iç (iç ve dış ön sıkıştırma) kuvvetlerinin etkisi altındadır (244). Bu kuvvetlerin nitelik ve niceliğini incelerken, implant ve kemik üzerindeki in vivo davranışlarını göz önüne almak gerekir. Bugüne kadar implantlar üzerine gelen in vivo kuvvetler sadece dayanak seviyesinde ölçülmüştür (246). İmplantların etrafındaki intraosöz gerilimler biyosensörler yardımıyla ölçülmedikçe, implantların etrafındaki kemik oluşumu ve şekillenmesine rehberlik edecek gerilim eğrileri bilinemez. Son zamanlarda implantların etrafındaki kemikte gerilim ölçümleri, in vivo veriler veya in vivo modellerle elde edilen teorik modellerle yapılmaktadır (246).

İmplant destekli protezlerde fonksiyon esnasında oluşan yükler protez parçaları ve dayanaklar aracılığı ile implantlara iletilir. Bu yüklere, implantın gövdesini çevreleyen sert ve yumuşak dokular tarafından biyolojik bir yanıt verilir (26).

İmplanta gelen kuvvetlerin büyüklüğü, implantın dental ark üzerindeki konumuna göre değişir. Mericske-Stern ve Zarb isimli araştırmacılar (1996) oklüzal kuvvetleri araştırmak için, bir grup parsiyel dişsiz hastayı implant destekli sabit köprülerle tedavi ettikten sonra maksimum ısırma kuvvetlerini, birinci premolar bölgesinde ortalama olarak 200 N'dan daha düşük ve ikinci premolar ile molar bölgesinde 300 N olarak ölçmüşlerdir. Bu bilgilere göre posterior bölgeye yerleştirilen implantlar, yüksek çiğneme kuvvetlerinden dolayı büyük risk altındadır. Bu sebeple posterior bölgede daha uzun ve geniş çaplı implantların yerleştirilmesi önerilmektedir (244).

Himmlova ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada (2004), sonlu elemanlar analizi yöntemi ile farklı çap ve uzunluklardaki implantların çevresinde oluşan Von Misses stres değerinin dağılımını incelemişlerdir. Çalışmanın sonunda, Von Misses stres değerinin azalmasına, implant çapının implant uzunluğundan daha fazla etki ettiğini rapor etmişlerdir (247).

Holmgren ve arkadaşlarının yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmasında ise (1998), çeşitli implant sistemleri ile bilgisayarlı tomografi görüntüsü alınmış, dişlerin intraoral ortamda dikey ve oblik ısırma kuvvetlerini taklit edecek şekilde kuvvetler uygulanmıştır. Mandibulada stresin yoğunlaştığını gösteren veriler elde edilmiştir. Bunun neticesinde kortikal kemikte ortaya çıkan stresi azaltmak için implantın çapının artırılması gerektiğini rapor etmişlerdir (248).

Pelizzer ve arkadaşları yaptıkları çalışmada (2013), farklı çaplardaki implantları standart kuvvet altında SESA ile değerlendirmişler ve implant çapı arttıkça stres dağılımının daha elverişli olduğunu rapor etmişlerdir (249).

Matsushita ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada (1990), vertikal ve lateral yüklemelerde implant çevresindeki kemikte oluşan streslerin implant çapı ile olan ilişkisini değerlendirmişlerdir. Sonuç olarak; kompakt kemikte oluşan streslerle implant çapı arasında ters ilişki olduğunu ve çapı geniş olan implantların stres dağılımı açısından kullanılacaklarını rapor etmişlerdir (250).

İmplant boyutları, kuvvetin çevre dokulara taşınmasında oldukça önemli bir faktördür. Maksimum stresin implantın boyun bölgesinde yoğunlaştığını düşünürsek, boy/çap oranı önemli bir faktördür (251). Mohammed ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada (2011), farklı tasarımlarda ve farklı çaplara sahip implantların stres dağılımlarını analiz etmişler ve implant çapının artması ile peri-implanter alanda stresin azaldığını rapor etmişlerdir (252).

Farklı şekilde yapılan çalışmalarda implant çapının artırılmasının, kemik ve implant arasındaki temasın artırılması için etkili bir yöntem olduğuna dikkat çekilmiştir. Kemik ile temas eden yüzey alanı arttıkça, implantın kemik içindeki stabilitesi artar ve gelen kuvvetler daha iyi tolere edilir. Stres daha çok implantın boyun bölgesinde toplandığından geniş çaplı implantların kullanılması gelen

kuvvetlerin daha iyi dağıtılmasını sağlar. İmplantın boyun çevresindeki kortikal kemikte stresin daha az oluşması, kemik rezorpsiyonu önleyerek implantların başarı oranını yükseltmektedir (247,248). Bizim çalışmamızda elde ettiğimiz veriler, yapılan araştırmaları destekleyici sonuçlar vermiştir. Özellikle mandibulada yani kortikal kemik yoğunluğunun fazla olduğu yerde implant çapı arttıkça, implant çevresinde oluşan stres değerleri azalmıştır. Maksillada ise kemik kalitesi dezavantajını ortadan kaldırmak için çapın arttırılmasının uygun olacağı belirlenmiştir (248).

Bunların sonucunda araştırmamızda da Biohorizons (USA) ve Alpha- Bio Tec (İsrail) firmalarına ait implantlar kullandık. İki farklı çaptaki 4 implantı maksilla ve mandibula posteriora uyguladığımızda; Biohorizons (USA) firmasının Tapered Internal Plus 3.8 mm çapındaki implantta, maksilla posterorda 4.6 mm çapındaki implanta göre çevre kemikte ve implant yüzeyinde Von Misses stres dağılımının daha fazla olduğunu saptadık ve aynı durumun mandibula içinde geçerli olduğunu kaydettik. Maksilla posteriora yerleştirilen 3.8 mm ve 4.6 mm çapındaki implantlara vertikal ve oblik yönde kuvvetler uygulanması yanında, implantın da duruma göre oblik ve vertikal pozisyonda yerleştirilmesinden dolayı implantın boyun çevresindeki kemikte ve implant yüzeyinde oluşan stres değerleri de değişmiştir. 3.8mm ve 4.6mm çapındaki TIP implantlar, kuvvetle aynı doğrultuda yerleştirilmiş ise implantın boyun bölgesindeki kemikte meydana gelen stresin diğer durumlara göre daha az olduğu görülmüştür. Maksillaya kıyasla mandibuladaki stres değeri ise belirgin şekilde azalma göstermiştir. Alpha-BioTec (İsrail) firmasının Dual Fit (DF) implantına ait 3.75 mm ve 4.2 mm çapındaki implantların verileri, TIP implantlara yakın sonuçlar gösterebileceği belirgin farklılıklarda elde edilmiştir.

Çalışmamızda implantların boyun bölgesindeki kemikte en fazla stresin olduğu TIP implantlar maksilla posterorda 3.8 mm çapındaki implantın oblik yerleştirilmesi ve 300 N'luk kuvvetin oblik uygulanması sonucu olmuştur. İmplantın boyun çevresindeki kemikte elde edilen maksimum Von Misses stres değeri de 127.74 Mpa olarak kaydedilmiştir. DF implantlarda kaydedilen en yüksek Von Misses stres değeri ise maksilla posteriora 3.75 mm çapındaki implantın açılı yerleştirilmesi ve

30^olik kuvvetin oblik yönde uygulanması ile kaydedilmiş olup, bu değer ise 93.58 Mpa'dır.

Çalışmamızda her iki implant modeline uygulanan kuvvetler ve implantların yerleştirme pozisyonları sonucunda en az stres dağılımı, implant ve kuvvetin aynı doğrultuda uygulanması ile elde edilmiştir. Ancak kuvvetin açılı uygulanma yönü ve implantın açılı yerleştirilme pozisyonu ile elde edilen gruplarda, maksimum Von Misses stres değerinin implantın boyun çevresindeki kemikte rezorbsiyonu arttırıcı yönde değiştirmiştir.



6. SONUÇLAR ve ÖNERİLER

1- Osseointegrasyonun ağız içi kuvvetler karşısında uzun süre korunabilmesi, implant çevresinde stresleri karşılayabilecek yapısal ve mekanik özelliklere sahip kemik dokusunun bulunmasına bağlıdır. Kemik dokusu uygulanan kuvvetin karakteri, büyüklüğü ve etki süresine bağlı olarak, kişiler arasında farklı mekanik özellikler gösterir. Kemiğin kuvvetlere karşı vereceği cevap bu mekanik özelliklerle doğrudan ilişkilidir. Dental implantları etkileyen vivo kuvvetlerin bilinmesi, bu kuvvetlerin dokulara iletilme şekli, implant çevresindeki kemikte oluşan stres ve deformasyonun kontrol edilmesi implant başarısı açısından önemli biyomekanik faktörlerdendir.

2- Platform switching protokolünün, gerilim yoğunluğunu kemik-implant arayüzünden uzaklaştırması gibi bir biyomekanik avantajı vardır. Kemik üzerinde meydana gelen gerilimlerinin azalmasının, kristal kemik rezorbsiyonunu azaltıcı etki gösterdiği düşünülmektedir. İmplant-abutment arayüzü çevresinde ve bağlantı vidasında görülen gerilim artışı mekanik dezavantaj olarak sayılabilir. Platform switching protokolü uygulamalarında implant-abutment temas yüzeyinin artırılmasının, yüksek gerilimlerin azalmasına sebep olacağı düşünülmektedir.

3- Mevcut çalışmada, her iki implant sisteminde sıkıştırma ve gerilme streslerinin, implant geçişinde kompakt kemikte klasik boyun tasarımlarına sahip implantlara göre platform switching boyun tasarımlarına sahip implantlarda daha düşük olduğu görülmüştür.

4- Maksilla ve mandibula posterior bölgelerin farklı kemik yoğunluklarına sahip olması, marjinal kemikte stres dağılımını etkilemiştir. Mandibula 1. molar diş bölgesi kortikal kemik yoğunluğundan dolayı implant çevresindeki kemikte yarattığı stresin, maksilla 1. molar diş bölgesinden daha az olduğu görülmüştür. Stres değerinin yüksek olduğu kemik bölgelerinde, kemik rezorbsiyonun olması kaçınılmaz olacaktır. Kullandığımız implant modellerinden her ikisinin uygulanan kuvvet açısıyla aynı doğrultuda olması, minimum Von Misses stres değerlerini elde etmemizi sağlamıştır. Von Misses stres değeri ile kemik rezorbsiyonu doğru orantılıdır.

5- Kemik modellerine uygulanan oblik ve vertikal yüklemeler karşılaştırıldığında, implantın kret modülü (boyun kısmı) çevresindeki kortikal

kemikteki Von Misses stres değerleri, oblik yönde uygulanan kuvvetlerde anlamlı bir artış göstermiştir.

6- 3.8 mm ve 4.6 mm çapındaki Tapered Internal Plus (TIP; Biohriozons, USA) implantların maksilla ve mandibulaya uygulanması sonucu, boyun bölgesindeki kemikte oluşan maksimum Von Misses stres değerleri, implantların vertikal pozisyonda yerleştirilip kuvvetin 30⁰ açılı yönde uygulanması ile elde edilmiştir. Bu durum kuvvet yönü yerleşim yönüyle aynı doğrultuda olmayınca, stres dağılımının değiştiğini bize göstermiştir.

7- 3.75 mm ve 4.2 mm çapındaki Dual Fit (DF; Alpha-Bio Tec, İsrail) implantların maksilla ve mandibulaya uygulanması sonucu, boyun bölgesindeki kemikte oluşan maksimum Von Misses stres değerleri, implantların vertikal pozisyonda yerleştirilip kuvvetin 30⁰ açılı yönde uygulanması ile elde edilmiştir. Ancak farklı olarak, 3.75 mm çapındaki implantın boyun çevresindeki kemikte maksimum Von Misses stres değerinin en yüksek elde edildiği durum, implantın maksillaya 25⁰ açılı pozisyonda yerleştirilmesi ve kuvvetin 30⁰ açılı uygulanmasıdır. İmplant çapının maksilla posteriora göre dar olması ve yerleşim açısının kuvvetin uygulanma açısıyla aynı doğrultuda olmaması, stres değerlerinin yüksek olmasına neden olmuştur.

8- Kullandığımız implantlardan Dual Fit (DF; Alpha-Bio Tec, İsrail) implantın Tapered Internal Plus (TIP; Biohriozons, USA) implantlara göre implantın boyun çevresindeki kemikte yarattıkları stres daha az olmuş ve stresi daha çok implant yüzeyine hapsettikleri grlmştir. Ayrıca DF implantların açılı yönde uygulanan kuvvetlere verdikleri cevap, TIP implantlara göre daha az fark göstermiştir. DF implantlar stresi kuvvetin yönü değişsede yüzeylerinde biriktirmiştir. TIP implantlar ise kuvvet yönü açılı olunca, bu stresi çevredeki kemiğe iletmişlerdir.

9- Sonlu elemanlar analizi metodu gerçeğe yakın sonuçlar verdiğinden dolayı çalışmamızda kullandık. Kemik modellerinin oluşturulması implant tasarımlarının taranması gerçeğe uygun şekilde yapılmıştır. Dil, dudak gibi yumuşak dokulardan gelecek kuvvetler elimine edilmiştir. İnaoral ortamda aksiyal ve lateral yönde gelen kuvvetler taklit edilmeye çalışılmış ve bunların toplamında elde edilen analizler yorumlanmıştır. Bu analiz sonuçlarına göre elde edilen veriler, klinikte implantasyon

operasyonlarında kullandığımız implantları nasıl uygulamamız gerektiği konusunda bize yol gösterici olacaktır.

10- Çalışmamızda platform switching tasarımına sahip farklı iki implant sisitemine ait implantlar, değişik yoğunluktaki kemik modellere yerleştirilip vertikal ve oblik kuvvetler uygulanmıştır. İmplantlar kemik modellere % 100 osseointegre kabul edilmiş ve sonlu elemanlar stres analiz metodu kullanılarak biyomekanik açıdan değerlendirilmiştir. Sonlu elemanlar analizi sonucunda elde edilen verilerin in vivo araştırmalar ve klinik uygulamalarla desteklenmesi gerektiği kanısındayız.

11- Klinik olarak kullanımı yaygın olan implantlarla ilgili stres analiz çalışmalarının klinisyenin implant yüzeyi, boyun özellikleri, platform seçenekleri ve uygulama protokolleri açısından yönlendirici olacağını ve farkındalık yaratarak implantolojide başarı oranını arttıracığını düşünmekteyiz.

7. KAYNAKLAR

- 1- Neldam CA, Pinholt EM. State of the Art of Short Dental Implants: A Systematic Review of the Literature. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2012;14(4):622-32.
- 2- Bidez MW, Misch CE. *Clinical biomechanics in implant dentistry*. Dental Implant Prosthetics. S Louis: Elsevier Mosby. Dokuzuncu Baskı, USA, 2005.
- 3- Chatman R. Implantology: History and Review. *Bull Painfield Dent Soc*.1970;2(2):15-9.
- 4- Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*.1986;1(1):11-25.
- 5- Schulte W. Implants and the periodontium. *Int Dent J*.1995;45(1):16-26.
- 6- Alani A, Kelleher M, Bishop K. Peri implantitis. Part 1: Scope of the problem. *BDJ*. 2014;217(6):281-7.
- 7- Ericsson I, Persson LG, Berglundh T, Marinello CP, Lindhe J, Klinge B. Different types of inflammatory reactions in periimplant soft tissues. *Journal of Clinical Periodontology*. 1995;22(3):255–61.
- 8- Tarnow DP, Cho SC, Wallace SS. The effect of inter-implant distance on the height of inter-implant bone crest. *Journal of Periodontology* 2000;71(4):546–9.
- 9- Lazzara RJ, Porter SS. Platform switching: a new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*. 2006;26(1):9-17.
- 10- Farah JW, Craig RG, Meroueh KA. Finite element analysis of a mandibular model. *J Oral Rehabil*. 1988;15(6):615-624.
- 11- Torcato LB, Pellizzer EP, Verri FR, Falcón-Antenucci RM, Santiago Júnior JF, de Faria Almeida DA. Influence of parafunctional loading and prosthetic connection on stress distribution: A 3D finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2015;114(5):644-51.
- 12- Clift SE, Fisher J, Watson CJ. Finite element stress and strain analysis of the bone surrounding a dental implant: effect of variations in bone modulus. *Proc Inst Mech Eng [H]*. 1992;206(4):233-41.

- 13- Manz MC. Factors associated with radiographic vertical bone loss around implants placed in a clinical study. *Annals of Periodontology*. 2000;5(1):137-151.
- 14- Ring ME. A thousand years of dental implants: A definitive history. Part 1. *Compendium*. 1995;16(10):1060-9.
- 15- Sullivan, Richard M. "Implant dentistry and the concept of osseointegration: a historical perspective. *J Calif Dent Assoc*. 2001;29(11):737-45.
- 16- Derome J. A bit of history and dental histology today. *Promot Dent* 1973;20:12-8.
- 17- Branemark P I. Osseointegration and its experimental back ground. *J Prosthet Dent*. 1993;50:399-400.
- 18- Granat J. Was there implantology 7000 years ago? *Inf Dent*. 1990;72(22):1959-61.
- 19- Branemark P, Zarb G, Albrektsson T. *Tissue Integrated Prothesis-Osseointegration in Clinical Dentistry*. Chicago, Quintessence Publishing Co. 1985:1-7.
- 20- Stellingsma C, Vissink A, Meijer H.J.A, Kuiper C, Raghoobar G.M. Implantology and the severely resorbed edentulous mandible. *Crit Rev Oral Biol Med* 2004;15(4):240-8.
- 21- Erkan S. Alt dişsiz çenede bar destekli implant üstü protezlerin stres dağılımlarının sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile değerlendirilmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul,2006.
- 22- Bodine RL, Yanese RT. Benefit of subperiosteal implants. pp. 75-95. In P. Schnitman and L. Shulman (eds.) *Dental Implants: Benefits and Risk*. U.S. Dept. Of Health and Human Services, NIH 1980.
- 23- Schroeder A, Sutter F, Krekeler G. *Oral Implantology*. New York, Thime Medical Pub. Inc.1991.
- 24- Garefis PN. Complete mandibular subperiosteal implants for edentulous mandibles. *J Prosthet Dent*. 1978;39(6):670-7.
- 25- Eskitaşçıoğlu G. Mezuniyet sonrası eğitim ders notları, Selçuk Üniversitesi. Diş Hek Fak. Protetik Diş Tedavisi AD, Konya,
- 26- Thomas DT, William RL. *Dental Implants: Are They for Me*. University of Connecticut Health Center.2014.

- 27- Frank AL. Improvement of the crown-root ratio by endodontic endosseous implants. *J Am Dent Assoc.* 1967;74(3):451–62.
- 28- Görgül G. Endodontik İmplantlar. *Gazi Üniversite Diş Hek. Fak. Der.* 1988;2(5):199-210.
- 29- Türker M, Yücetaş S. Oral İmplantoloji In; *Ağız, Diş, Çene Hastalıkları ve Cerrahisi*, Atlas Kitapçılık Ticaret Limited Şirketi. BirinciBaskı, Ankara, 1997.
- 30- Singh PP, Cranin AN. *Atlas of Oral Implantology*. Missouri, Mosby 3.baskı, 2007.
- 31- 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.
- 32- Skalak, R. Biomechanical consideration in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent.* 1983;49:843-848.
- 33- Hahn JA. The blade implant. *J Am Dent Assoc.* 1990;121(3):394-402.
- 34- Cook SD, Klawitter JJ, Weinstein AM. The influence of implant geometry on the stress distribution around dental implants. *J Biomed Mater Res.* 1982;16(8):369-79.
- 35- Schwartz Z, Martin J Y, Dean D D, Simpson J, Cochran D L, Boyan B D. Effect of titanium surface roughness on chondrocyte proliferation, matrix production, and differentiation depends on the state of cell maturation. *J Biomed Mater Res* 1996; 30:145–155.
- 36- 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.
- 37- Keyf F, Anıl N, Saraç X. Temperature rise at the external surface of the root during post-space preparation with various reamer systems. *J Marmara University Dental Faculty.* 1998;3;744-749.
- 38- Mustafa K, Wroblewski J, Hultenby K, Silva Lopez B, Arvidson K. Effects of titanium surfaces blasted with TiO₂ particles on the initial attachment of cells derived from human mandibular bone. A scanning electron microscopic and histomorphometric analysis. *Clin Oral Impl Res.* 2000;11:116-128.

- 39- Branemark P-I, Hansson BO, Adell R. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Recons Surg.* 1977;11(16):1-132.
- 40- Barfeie A, Wilson J, Rees J. Implant surface characteristics and their effect on osseointegration. *British Dental Journal.* 2015; 218: 9.
- 41- Wennerberg A, Albrektsson T, Andersson B. Bone tissue response to commercially pure titanium implants blasted with fine and coarse particles of aluminum oxide. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996;11:38–45.
- 42- Shalabi M M, Gortemaker A, Van't Hof M A, Jansen J, Creugers N H. Implant surface roughness and bone healing: a systematic review. *J Dent Res.* 2006;85(6):496–500.
- 43- Weinlander M, Watzek G. Surface preparation of endosseous implants scientific and clinical aspects. Quintessence Pub Inc. Co.1996.
- 44- Uzun G, Keyf F. İmplantların yüzey özellikleri ve osseointegrasyon. *Atatürk Üniversitesi Diş Hek. Fak. Derg.* 2007;2:43-50.
- 45- 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.
- 46- Jansen JA, Wolke JGC, Swann S, Van Der Waerden JPCM, De Groof K. Application of magnetron sputtering for producing ceramic coatings on implant materials. *Clin Oral Impl Res.* 1993;4:28-34.
- 47- Cook SD, Kay JF, Thomas KA, Jarcho M. Interface mechanics and histology of titanium and hydroxylapatite-coated titanium for dental implant applications. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1987;2:15-22.
- 48- Hsieh M, Peng L, Chin T, Peng H. Phase purity of sol-gel-derived hydroxyapatite ceramic. *Biomaterials.* 2001;22(19):2601-7.
- 49- Vercaigne S, Wolke JGC, Naert I, Jansen JA. Bone healing capacity of titanium plasma-sprayed and hydroxylapatite-coated oral implants. *Clin Oral Impl Res.* 1998;9:261-271.
- 50- Koeneman J, Lemons J, Ducheyne P, Lacefield W, Magee F, Calahan T, Kay J. Workshop on characterization of calcium phosphate materials. *Journal of Applied Biomaterials.* 1990;1:79-90.

- 51- Martin JY, Schwartz Z, Hummert TW, Schraub DM, Simpson J, Lankford J Jr, Dean DD, Cochran DL, Boyan BD. 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.
- 52- Li D, Ferguson SJ, Beutler T, Cochran DL, Sittig C, Hirt HP, Buser D. Biomechanical comparison of the sandblasted and acid-etched and the machined and acid-etched titanium surface for dental implants. *J Biomed Mater Res.* 2002;60(2):325-332.
- 53- Lohmann CH, Sagun R Jr, Sylvia VL, Cochran DL, Dean DD, Boyan BD. Surface roughness modulates the response of MG63 osteoblast-like cells to 1,25-(OH)₂D₃ through regulation of phospholipase A₂ activity and activation of protein kinase A. *J Biomed Mater Res.* 1999;47(2):139-151.
- 54- Wataha JC. Materials for endosseous dental implants. *J Oral Rehabil.* 1996;23:79-90.
- 55- Sykaras N, Lacopino AM, Marker VA, Triplett RG, Woody, R.D. Implant materials, designs, and surface topographies: Their effect on osseointegration. A literature review. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* 2000;15:675-690.
- 56- Atar Ö. Alveolar distraksiyon yapılan hastalarda implantüstü protezlerin uzun dönem takibi. Marmara üniversitesi. Doktora tezi. İstanbul, 2007.
- 57- Mantovani, D. Sahpe Memory Alloys: Properties and biomedical applications. *Properties and biomedical applications.* 2000;52:36-44.
- 58- Van Noort R. Introduction to dental materials. Edinburgh; New York: Mosby: 2002:221-230.
- 59- Brown D. All you wanted to know about titanium, but were afraid to ask. *Br Dent J.* 1997;182(10):393-4
- 60- Lautenschlager EP, Monaghan P. Titanium and titanium alloys as dental materials. *Int Dent J.* 1993;43(3):245-253.
- 61- Ramakrishna S. Biomedical applications of polymer-composite materials. *Composite Science and Tech.* 2001;61:1189-1224.
- 62- Niinomi M. Mechanical properties of biomedical titanium alloys. *Mater Science Eng A.* 1998;243:231-236.

- 63- Cai Z, Nakajima H, Woldu M, Berglund A, Bergman M, Okabe T. In vitro corrosion resistance of titanium made using different fabrication methods. *Biomaterials*. 1999;20:183-90.
- 64- Van Noort R. *Introduction to dental materials*. Edinburgh; New York: Mosby: 2002:221-230.
- 65- Craig RG, Powers JM. *Restorative dental materials*. Missouri: Mosby, 2002:480-513.
- 66- Okabe T, Ohkubo C, Watanabe I, Okuno O, Takada Y. The present status of dental titanium casting. *J Met*. 1998;50:24-29.
- 67- Roach M. Base metal alloys used for dental restorations and implants. *Dent Clin N Am*. 2007;51:603-627.
- 68- Niinomi M. Metallic biomaterials. *J Artif Organs* 2008;11:105-110.
- 69- Goldberg, AJ. Burstone, CJ. An evaluation of beta titanium alloys for use in orthodontic appliances. *J Dent Res*. 1979;58(2): 593-600.
- 70- Burstone CJ. Goldberg AJ. Beta titanium: A new orthodontic alloy. *Am J Ortho*. 1980;77(2):121-132.
- 71- Brune D, Evje D, Melsom S. Corrosion of gold alloys and titanium in artificial saliva. *Scand J Dent Res*. 1982;90:168-171.
- 72- Misch CE. *Prosthetic options in implant dentistry*. Contemporary Implant Dentistry. St Louis: Mosby; 1999.
- 73- Wang RR, Fenton A. Titanium for prosthodontic applications: A review of the literature. *Quintessence Int*.1996;27:401-408.
- 74- Niinomi M. Recent metallic materials for biomedical applications. *Metal Mater Trans A*. 2002;33:77-486.
- 75- Kohal RJ, Att W, Bachle M, Butz F. Ceramic abutments and ceramic oral implants. An update. *Periodontology*. 2008;47:224-243.
- 76- Heimke G, Schulte W, Kleineikenscheidt H, Lindner K, Schareyka R. Concept and testing of the Tübingen immediate implant. *Dtsch Zahnarztl Z*. 1978;33(5):348-59.
- 77- Cales B, Stefani Y, Lilley E. Long-term in vivo and in vitro aging of a zirconia ceramic used in orthopaedy. *J Biomed Mater Res*. 1994;28:619-624.

- 78- Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater.* 2008;24:299-307.
- 79- Akagawa Y, Ichikawa Y, Nikai H, Tsuru H. Interface histology of unloaded and early loaded partially stabilized zirconia endosseous implant in initial bone healing. *J Prosthet Dent.* 1993;69:599-604.
- 80- Ichikawa Y, Akagawa Y, Nikai H, Tsuru H. Tissue compatibility and stability of a new zirconia ceramic in vivo. *J Prosthet Dent.* 1992;68:322-6.
- 81- Rimondini L, Cerroni L, Carrasi A, Torriceni P. Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: An in vitro and in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002;17:793-7.
- 82- Nağış ÇI, Ergün G. Zirkonya seramiklerin diş hekimliğindeki yeri ve geleceği. *Gazi Üniversitesi Diş Hek. Fak. Derg.* 2008;25:51-60.
- 83- Lemons JE. Dental implant biomaterials. *J Am Dent Assoc.* 1990;121:716-719.
- 84- Glantz PO. The choice of alloplastic materials for oral implants: Does it really matter? *Int J Prosthodont.* 1998;11:402-407.
- 85- Davies JE. Mechanisms of endosseous integration. *J Prosthodontics.* 1998;11:391-401.
- 86- Edgerton M, Levine MJ. Biocompatibility: It's future in prosthodontic research. *J Prosthet Dent.* 1993;69:406-15.
- 87- Kürkçüoğlu I, Köroğlu A, Özkır E. The criteria and the evaluation methods for success of dental implants. *Atatürk Üniversitesi Diş Hek. Fak. Derg.* 2010;20(3):221-9.
- 88- Smith DE, Zarb GA. Criteria for success of osseointegrated endosseous implants. *J Prosthet Dent.* 1989;62(5):567-572.
- 89- Roos J, Sennerby L, Lekholm U, Jemt T, Gröndahl K, Albrektsson T. A qualitative and quantitative method for evaluating implant success: A 5-year retrospective analysis of the Branemark implant. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997;12(4):504-514.
- 90- Lazzara RJ, Celletti R, Etienne D, Jansen C, Donath K. *Clinical manual of implant dentistry.* Oxford University Press New York, 2004.

- 91- Tosun T, Karabuda C, Cuhadaroglu C. Evaluation of sleep bruxizm by polysomnographic analysis in patients with dental implants Int J Oral Maxillofac Implants. 2003;18:286-292.
- 92- Hobo S, Ichida E, Garcia L. Osseointegration and occlusal rehabilitation. Quintessence Publishing Company.Tokyo,1990.
- 93- Davarpanah M, Martinez H, Kebir M, Tecucianu JF. Oral implantoloji klinik el kitabı. Quintessence yayıncılık Limited Şirketi. İstanbul. 2004.
- 94- Barış Tunalı. Oral implantology. Nobel Tıp Kitabevleri. İstanbul. 2000.
- 95- Esposito M, Hirsch J. Differential diagnosis and treatment strategies for biologic complications and failing oral implants: A Review of the Literature. Int J Oral Maxillofac Implants. 1999;14:473-90.
- 96- Marco E, Jan-Michael H. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants (success criteria and epidemiology). Euro J Oral Sci. 1998;106:527-51.
- 97- Craig RG. Restorative Dental Materials. CV Mosby, St. Louis, MO, USA. 1993;9:479.
- 98- Bosshardt DD, Chappuis V, Buser D. Osseointegration of titanium, titanium alloy and zirconia dental implants: current knowledge and open questions. Periodontol 2000. 2017;73(2):22-40.
- 99- Jayesh RS, Dhinakarsamy V. "Osseointegration". Journal of pharmacy and bioallied sciences. 2015;7(1):226.
- 100- Weinberg LA. The biomechaics of force distribution in implant-supported prostheses. Int J Oral Maxillofac Implants. 1993;8(1):19-31.
- 101- Çağlar DA, Aydın C. İmplantolojide biyomekanik. Atatürk Üniversitesi Diş Hek. Fak. Derg. 2001;11;90-95.
- 102- Linkow LI, Rinaldi AW, Weiss WW, Smith GH. Factors influencing long-term implant success. J Prosthet Dent. 1990;63(1):64-73.
- 103- Watzek G. Endosseous implants: Scientific and Clinical Aspects. Quintessence Publishing Co. Inc. Chicago. 1996:291-315.
- 104- Geng JP, Tan KBC, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. J Prosthet Dent. 2001;85(6):585-598.

- 105- An YH, Barfield WR, Draughn RA. Basic concepts of mechanical property measurement and bone biomechanics, In: Mechanical Testing of Bone and the Bone-Implant Interface. CRC Press. 2000:23-40.
- 106- Rodgers MM, Cavanagh P. Glossary of biomechanical terms; Concepts and Units. Journal of American Physical Therapy Association. 1984;64:1886-1902.
- 107- Bidez, MW, Misch CE. Clinical Biomechanics in Implant Dentistry. Dental Implant Prosthetics. St Louis: Elsevier Mosby; 2005.
- 108- Delehay JN, Wiesel SW. Principles of ortopedic medicine and surgery. Saunders Company. Philadelphia. 2001:117-138.
- 109- Turner CH, Burr DB. Basic biomechanical measurements of bone: a tutorial. Bone. 1993;14:595-608.
- 110- Zaimoğlu CG, Ersoy AE, Aksu L. Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi. Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi; Birinci Baskı, Ankara, 1993.
- 111- Powers JM, Sakaguchi RL. Craig's Restorative Dental Material. St. Louis: Elsevier Mosby. 2006.
- 112- Phillips RW, Saunders WB. Skinner's science of dental materials. Company, 9th Edition, Philadelphia. 1991.
- 113- O'Mahony AM, Willams JL, Spencer P. Anisotropic elasticity of cortical and cancellous bone in the posterior mandible increases peri-implant stress and strain under oblique loading. Clin. Oral Impl. Res. 2001;12:648-657.
- 114- Singley JE, Mishke CR. Mechanical engineering design, New York, McGraw-Hill Book Company, Singapur. 1989.
- 115- İnan M. Cisimlerin Mukavemeti. İstanbul Teknik Üniversitesi Vakfı. Altıncı Baskı, İstanbul. 1988.
- 116- Javed F, Ahmed HB, Crespi R, Romanos GE. Role of primary stability for successful osseointegration of dental implants: factors of influence and evaluation. Interv Med Appl Sci. 2013;5:162-7.
- 117- Meltzer AM. Primary stability and initial bone-to-implant contact: the effects on immediate placement and restoration of dental implants. J Implant Reconstruct Dent. 2009;1:35-41.

- 118- Ryu HS, Namgung C, Lee JH, Lim YJ. The influence of thread geometry on implant osseointegration under immediate loading: a literature review. *J Adv Prosthodont.* 2014;6(6):547-554.
- 119- Lum LB. A biomechanical rationale for the use of short implants. *J Oral Implantol.* 1991;17(2):126-131.
- 120- Gaviria L, Salcido JP, Guda T, Ong JL. Current trends in dental implants. *J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg.* 2014;40(2):50-60.
- 121- Kutay Ö. Dental implant dizaynının bilimsel temelleri in; Dental İmplant Protezler, Nobel Tıp Kitabevleri Limited Şirketi. Birinci Baskı, İstanbul. 2009.
- 122- Steigenga JT, Al-Shammari KF, Nociti FH, Misch CE, Wang HL. Dental implant design and its relationship to long-term implant success. *Implant Dent.* 2003;12(4):306-17.
- 123- Weng D, Jacobson Z, Tarnow D. A prospective multicenter clinical trial of 3i machined-surface implants: results after 6 years of follow-up. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003;18:417-423.
- 124- Winkler S, Worris HF, Ochi S. Implant survival to 36 months as related to length and diameter, *Ann Periodontol.* 2000;5(1):22-31.
- 125- Mijiritsky E, Mazor Z, Lorean A, Levin L. Implant diameter and length influence on survival: interim results during the first 2 years of function of implants by a single manufacturer. *Implant Dent.* 2013;22:394-8.
- 126- Petrie CS, Williams JL. Comparative evaluation of implant designs: Influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. A three-dimensional finite-element analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2005;16(4):486-94.
- 127- Searson LJ, Narim L, Wilson HF. History and development of dental implants. *Implantology in general dental practice.* London, Chicago. Quintessence Publishing Co. 2005:19-41.
- 128- Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2008;100:422-31.
- 129- Vidyasagar L, Apse P. Dental implant design and biological effects on bone-implant interface. *Stomatologija, Baltic Dental and Maxillofacial J.* 2004;6:51-4.

- 130- Lan TH, Du JK, Pan CY, Lee HE, Chung WH. Biomechanical analysis of alveolar bone stress around implants with different thread designs and pitches in the mandibular molar area. *Clin Oral Investig*. 2012;16:363-9.
- 131- Misch CE, Steingra J, Barboza E, Misch-Dietsh F, Cianciola LJ, Kazor C. Short dental implants in posterior partial edentulism: a multicenter retrospective 6-year case series study. *J Periodontol*. 2006;77:1340-7.
- 132- Kong L, Liu BL, Hu KJ, Li DH, Song YL, Ma P, Yang J. Optimized thread pitch design and stress analysis of the cylinder screwed dental implant. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*. 2006;24(6):509-12, 515.
- 133- Lan TH, Du JK, Pan CY, Lee HE, Chung WH. Biomechanical analysis of alveolar bone stress around implants with different thread designs and pitches in the mandibular molar area. *Clin Oral Investig*. 2012;16:363-9.
- 134- Misch CE, Strong T, Bidez MW. Scientific rationale for dental implant design. *Contemporary Implant Dentistry*. 3rd ed. St. Louis; Mosby; 2008:200-29.
- 135- Bidez MW, Misch CE. Issues in bone mechanics related to oral implants, *Implant Dent* 1992;1:289-294.
- 136- Ko CC, Kohn DH, Hollister SJ. Micromechanics of implant-tissue interfaces. *J Oral Implantol*. 18:220-230,1992.
- 137- Hermann JS, Schoolfield JD, Nummikoski PV, Buser D, Schenk RK, Cochran DL. Crestal bone changes around titanium implants: a methodologic study comparing linear radiographic with histometric measurements. *Int Jour of Oral and Maxillofacial Implants*. 2001;16:475-485.
- 138- Abuhussein H, Pagni G, Rebaudi A, Wang HL. The effect of thread pattern upon implant osseointegration. *Clin Oral Implants Res*. 2010;21:129-36.
- 139- Freitas-Júnior AC, Rocha EP, Bonfante EA, Almeida EO, Anchieta RB, Martini AP, Assunção WG, Silva NR, Coelho PG. Biomechanical evaluation of internal and external hexagon platform switched implant-abutment connections: An in vitro laboratory and three-dimensional finite element analysis. *Dent Mater*. 2012;28(1):218-8.
- 140- Maeda Y, Miura J, Taki I, Sogo M. Biomechanical analysis on platform switching: Is there any biomechanical rationale? *Clin Oral Implants Res*. 2007;18:581-4.

- 141- José PM, Jorge P, Brendan RV, Bruno H, Cesar AMB, Ricardo SM, José LL, Júlio CMS. Morse taper dental implants and platform switching: The new paradigm in oral implantology. *Eur J Dent.* 2016;10(1): 148–154.
- 142- Serrano-Sánchez P, Calvo-Guirado JL, Manzanera-Pastor E, Lorrio-Castro C, Bretones-López P, Pérez-Llanes JA. The influence of platform switching in dental implants. A literature review. *Med Oral Patol Oral Cir Buca.* 2011;16:400-5.
- 143- Kim DM, Badovinac RL, Lorenz RL, Fiorellini JP, Weber HP. A 10 year prospective clinical and radiographic study of one stage dental implants. *Clinical Oral Implants Res.* 2008;19:254-8.
- 144- Newman M, Takei H, Carranza F. The Norman Periodontium, In: Caranza's *Clinical Periodontology*, 9th ed, WB Saunders Co. Dokuzuncu Baskı, USA,2002:15-58.
- 145- Hsu JT, Fuh LJ, Lin DJ, Shen YW, Huang HL. Bone strain and interfacial sliding analyses of platform switching and implant diameter on an immediately loaded implant: Experimental and threedimensional finite element analyses. *J Periodontol.* 2009;80:1125-32.
- 146- Canay S, Akça K. Biomechanical aspects of bone level diameter shifting at implant-abutment interface. *Implant Dent.* 2009;18(3):239-48.
- 147- Kwon H, Lee D, Park K, Kim C, Moon I. Influence of the tooth- and implant-side marginal bone level on the interproximal papilla dimension in a single implant with a microthread, conical seal and platform-switched design. *Journal of Periodontology.* 2009; 80:1541-7.
- 148- Canullo L, Fedele GR, Iannello G, Jepsen S. Platform switching and marginal bone-level alterations: The results of a randomized-controlled trial. *Clin Oral Implants Res.* 2010;21:115-21.
- 149- Nanci A, Whitson SW, Bianco P. *Ten Cate's Oral Histology: Development, Structure, and Function.* St. Louis, Missouri, Altıncı Baskı, USA, 2003:6-111.
- 150- Gartner LP, James JL. *Color Textbook of Histology. Cartilage and Bone.* Third Edition. Saunders Elsevier, Philadelphia. 2007:7-136.
- 151- Hermann JS, Schoolfield JD, Nummikoski PV, Buser D, Schenk RK, Cochran DL. Crestal bone changes around titanium implants: A methodologic study

comparing linear radiographic with histometric measurements. *Int Jour of Oral and Maxillofacial Implants*. 2001;16:475-485.

152- Mustafa K, Ersin O. Kemik doku ve fizyolojisi. *Turkiye Klinikleri J Endocrin*. 2004;2(2):73-89.

153- Bancroft J.D, Stevens A. *Theory And Practice Of Histological Techniques*. Fourth edition, Churchill Livingstone, New York: 1996:309-339.

154- Francois B, Luc H, Emmanuelle L. Bone loss and teeth: *Joint Bone Spine*. 2005;72:215–221.

155- Dubravka KZ, Asja C, Biserka L. Resorptive changes of maxillary and mandibular bone structures in removable denture. *Wearers Acta Stomatol Croat*. 2002;36:261-265.

156- Markose J, Suresh S, Eshwar S, Rekha K, Jain V, Manvi S. Comparison of platform switched and sloping shoulder implants on stress reduction in various bone densities: Finite element analysis. *J Contemp Dent Pract*. 2007;1;18(6):510-515.

157- Bozkaya D, Muftu S, Muftu A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *J Prosthet Dent*. 2004;92:523-30.

158- Lekholm U, Zarb GA. *Tissue integrated protheses: Osteointegration in Clinical Dentistry*. Quintessence Pub, Chicago: 1985:199-209.

159- Misch CE. *Günümüz Diş Hekimliğinde İmplantoloji*. Tulunoğlu İF, Atlas Kitapçılık Tic.Limited Şirketi. Üçüncü Baskı, Ankara, 2011.

160- Woodbury SC, Hennig TB, Fonseca RJ. Reconstruction of the Edentulous Maxilla. In: Fonseca RJ 1st ed. *Reconstructive and Implant Surgery*. Saunders, Philadelphia, 2000:7:59–70.

161- Hounsfield GN. Computed medical imaging. *J Comput Assist Tomogr*. 1980;4 (5): 665-74.

162- Misch CE, Dietsch F. Endosteal implants and iliac crest grafts to restore severely resorbed totally edentulous maxilla: A retrospective study. *J Oral Implantol* 1994;20(2):100-110.

163- Bilgin, MS. Post kor sistemlerinin fraktür analizi ve sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile değerlendirilmesi. Selçuk Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Konya, 2008.

- 164- Çalıköğlü S. Bölümlü Protezler, İstanbul Üniversitesi Basımevi, İkinci Baskı, İstanbul. 1992.
- 165- Thomson, W. (Lord Kelvin). On the Dynamical Theory of Heat. Trans. Roy. Soc. 1853:20;261-283.
- 166- Wang RR, Welsch GE. Joining titanium materials with tungsten inert gas welding, laser welding and infrared brazing. J Prosthet Dent. 1995;74:521-530.
- 167- Özgür L. Abutment-implant birleşimi farklı olan dental implantlardaki stres dağılımının deneysel ve klinik olarak değerlendirilmesi. Ege Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, İzmir, 2012.
- 168- Korkmaz T, Suca Ç. Porselen üst yapıya destek oluşturacak metal alt yapı bağlantı bölgelerinin holografik interferometre yöntemi ile incelenmesi. Gazi Üniversitesi Diş Hek. Fak. Derg. 1998;15(1-2-3):61-67.
- 169- Yaman SY. Sonlu elemanlar yöntemi ve dişhekimliğinde uygulamalar Atatürk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi, 1995;1:87-96.
- 170- Keyak JH, Meagher JM, Skinner HB, Mote CD. Automated three-dimensional finite element modeling of bone: A new method. J Biomed Eng. 1990;12:389-97.
- 171- Liu, GR. Quek, SS. The finite element method: a practical course, Ed: Liu G.R. and Quek S.S. Butterworth Heinemann, Oxford, 2003:1-11.
- 172- Fish J, Belytschko T. A first course in finite elements. John Wiley and Sons, Chichester, England, 2007:1-9.
- 173- Anand MK, Suhail S, Krishma VM, Satheesha BC, Rajesh M, Meera A, Anand KM. Finite element analysis in dentistry. International Journal of Engineering and Technical Research, 2014;2(8);12-17.
- 174- Cook RD. Finite element modeling for stress analysis. New York, Wiley, 1995:1-15.
- 175- Sonugelen M, Artunç C. Ağız protezleri ve biyomekanik. Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, İzmir, 2002:1-11.
- 176- Choi AH, Conway RC, Ben-Nissan B. Finite-element modeling and analysis in nanomedicine and dentistry. Nanomedicine (Lond). 2014;9(11):1681-95.
- 177- Ledley RS, Huang HK. Linear model of tooth displacement by applied Forces. J Dent Res. 1968; 47;427-432.

- 178- Farah JW, Craig RG. Finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. *J Dent Res.* 1974;53:859-866.
- 179- Babuska I, Uday B, John E. Generalized finite element methods: Main ideas, results, and perspective. *International Journal of Computational Methods.* 2004;1(1):67-103.
- 180- Pelosi G. The finite-element method: RL Courant: Historical Corner. *Antennas and Propagation Magazine.* 2007;49(2):180-182.
- 181- Moratal D. Finite element analysis, *Sciyo,* 2010:43-103.
- 182- Ebrahimi F. Finite element analysis-new trends and developments, Croatia, *InTech,* 2012:5:398.
- 183- Logan DL. First course in the finite element method. Nelson Education Ltd, Beşinci Baskı, USA, 2007:127.
- 184- Menicucci G, Mossolov A, Mozzati M, Lorenzetti M, Preti G. Tooth-implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. *Clin Oral Implants Res.* 2002;13:334-41.
- 185- Chun HJ, Cheong SY, Han JH, Heo SJ, Chung JP, Rhyu IC, Choi YC, Baik HK, Ku Y, Kim MH. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *J Oral Rehabi.* 2002;29:565-74.
- 186- Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *Journal of Prosthetic Dentistry.* 2001;85:585-98.
- 187- Magne P. Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data. *Dent Mater.* 2007;23:539-48.
- 188- Arola D, Galles L, Sarubin M. A comparison of the mechanical behavior of posterior teeth with amalgam and composite MOD restorations. *Journal of Dentistry.* 2001;29:63-73.
- 189- Mackerle J. Finite element modelling and simulations in dentistry: A bibliography 1990-2003. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2004;7:277-303.
- 190- Teixeira ER, Sato Y, Akagawa Y, Shindoi N. A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics. *J Oral Rehabil.* 1998;25(4):299-303.

- 191- Nelson SJ, Ash MM. The permanent mandibular premolars, Wheeler's Dental Anatomy, Physiology, and Occlusion, Ninth Edition, St. Louis, Elsevier. 2010:157-171.
- 192- Cibirka RM, Razzoog ME, Lang BR, Stohler CS. Determining the force absorption quotient for restorative materials used in implant occlusal surfaces. *J Prosthet Dent.* 1992;67:361-4.
- 193- Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. 3D- FEA of osseointegration percentages and patterns on implant-bone interfacial stresses. *J Dent.* 1997;25:485-91.
- 194- Hojjatie B, Anusavice KJ. Three-dimensional finite element analysis of glass-ceramic dental crowns. *J Biomech.* 1990;23(11):1157-66.
- 195- Samir EB. Textbook of orthodontics. W.B. Saunders yayıncılık. Onbeşinci Baskı, Philadelphia, 2001:592.
- 196- Eckert SE, Choi YG, Sanchez AR, Koka S. Comparison of dental implant systems: quality of clinical evidence and prediction of 5-year survival. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005;20(3):406-415.
- 197- Isidor F. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. *Clin Oral Implants Res.* 1996;7(2):143-152.
- 198- Hoshaw SJ, Brunski JB, Cochran GVB. Mechanical loading of Brånemark fixtures affects interfacial bone modeling and remodeling. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994;9(3):345-360.
- 199- Bağrı L, Cappeloni I, Girolama Md, Macerı F, Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osteointegrated implants related to crestal bone geometry: A three- dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2008;100(6):422-431.
- 200- Magne P. Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data. *Dent Mater.* 2007;23(5):539-548.
- 201- Orenstein IH, Synan WJ, Truhlar RS. Bone quality in patients receiving endosseous dental implants. DICRG Interim Report No:1. *Implant Dent.* 1994;3(2):90-94.

- 202- Bathe KJ. Finite element analysis of incompressible and compressible fluid flows with free surfaces and structural interactions. 1995;56(2-3):193-213.
- 203- Misch CE. Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing and progressive loading. *Int J Oral Implantol.* 1990;6(2):23-31.
- 204- Sevimay M, Turhan F, Kılıçaslan MA, Eskitasçıoğlu G. Three-dimensional finite element analysis of the different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *J Prosthet Dent.* 2005; 93(3):227-234.
- 205- Gujjarlapudi Mc, Nunna Nv, Manne Sd, Sarıkonda Vr, Madineni Pk, Meruva Rn R. Predicting peri-implant stresses around titanium and zirconium dental implants-a finite element analysis. *J Indian Prosthodont Soc.* 2013;13(3):196-204.
- 206- Wang Tm, Leu Lj, Wang J, Lin Ld. Effects of prosthesis materials and prosthesis splinting on peri-implant bone stress around implants in poor-quality bone: a numeric analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002;17:231-7.
- 207- Meijer Hja, Starmans Fj, Steen Whaf, Bosman F. A threedimensional, finite-element analysis of bone around dental implants in an edentulous human mandible. *Arch Oral Biol.* 1993;38:491-6.
- 208- Premnath K, Sridevi J, Kalavathy N, Nagaranjani P, Sharmila MR. Evaluation of stress distribution in bone of different densities using different implant designs: A three-dimensional finite element analysis. *J Indian Prosthodont.* 2013;13(4):555–559.
- 209- Chang CL, Chen CS, Huang CH, Hsu ML. Finite element analysis of the dental implant using a topology optimization method. *Medical engineering and physics.* 2012;34(7): 999-1008.
- 210- Schwitalla AD, Abou-Emara M, Spintig T, Lackmann J, Müller WD. Finite element analysis of the biomechanical effects of peek dental implants on the peri-implant bone. *Journal of Biomechanics.* 2015;48(1):1–7.
- 211- Değidi M, Pıttelli A, Carıncı F. Clinical outcome of narrow diameter implants: A retrospective study of 510 implants. *Journal of Periodontology.* 2008;79:49-54.
- 212- Sagat G. Üst çene total dissizlik vakaları için implant destekli sabit protez uygulamalarında farklı alveol ark formları ve implant pozisyonlarının implantlar çevresindeki stres dağılımına olan etkisinin fem analiz yöntemiyle araştırması.

İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Oral İmplantoloji Bilim Dalı, Doktora Tezi, İstanbul, 2002.

213- Yüzbaşıoğlu HE. İmplantüstü sabit bölümlü protezlerde kullanılan seramik implant dayanaklarının sonlu elemanlar yöntemi ile incelenmesi. Ondokuz Mayıs Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Samsun, Doktora Tezi, 2006.

214- İsmail YH, Pahountis LN, Fleming JF. Comparison of two-dimensional and three-dimensional finite element analysis of a blade implant. *Int J Oral Maxillofac Imp.* 1987;4(2):25-31.

215- Saraç D. Güçlendirilmiş kompozit rezin ve tamamı seramik restoratif materyallerin mekanik özelliklerinin sonlu elemanlar stress analizi yöntemi ile karşılaştırılması. Ondokuz Mayıs Üniversitesi, Sağlık bilimleri Enstitüsü, Samsun, Doktora Tezi, 2003.

216- Nagasao T, Kobayashi M, Tsuchiya Y, Kaneko T, Nakajima T. Finite element analysis of the stresses around endosseous implants in various reconstructed mandibular models. *J Craniomaxillofac Surg.* 2002;30(3):170-177.

217- Darendeliler Y. Sonlu elemanlar yöntemi ile dişhekimliğindeki uygulamalar. *Atatürk Üniversitesi Diş Hek Fak Derg.* 1995;5(1):87-96.

218- Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. Three-dimensional finite element analysis of stress-distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function. *J Prosthet Dent.* 1996;76(6):633-40.

219- 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;4(2):95-100598.

220- DeTolla DH, Andreana S, Patra A, Buhite R, Comella B. Role of the finite element model in dental implants. *J Oral Implantol.* 2000;26(2):77-81.

221- İplikçioglu H, Akça K. Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. *J Dent.* 2002;30:41-46.

222- Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2001;85:585.

- 223- Uysal H. Kemığın mekanik özellikleri ve kuvvet altında geliştirdiği mekanik ve biyolojik davranışlar. *Oral İmplant Der.* 1997;36-43.
- 224- Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg.* 1981;10(6):387-416.
- 225- Duyck J, Ronold HJ, Van Oosterwyck H, Naert I, Vander Sloten J, Ellingsen JE. The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: An animal experimental study. *Clin Oral Implants Res.* 2001;12(3):207-18.
- 226- Pilliar RM, Deporter DA, Watson PA, Valiquette N. Dental implant design effect on bone remodeling. *J Biomed Mater Res.* 1991;25(4):467-483.
- 227- Holmes, DC, Loftus, JT. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. *J Oral Implantol.* 1997;23(3):104-111.
- 228- Akca K, Cehreli MC. Biomechanical consequences of progressive marginal bone loss around oral implants: A finite element stress analysis. *Med Biol Eng Comput.* 2006;44(7):527-35.
- 229- Chang SH, Lin CL, Hsue SS, Lin YS, Huang SR. Biomechanical analysis of the effects of implant diameter and bone quality in short implants placed in the atrophic posterior maxilla. *Med Eng Phys.* 2012;34(2):153- 60.
- 230- Chou C, Shyh-Yuan L, Ming-Chang W, Sun CW, Jiang CP. Finite element modelling of implant designs and cortical bone thickness on stress distribution in maxillary type IV bone. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2014;17(5):516-26.
- 231- Tabata LF, Rocha EP, Barão VA, Assunção WG. Platform switching: biomechanical evaluation using three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011;26(3):482-91.
- 232- Cappiello M, Luongo R, Di Iorio D, Bugea C, Cocchetto R, Celletti R. Evaluation of peri-implant bone loss around platform-switched implants. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2008;28(4):347-55.
- 233- Hürzeler M, Fickl S, Zuhr O, Wachtel HC. Peri-implant bone level around implants with platform-switched abutments: preliminary data from a prospective study. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery.* 2007;65(7):33-39.

- 234- Guirado JLC, Yuguero MRS, Zamora GP, Barrio EM. Immediate provisionalization on a new implant design for esthetic restoration and preserving crestal bone. *Implant Dent.* 2007;16(2):155-64.
- 235- Schrottenboer J, Tsao YP, Kinariwala V, Wang HL. Effect of microthreads and platform switching on crestal bone stress levels: A finite element analysis. *J Periodontol.* 2008;79(11):2166-72.
- 236- Deshpande SS, Sarin SP, Parkhedkar RD. Platform Switching of Dental Implants: Panacea For Crestal Bone Loss. 2009;3(1):1348-52.
- 237- Hsu JT, Fuh LJ, Lin DJ, Shen YW, Huang HL. Bone strain and interfacial sliding analyses of platform switching and implant diameter on an immediately loaded implant: Experimental and 3D finite element analyses. *J Periodontol.* 2009;80(7):1125-1132.
- 238- Vigolo P, Givani A. Platform-switched restorations on wide-diameter implants: A 5-year clinical prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;24(1):103-109.
- 239- Jung RE, Jones AA, Higginbottom FL, Wilson TG, Schoolfield J, Buser D, Hämmerle CH, Cochran DL. The influence of non-matching implant and abutment diameters on radiographic crestal bone levels in dogs. *J Periodontol.* 2008;79(2):260-70.
- 240- Berglundh T, Lindhe J. Dimension of the periimplant mucosa. Biological width revisited. *J Clin Periodontol.* 1996;23(10):971-973.
- 241- Abrahamsson I, Berglundh T, Lindhe J. Soft tissue response to plaque formation at different implant systems. A comparative study in the dog. *Clin Oral Implants Res.* 1998; 9(2):73-9.
- 242- Sahabi M, Adibrad M, Mirhashemi FS, Habibzadeh S. Biomechanical effects of platform switching in two different implant systems: a three-dimensional finite element analysis. *J Dent.* 2013;10(4): 338–350.
- 243- Geng Jp, Beng Wx, Tan Kbc, Liu G. Finite element analysis of an osseointegrated stepped screw dental implant. *J Oral Implantol.* 2004;30(4):223-33.
- 244- Mericske-Stern R, Zarb GA. In Vivo Measurements of Some Functional Aspects with Mandibular Fixed Protheses Supported by Implants. *Clinical Oral Implants Research.* 1996;7(2):153–161.

- 245- Ricciardi Coppedê A, de Mattos Mda G, Rodrigues RC, Ribeiro RF. Effect of repeated torque/mechanical loading cycles on two different abutment types in implants with internal tapered connections: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20(6):624-32.
- 246- Balık A. Farklı implant abutment bağlantılarının oluşturduğu stresin sonlu elemanlar analiz yöntemi ile incelenmesi. İstanbul Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Bitirme Tezi, İstanbul, 2007.
- 247- Himmlová L, Dostálová T, Káčovský A, Konvicková S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2004;91(1):20-5.
- 248- Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis: a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape and load direction. *J Oral Implantol.* 1998;24(2):80-84.
- 249- Pellizzer EP, Verri FR, de Moraes SL, Falcón-Antenucci RM, de Carvalho PS, Noritomi PY. Influence of the implant diameter with different sizes of hexagon. Analysis by FEM-3D. *J Oral Implantol.* 2013;39(4):425-31.
- 250- Matsushita, Y, Kitoh, M, Mizuta, K, Ikeda, H, Suetsugu, T. Two dimensional FEM analysis of hydroxyapatite implants: Diameter effects on stress distribution. *J Oral Implantol.* 1990;16(1):6-11.
- 251- Demenko V, Linetskiy I, Nesvit K, Hubalkova H, Nesvit V, Shevchenko A. Importance of diameter to length ratio in selecting dental implants: A methodological finite element study. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2014;17(4):443-9.
- 252- Mohammed Ibrahim M, Thulasingham C, Nasser KS, Balaji V, Rajakumar M, Rupkumar P. Evaluation of design parameters of dental implant shape, diameter and length on stress distribution: A finite element analysis. *J Indian Prosthodont Soc.* 2011;11(3):165-71.

8. ÖZGEÇMİŞ

1988 yılında Tunceli'nin Çemişgezek ilçesinde doğdum, ilkokulu aynı ilçede tamamladım. Ortaokul ve lise eğitimimi Elazığ'da tamamladım. 2007 yılında İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde öğrenimime başladım ve 2012 yılında mezun oldum. 2013 Eylül ayı DUS (Diş Hekimliğinde Uzmanlık Sınavı) ile Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız-Diş-Çene ve Cerrahisi Anabilim Dalında uzmanlık eğitimime başladım ve halen devam etmekteyim.

9. ORJİNALLİK RAPORU

Kemik yoğunluğu

ORJİNALLİK RAPORU

% 17	% 10	% 3	% 10
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	Submitted to Dicle University Öğrenci Ödevi	%7
2	dfd.atauni.edu.tr İnternet Kaynağı	%2