

**T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
AĞIZ, DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI**

**MİKRO-HAREKET ÖZELLİKLİ DENTAL İMPLANT
TASARIMININ BİYOMEKANİK ÖZELLİKLERİNİN SONLU
ELEMEN ANALİZİ İLE İNCELENMESİ**

Dt. Salih Eren MERAL

UZMANLIK TEZİ

ANKARA

2018

**T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
AĞIZ, DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI**

**MİKRO-HAREKET ÖZELLİKLİ DENTAL İMPLANT
TASARIMININ BİYOMEKANİK ÖZELLİKLERİNİN SONLU
ELEMEN ANALİZİ İLE İNCELENMESİ**

Dt. Salih Eren MERAL

UZMANLIK TEZİ

**TEZ DANIŞMANI
Prof. Dr. Hakan TÜZ**

ANKARA

2018

ONAY SAYFASI

30/05/2018

Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığına

Dt.Salih Eren MERAL'in 30.05.2018 tarihinde jürimiz önünde yaptığı savunmasında "Mikro-Hareket Özellikli Dental İmplant Tasarımının Biyomekanik Özelliklerinin Sonlu Elemen Analizi ile İncelenmesi" başlıklı çalışması jürimiz tarafından Diş Hekimliğinde Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı : Prof.Dr.Ercüment ÖNDER

Tez Danışmanı : Prof.Dr.Hakan TÜZ

Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığına

Üye : Doç.Dr.Alper AKTAŞ

ONAY :Tıpta ve Diş Hekimliğinde Uzmanlık Eğitimi Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca yukarıda jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi tarafından kabul edilmiştir.

Prof. Dr. A. Rüya YAZICI
Dekan

YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI

Enstitü/Dekanlık tarafından onaylanan lisansüstü tezimin/raporumun tamamını veya herhangi bir kısmını, basılı (kağıt) ve elektronik formatta arşivleme ve aşağıda verilen koşullarla kullanıma açma iznini Hacettepe Üniversitesine verdiğimi bildiririm. Bu izinle Üniversiteye verilen kullanım hakları dışındaki tüm fikri mülkiyet haklarım bende kalacak, tezimin tamamının ya da bir bölümünün gelecekteki çalışmalarda (makale, kitap, lisans ve patent vb.) kullanım hakları bana ait olacaktır.

Tezin kendi orijinal çalışmam olduğunu, başkalarının haklarını ihlal etmediğimi ve tezimin tek yetkili sahibi olduğumu beyan ve taahhüt ederim. Tezimde yer alan telif hakkı bulunan ve sahiplerinden yazılı izin alınarak kullanılması zorunlu metinlerin yazılı izin alınarak kullandığımı ve istenildiğinde suretlerini Üniversiteye teslim etmeyi taahhüt ederim.

Yükseköğretim Kurulu tarafından yayınlanan **“Lisansüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge”** kapsamında tezim aşağıda belirtilen koşullar haricince YÖK Ulusal Tez Merkezi / H.Ü. Kütüphaneleri Açık Erişim Sisteminde erişime açılır.

- Enstitü / Fakülte yönetim kurulu kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihimden itibaren 2 yıl ertelenmiştir. ⁽¹⁾
- Enstitü / Fakülte yönetim kurulunun gerekçeli kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihimden itibaren ... ay ertelenmiştir. ⁽²⁾
- Tezimle ilgili gizlilik kararı verilmiştir. ⁽³⁾

25/09/2018
Salih Eren Meral

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca her zaman yanımda olan, tezimin her aşamasında tecrübesini ve katkılarını benden esirgemeyen sevgili hocam Sayın Prof. Dr. Hakan H. Tüz'e

Uzmanlık eğitimim boyunca bana her zaman hoşgörü ile yaklaşan ve desteklerini hep yanımda hissettiğim Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı Öğretim Üyesi hocalarım

Her koşulda birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum, çalışma ortamımızı sıcak hale getiren sevgili asistan arkadaşlarıma

Tanıdığım günden beri, sonsuz sevgisi, desteği ve sabrıyla hayatı daha anlamlı ve güzel hale getiren sevgili eşim, Ece Meral'e

Yaşamımın her döneminde karşılıksız sevgi ve emeklerini esirgemeyen, desteklerini hep hissettiğim, sevgili annem ve babam Melek Meral ve Sadık Meral'e, kardeşlerim Emre Meral ve Enes Meral'e

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım...

ÖZET

Meral S.Eren Mikro-Hareket Özellikli Dental İmplant Tasarımının Biyo-Mekanik Özelliklerinin Sonlu Eleman Analizi ile İncelenmesi, Ağız Diş ve Çene Cerrahisi, Uzmanlık Tezi, Ankara, 2018 Günümüzde diş eksikliklerinin giderilmesinde en sık tercih edilen yöntemlerden biri dental implantlardır. Dental implantlar osseointegrasyon mekanizmasıyla kemik dokusu ile direkt temas halindedir ve bu implantın temel başarı kriterlerinden biridir. Dental implantlar birçok açıdan doğal dişler ile benzerlik gösterse de kemik ile olan direk temaslarından dolayı, özellikle biyomekanik alanda farklılıklar izlenmektedir. Dental implantların mevcut biyomekanik davranışları sebebiyle doğal diş – dental implant bağlantılı protetik restorasyonlar tercih edilememektedir. Dental implantların periodontal ligament gibi bir bağ dokusundan yoksun olması sebebiyle, protez üzerine uygulanan kuvvetler direk olarak kemik dokusuna iletilmektedir ve implant – kemik arasındaki rijit bağlantı sebebiyle bu kuvvetler özellikle krestal bölgede yoğunlaşmaktadır ve bu durum peri-implant kemik dokusunun yıkım sebeplerinden biri olarak gösterilmektedir. Dental implantların biyomekanik özelliklerinin geliştirilmesi amacıyla çeşitli tasarımlar mevcuttur, ancak henüz klinik kullanıma geçen bir yapı yoktur. Bu tez çalışmasının amacı, yeni tasarlanan ve mikro-hareket özelliği bulunan dental implantın, doğal diş ve standart dental implantlarla yapıların hareket paternlerinin ve stres dağılımlarının değerlendirilmesi ile biyomekanik davranışlarının karşılaştırılmasıdır. Çalışmamızda bu amaçla üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi kullanılmıştır. Bu çalışmanın sonucuna göre yeni dental implant tasarımı biyomekanik olarak standart dental implantın eksikliklerini elimine etmiş, doğal dişe yakın karakter sergilemiştir.

Anahtar kelimeler: mikro-hareket, biyomekanik, stres, sonlu elemanlar stres analizi, dental implant

Bu çalışma Hacettepe Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Birimi tarafından desteklenmiştir. (THD-2016-9659)

ABSTRACT

Meral S.Eren Biomechanical Properties of A Dental Implant Design with Micromovement: A Finite Element Analysis, Hacettepe University, Faculty of Dentistry, Department of Oral and Maxillofacial Surgery, Specialty Thesis, Ankara, 2018 Dental implants are the most common treatment modality in rehabilitations of missing teeth. Biomechanisms of osseointegration provide direct bone to implant contact, and achieving this is a fundamental success criterion. Even though, dental implants may act like natural teeth in many aspects, the intertwined relationship between the bone tissue and implant causes biomechanical variations. These variations also limit and narrow the indication of tooth-to-implant prosthetic restorations. The absence of periodontal ligaments and periodontal space cause occlusal forces of prosthesis to be directly exerted to bone and, the rigid connection within the implant and bone causes these occlusal forces to be densified specifically on crestal region. This densification is underlined as a reason for the peri-implant bone resorption. There are several design solutions in order to improve the biomechanical properties of implants. However, none of these are clinically proven. The aim of this study is to evaluate and compare the movement patterns, stress distribution and biomechanical behavior of this novel dental implant design with micro-movement to standard implants and natural teeth. For these purpose, a three-dimensional finite element stress analysis has been used. The results of this study revealed that the novel dental implant design was able to eliminate deficiencies of standard dental implant and showed close characteristics with natural tooth in biomechanical aspect.

Keywords: micro-movement, biomechanics, stress, finite element analysis, dental implant

This research has been supported by Hacettepe University Scientific Research Unit.
(THD-2016-9659)

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI	iii
YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI	iv
TEŞEKKÜR	v
ÖZET	vi
ABSTRACT	vii
İÇİNDEKİLER	viii
SİMGELER VE KISALTMALAR	xi
ŞEKİLLER	xiii
TABLolar	xv
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Dental Anatomi	3
2.1.1. Periodontal Ligament	3
2.1.1.1. Periodontal Ligamentin Görevleri	6
2.1.2. Sement	8
2.1.3. Alveoler Kemik	8
2.2. Diş Eksikliklerinin Giderilmesinde Kullanılan Yöntemler	12
2.2.1. Dental İmplant	13
2.2.1.1. Dental İmplant Gelişimi	13
2.3. Okluzal Kuvvetler	17
2.4. Biyomekanik	18
2.4.1. Doğal Dişin Biyomekanik Özellikleri	18
2.4.2. Dental İmplantların Biyomekanik Özellikleri	21
2.4.2.1. İmplantların Materyal Özelliklerinin Biyomekaniğe Etkisi	23
2.4.2.2. Dental İmplant Geometrisinin Biyomekaniğe Etkisi	25
2.4.2.3. Peri-İmplant Kemik Dokusunun Biyomekanik Etkileri	28
2.5. Dental İmplantlarda Esneklik Kavramı	28
2.6. Biyomekanik Kavramlar ve Terimler	30
2.6.1. Kuvvet	30
2.6.2. Kütle	30
2.6.3. Stres (Gerilim)	30

2.6.4. Gerinim (Strain)	32
2.6.5. Elastisite (Young's) Modülü	32
2.6.6. Hooke Kanunu	33
2.6.7. Poisson Oranı (Poisson's Ratio)	33
2.6.8. Lineer Elastik Cisim	34
2.6.9. Hiper Elastik Cisim	34
2.6.10. İzotropik Cisim	34
2.6.11. Homojen Cisim	34
2.7. Elemanlar Analiz Yöntemi	34
2.7.1. Pre-Processing / Ön İşleme	35
2.7.2. Solution (Çözümleme)	36
2.7.3. Post-Processing (Son İşleme)	36
2.7.4. Sonlu Eleman Analizi Yönteminin Avantajları	36
2.7.5. Sonlu Eleman Analizi Yönteminin Dezavantajları	37
3. GEREÇ VE YÖNTEM	38
3.1. Modelleme ve Ağ Yapısının Oluşturulması	38
3.1.1. Çalışma Modellerinin Elde Edilmesi	39
3.1.2. Ağ Yapısının Oluşturulması	43
3.1.3. Eleman ve Düğüm Noktalarının Seçimi	43
3.2. Materyal Özelliklerinin Belirlenmesi	43
3.3. Yükleme ve Sınır Koşullarının Belirlenmesi	44
3.4. Analiz	44
3.5. Sonuçların Yorumlanması	45
4. BULGULAR	46
4.1. Lineer Elastik Analiz (LEA) Sonuçları	46
4.1.1. Aksiyel Kuvvetler Altında İzlenen Sıkışma Stres Değerler (LEA)	46
4.1.2. Oblik Kuvvetler Altında İzlenen Sıkışma Stres Değerler (LEA)	47
4.1.3. Aksiyel Kuvvetler Altında İzlenen Gerilme Stres Değerler (LEA)	48
4.1.4. Oblik Kuvvetler Altında İzlenen Gerilme Stres Değerler (LEA)	49
4.1.5. Aksiyel Kuvvetler Altında İzlenen Deplasman Değerler (LEA)	50
4.1.6. Oblik Kuvvetler Altında İzlenen Deplasman Değerler (LEA)	51
4.2. Hiper Elastik Analiz (HEA) Sonuçları	52

4.2.1. Aksiyel Kuvvetler Altında İzlenen Sıkışma Stres Değerler (HEA)	52
4.2.2. Oblik Kuvvetler Altında İzlenen Sıkışma Stres Değerler (HEA)	55
4.2.3. Aksiyel Kuvvetler Altında İzlenen Gerilme Stres Değerler (HEA)	59
4.2.4. Oblik Kuvvetler Altında İzlenen Gerilme Stres Değerler (HEA)	62
4.2.5. Aksiyel Kuvvetler Altında İzlenen Deplasman Değerler (HEA)	65
4.2.6. Oblik Kuvvetler Altında İzlenen Deplasman Değerler (HEA)	68
5. TARTIŞMA	71
6. SONUÇ ve ÖNERİLER	87
7. KAYNAKÇA	89



SİMGELER VE KISALTMALAR

°	: Derece
a	: İvme
Al	: Alüminyum
cm	: santimetre
DDM	: Doğal Diş Modeli
EİM	: Esnek İmplant Modeli
F	: Kuvvet
GPa	: Gigapaskal
IMZ	: İnter Mobile Zylinder
kgf	: Kilogram Kuvvet
KİT	: Kemik-İmplant Teması
m	: Kütle
mm	: milimetre
MPa	: Megapaskal
N	: Newton
nm	: nanometre
P	: Paskal
PDL	: Periodontal Ligament
S	: Stres
SEA	: Sonlu Eleman Analizi

SİM : Standart İmplant Modeli

Ti : Titanyum

ν : Poisson oranı

V : Vanadyum

σ : Gerilme / sıkışma stresi

σ_1 : Maksimum Principal Stres

σ_3 : Minimum Principal Stres

τ : Makaslama stresi

ŞEKİLLER

Şekil	Sayfa
2.1. PDL Temel Lifleri	5
2.2. Lekholm ve Zarb Tarafından Yapılan Kemik Sınıflandırması	10
2.3. Misch ve Judy Tarafından Yapılan Kemik Sınıflandırması.	12
2.4. Maya Uygarlığı Döneminde Rastlanan İmplantlar.	13
2.5. Maggiolo Tarafından Tasarlanan İmplant.	14
2.6. Formiggini ve Chercheve Tarafından Tasarlanan Dental İmplantlar.	15
2.7. Subperiosteal İmplant.	15
2.8. Branemark'ın "fixture" tasarımı.	16
2.9. Fizyolojik Diş Hareket Grafiği (I – Primer Hareket, II – Sekonder Hareket / A - Kuvvetin uygulandığı alan, B – Kuvvet Kesildikten Sonra)	19
2.10. Dental İmplantların Yiv Yapısı	27
2.11. Stres Formülü	31
2.12. Stres Tipleri.	31
3.1. Fantom Mandibula Modeli	38
3.2. Mandibula Segmenti.	39
3.3. Doğal Diş Modellemesi.	40
3.4. Standart İmplant Modellemesi.	41
3.5. Esnek İmplant Modellemesi.	42
4.1. Aksiyel Kuvvetler Altında İzlenen Sıkışma Stres Değerleri (LEA)	47
4.2. Oblik Kuvvetler Altında İzlenen Sıkışma Stres Değerleri (LEA).	48
4.3. Oblik Kuvvetler Altında İzlenen Gerilme Stres Değerleri (LEA).	49
4.4. Oblik Kuvvetler Altında İzlenen Gerilme Stres Değerleri (LEA).	50
4.5. Aksiyel Kuvvetler Altında İzlenen Deplasman Değerleri (LEA).	51
4.6. Oblik Kuvvetler Altında İzlenen Deplasman Değerleri (LEA).	52
4.7. Aksiyel Kuvvetler Altında İzlenen Sıkışma Stres Değerleri (HEA).	53
4.8. Aksiyel Kuvvetler Altında İzlenen Sıkışma Stres Değerleri (30N, 80N) (HEA).	54
4.9. Aksiyel Kuvvetler Altında İzlenen Sıkışma Stres Değerleri (100N, 200N) (HEA).	55
4.10. Oblik Kuvvetler Altında İzlenen Sıkışma Stres Değerleri (HEA)	56

4.11. Oblik Kuvvetler Altında İzlenen Sıkışma Stres Değerleri (30N, 80N) (HEA)	57
4.12. Oblik Kuvvetler Altında İzlenen Sıkışma Stres Değerleri (100N, 200N) (HEA).	58
4.13. Aksiyel Kuvvetler Altında İzlenen Gerilme Stres Değerleri (HEA).	59
4.14. Aksiyel Kuvvetler Altında İzlenen Gerilme Stres Değerleri (30N, 80N) (HEA).	60
4.15. Aksiyel Kuvvetler Altında İzlenen Gerilme Stres Değerleri (100N, 200N) (HEA).	61
4.16. Oblik Kuvvetler Altında İzlenen Gerilme Stres Değerleri (HEA).	62
4.17. Oblik Kuvvetler Altında İzlenen Gerilme Stres Değerleri (30N, 80N) (HEA).	63
4.18. Oblik Kuvvetler Altında İzlenen Gerilme Stres Değerleri (100N, 200N) (HEA).	64
4.19. Aksiyel Kuvvetler Altında İzlenen Deplasman Değerleri (HEA).	65
4.20. Aksiyel Kuvvetler Altında İzlenen Deplasman Değerleri (30N, 80N) (HEA).	66
4.21. Aksiyel Kuvvetler Altında İzlenen Deplasman Değerleri (100N, 200N) (HEA).	67
4.22. Oblik Kuvvetler Altında İzlenen Deplasman Değerleri (HEA).	68
4.23. Oblik Kuvvetler Altında İzlenen Deplasman Değerleri (30N, 80N) (HEA).	69
4.24. Oblik Kuvvetler Altında İzlenen Deplasman Değerleri (100N, 200N) (HEA).	70

TABLULAR

Tablo	Sayfa
2.1. Dental İmplant Materyalleri	23
3.1. Dügüm ve Elaman Sayıları	43
3.2. Materyallerin Mekanik Özellikleri	44
4.1. Aksiyel Kuvvetler Altında İzlenen Sıkışma Stres Değerleri (LEA).	46
4.2. Oblik Kuvvetler Altında İzlenen Sıkışma Stres Değerleri (LEA).	47
4.3. Aksiyel Kuvvetler Altında İzlenen Gerilme Stres Değerleri (LEA).	48
4.4. Oblik Kuvvetler Altında İzlenen Gerilme Stres Değerleri (LEA).	49
4.5. Aksiyel Kuvvetler Altında İzlenen Deplasman Değerleri (LEA).	50
4.6. Oblik Kuvvetler Altında İzlenen Deplasman Değerleri (LEA)	51
4.7. Aksiyel Kuvvetler Altında İzlenen Sıkışma Stres Değerleri (HEA).	52
4.8. Oblik Kuvvetler Altında İzlenen Sıkışma Stres Değerleri (HEA).	56
4.9. Aksiyel Kuvvetler Altında İzlenen Gerilme Stres Değerleri (HEA).	59
4.10. Oblik Kuvvetler Altında İzlenen Gerilme Stres Değerleri (HEA).	62
4.11. Aksiyel Kuvvetler Altında İzlenen Deplasman Değerleri (HEA)	65
4.12. Oblik Kuvvetler Altında İzlenen Deplasman Değerleri (HEA).	68

1. GİRİŞ

Eksik bir organın yerini ve işlevini karşılayacak bir yapının kullanılması ihtiyacı tıp tarihinin en eski zamanlarından beri ilgi odağı olmuştur. Bu amaçla vücudun farklı yerlerinde işlev görmek üzere geliştirilmiş çok sayıda yapı tanımlanmıştır.

Ağız içinde eksik olan diş yapılarının giderilmesi amacıyla geliştirilen tüm yapılar içinde “Alloplastik materyalden üretilen, oral mukozanın ve/veya periosteal tabakanın hemen altına kemik dokusunun içerisine yerleştirilen ve çene kemiği üzerindeki hareketli veya sabit protetik restorasyonlar için destek görevi gören yapı” olarak tanımlanan dental implant (1) günümüzde hem hastalar hem de hekimler tarafından sıklıkla tercih edilen bir tedavi yöntemi olmuştur.

Dental implant destekli diş protezleri doğal dişe en yakın çiğneme kuvvetlerine erişebilen, en etkili ve efektif tedavi alternatifidir (2). Doğal dişe en yakın tedavi alternatifini olmasına rağmen dental implantlar ile doğal dişler arasında biyomekanik açıdan farklılıklar da mevcuttur. Bu biyomekanik farklılığın en temel sebebi, dental implantolojinin temel başarı kriterlerinden biri olan osseoentegrasyon mekanizmasıdır. Osseoentegrasyon; kemik ile yük taşıyan implant dokusu arasında izlenen, direkt, yapısal ve fonksiyonel bir bağlantıdır (3). Doğal dişler ise kemik dokusuna periodontal ligament adı verilen özelleşmiş bir bağ dokusu ile tutunmaktadır (4).

Dental implantlarda periodontal ligament gibi özelleşmiş bir bağ dokusunun olmaması ve dental implantların alveoler kemik dokusuna direkt olarak tutunması sebebiyle, dental implantların kuvvet altındaki biyomekanik davranışı doğal dişlerden farklılık göstermektedir. Kuvvet altında doğal dişlerde iki aşamalı hareket gözlenirken dental implantlarda minimal bir esneme izlenir. Dişlerde izlenen iki aşamalı hareketin ilk aşamasının periodontal ligament tarafından oluştuğu ve ikinci aşamada izlenen daha küçük miktarlardaki hareketin ise kemiğin elastik deformasyonu sonucu izlendiği düşünülürken, dental implantlarda izlenen hareket tamamen kemik seviyesinde oluşmaktadır. Bunun yanı sıra periodontal ligament, dişe uygulanan kuvvetlerin

alvolar kemiğe daha homojen ve geniş bir alanda yayılmasını sağlar. Dental implantlarda ise kemiğin ve implantın rijit yapısı sebebiyle kuvvet implantın boyun bölgesini destekleyen kemik dokusunda yoğunlaşır (5).

Dental implantların çevresindeki kemik dokusunda izlenen yoğun stres birikimi, ilgili kemik dokusunda hasarlanmaya ve bunun sonucunda da bölgedeki kemik dokusunun rezorpsiyonunu takiben dental implantın kaybına yol açan faktörlerden biri olarak gösterilmektedir (5, 6). Dental implantların mikro-hareketlilik anlamında doğal dişlerle olan farklılıkları sebebiyle diş-implant destekli sabit köprü restorasyonlarının kullanımı da önerilmemektedir (7).

Literatürde dental implantların biyomekanik özelliklerinin geliştirilmesi ile ilgili çeşitli çalışmalar mevcuttur ancak bunların büyük bir çoğunluğu tasarımsal boyutta kalmış ya da biyomekanik ihtiyacı tamamen karşılayamamıştır.

İmplantların biyomekanik özelliklerinin geliştirilmesi ve dişe daha benzer bir davranış oluşturması, dişi çevreleyen kemikte fizyolojik sınırlarda stres birikimine yol açacağı için, implant çevresinde kemik kayıp oranlarını azaltacağı, implant ömrünün uzatacağı ve komplikasyon oranının düşürülmesi sağlayacağı düşünülebilir. Bu açıdan düşünüldüğünde implant yapısı içinde, periodontal ligamentin işlevini taklit edecek şekilde üzerine gelen kuvveti soğuran bir ara katmanın oluşturulması bu yapının daha esnek hale gelmesini sağlayarak, kemik üzerinde oluşan gerilme ve sıkışma stres değerlerini de azaltır.

Bu çalışmada iç yapısında esnek bir ara katman aracılığı ile mikro-hareket özelliği verilerek tasarlanmış olduğumuz implant modelinin aksiyel ve oblik kuvvetler altında gösterdiği biyomekanik özellikleri, standart dental implant ve doğal diş ile “Sonlu Eleman Analizi” yöntemi kullanılarak değerlendirilmiştir ve karşılaştırılmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental Anatomi

Dişler çiğneme, koparma ve öğütme fonksiyonlarıyla beslenmenin ve sindirimin ilk basamağında rol alırlar. Bunun yanında fonasyon ve estetik üzerine de etkileri vardır.

Dişler kök ve kron olmak üzere ikiye ayrılır. Dişin kron kısmı mine dokusu ile kaplıyken kök, sement ile kaplanmıştır. Dişin ana kütesini ise 'dentin' oluşturmaktadır. Bütün yapıların iç kısmında bulunan pulpa odasında arter, ven, lenf ve sinir sonlanmaları içeren bir bağ doku yer alır. Bu dört ana yapıdan pulpa yumuşak doku olarak sınıflandırılırken; mine, sement ve dentin sert dokudur.

Dişi taşıyan ve destekleyen yapılar periodonsiyum olarak adlandırılmaktadır. Dişeti, sement, alveoler kemik ve periodontal ligament, periyodonsiyumu oluşturan yapılardandır (4).

2.1.1. Periodontal Ligament

Periodontal ligament (PDL) diş kökünü saran sement ile alveoler kemik arasında yer alan özelleşmiş bir bağ dokusudur. Alveolo-dental ligament olarak da adlandırılabilir. PDL kalınlığı dişten dişe ve bireyden bireye farklılık göstermektedir. PDL'nin kalınlığı 0,15 - 0,35 mm arasında değişmektedir ve kökün orta üçlüsü PDL'nin en ince noktasıdır (8). Ayrıca PDL kalınlığı dişe iletilen kuvvetlerden de etkilenmektedir. Ligament kalınlığı antagonistini kaybetmiş dişlerde daha incedir. PDL temel olarak dişin socketinde kalması ve dişin fizyolojik limitlerdeki çiğneme kuvvetlerine karşı koymasında rol almaktadır.

Diğer bağ dokuları gibi PDL yapısındaki bağ dokusu hücreleri ile birlikte kollajenöz ve non-kollajenöz ekstrasellüler yapılardan oluşmaktadır. PDL içindeki hücreler; osteoblast, osteoklast, fibroblast, Malassez epiteli hücre artıkları, monosit, makrofaj, diferansiye olmamış mezenkimal hücreler, sementoblast ve

odontoklastlardır. Ekstrasellüler yapı ise temel olarak kollajen lif demetlerinden oluşmaktadır.

Fibroblastlar

PDL'nin temel hücreleridir. Periodontal ligament fibroblastları geniş sitoplazmalı, bol miktarda protein sentezi ve seksiyonunda kullanılan organel içeren büyük hücrelerdir. Gelişmiş bir hücresel iskelet yapısı vardır. Ligament fibroblastları lifler üzerinde düzenli bir seyirde uzanıp sitoplazmik uzantıları ile lifleri sararlar ve PDL'nin kollajen lifleri, ligament fibroblastları tarafından düzenli olarak yenilenirler.

Epitel Hücreleri

PDL içerisindeki epitel hücreleri Hertwig epitel kök kınının artığıdır ve genel olarak Malassez epitel hücreleri olarak bilinirler. Semente yakın bölgede ve özellikle furkasyon alanlarında yoğun kümeler şeklinde izlenirler. Bu hücrelerin PDL içerisinde belirgin bir fonksiyonu yoktur.

Diferansiye Olmamış Mezenkimal Hücreler

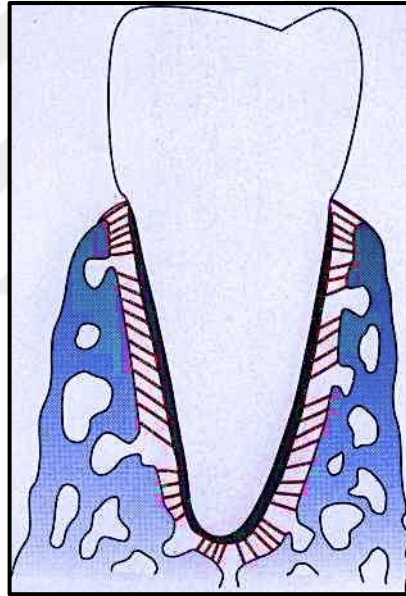
PDL'nin önemli bir hücresel elemanıdır. Periodontal hasarlanmaların iyileşmesinde, PDL hücreleri sadece ligamentin kendi yapısında değil, kemik ve sement formasyonunda da rol almaktadır (9). Yakın zamanda PDL yapısından kök hücre karakterinde hücreler izole edilebilmiştir (10).

Periodontal Lifler

PDL yapısında izlenen temel kollajenler, kollajen Tip-1, kollajen Tip-3 ve kollajen Tip-7'dir. Bu kollajenler, tendonlarda izlenenlere göre daha küçük çaplıdır ve durumun PDL kollajenlerinin yüksek yenilenme hızına bağlı olduğu düşünülmektedir. PDL yapısındaki kollajen yapılarının büyük çoğunluğu, demetler halinde düzenlenmiş ve uzunlamasına kesitlerde görüntülendiğinde dalgalı bir seyir izleyen temel (principal) liflerdir. Temel liflerin sement ve kemiğe tutunan terminal kısımları

‘Sharpey lifleri’ olarak adlandırılmıştır. Temel lif demetleri, kemik ile sement arasında devamlılık gösteren anastomozlar yaparak diş kemik bağlantısını sağlarlar (11). Sharpey liflerinin primer/hücreli sement içerisinde gömülü olan terminal uçları tamamen mineralize iken hücreli sement içerisinde gömülü lifler kısmen mineralizasyon gösterirler.

Temel liflerin yapısının büyük kısmını tip 1 kollajen oluşturmaktadır. Kollajen bulunduğu dokulara benzersiz bir esneklik ve dayanıklılık kombinasyonu kazandırır. Kollajen liflerin varlığı ile temel lifler üstün gerilme direncine sahiptirler. Temel lifler transseptal, alveoler kret, horizontal, oblik, apikal ve interradiküler olmak üzere altı gruba ayrılır (Şekil 2.1) (4).



Şekil 2.1. PDL Temel Lifleri

Transseptal lifler, interproksimal bölgede alveoler sırt üzerinden uzanarak bitişikteki dişin sement dokusuna gömülür. Periodontal yıkım sonrasında tekrardan oluşabilirler. Kemik üzerine tutunmadığından dişeti lifi olarak da görülebilirler (4). *Alveoler kret lifleri*, sementten oblik olarak alveoler kemiğe uzanırlar. Alveoler kemik üzerindeki sementten uzanan *alveoler krest grubu lifler* ise bölgedeki periosta tutunurlar. Alveoler krest grubu lifler dişin ekstrüzyonuna direnç gösterirler. Liflerin insizyonu, dişlerin mobilitesinde artışa sebep olmaz (4, 12). *Horizontal grup lifler* sementten alveoler kemiğe doğru, dişin uzun eksenine dik açı yapan liflerdir. PDL

liflerinde en yoğun olarak bulunan grup oblik liflerdir. Sementten koronale doğru uzanarak kemiğe tutunur. Vertikal yöndeki çigneme kuvvetlerini karşılar ve kemiğe iletir (4). Kökün apikalinde izlenen *apikal grup lifler* düzensiz bir şekilde sementten kemiğe doğru uzanır. Kök formasyonu tamamlandıktan sonra izlenirler. Çok köklü dişlerde izlenen *interradiküler grup* ise furkasyon bölgesindeki sementten kemiğe uzanırlar.

Elastik Lifler

Temelde elastin, eulanin ve oksitalan lifler olarak 3 tip elastik lif bulunsa da PDL içerisinde sadece oksitalan lifler izlenmektedir. Görevleri tam olarak tanımlanamamış olmakla birlikte fonksiyon sırasında periodontal bölgenin kan akımının düzenlenmesinde görev aldığı düşünülmektedir. Elastik yapılarından dolayı kuvvet uygulandığında gerilerek bölge kan damarlarında daralmaya sebep olmaktadır.

Non-Kollajenöz Matriks Proteinleri

Alkalin fosfataz (13), proteoglikanlar (14), undulin, tenascin, fibronektin gibi proteoglikanlar (15) lokal hücrelerce sentezlenir veya kan dolaşımıyla PDL'ye gelirler.

2.1.1.1. Periodontal Ligamentin Görevleri

Periodontal ligament fiziksel görevlerinin yanı sıra bölgenin beslenmesi, inervasyonu ve yeniden biçimlendirilmesinde etkin rol üstlenir (4).

PDL'nin fiziksel görevleri; çevresindeki vasküler ve nöral dokuların mekanik kuvvetlerden korunması, okluzal kuvvetlerin kemiğe iletimi, dişin alveoler kemiğe bağlanması, gingival dokuların diş ile olan ilişkisinin korunması ve idamesi, okluzal kuvvetlerin absorpsyonu olarak sayılabilir.

PDL'nin, okluzal kuvvet absorpsyonu yani şok emici özelliği ile ilgili viskoelastik ve gerilimsel olmak üzere iki teori vardır.

Gerilimsel teoride; periodontal ligamentin yapısal elemanlarından olan 'temel liflerin' okluzal kuvvetlerin absorpsyonunda esas rolü oynadığı düşünülmektedir. PDL içerisindeki temel lifler, dişi adeta bir hamak gibi sarmaktadır. Aksiyel yönde bir kuvvet uygulandığında, dalgalı seyir gösteren oblik lifler tam boyuna ulaşır ve aksiyel kuvvetin büyük bir kısmını karşılar. Horizontal ya da devirici bir kuvvet uygulandığında ise hareketi PDL ile birlikte bukkal ve lingual kortikal tabakalar da karşılar. Kökün apikal kısmı koronal kısmıyla ters yönlerde hareket eder. Temel lifler basınç gelen bölgelerde sıkışırken, gerilim izlenen bölgelerde ise gergin bir pozisyonudadır. Diş kronuna kuvvet uygulandığı zaman, temel lifler gerilerek kuvveti kemiğe iletir ve kemikte elastik deformasyona sebep olur.

Viskoelastik teoride ise dişte izlenen harekette öncelikle PDL içerisindeki sıvının rol aldığı düşünülmektedir. Bu teoride PDL içerisindeki liflerin destekleyici rolü vardır. Diş kuvvet uygulandığında ekstraselüler ortamdaki sıvı, alveoler kemiğin üzerindeki kanallardan kemik boşluğuna kaçar. Dişteki hareket sonucunda PDL lifleri gerilir ve bunun sonucunda da bölgedeki kan damarlarında stenoz izlenir ve artmış basınçla ultrafiltrat dokuya geçer. Böylece sıvının replasmanı sağlanmış olur.

PDL'nin kendi içerisinde de sürekli bir yenilenme vardır. Yaşlanmış ve yaralanmış hücre ve lifler yıkılırken yerlerine yenileri sentezlenmektedir (4). PDL içindeki hücreler enzimatik aktiviteleriyle; fizyolojik diş hareketi, travmatik kuvvetlere uyum, travma gibi durumlarda kemik ve sementte yapım-yıkım olaylarında rol alırlar.

PDL yapısındaki vasküler ağ ile kemik, sement ve gingivanın beslenmesine katkıda bulunur (4). PDL yapısındaki nöral ağ dokusal ve ağrı duyularını iletebilmektedir. Nöral ağ dişin apikalinden, vasküler yapılarla birlikte PDL aralığına girer. PDL aralığında 4 çeşit sinir sonlanması izlenmiştir. Bunlar; ağaç benzeri yapıya sahip ağrı reseptörler, özellikle apikal bölgede yoğunlaşan Ruffini mekanoreseptörleri, kökün orta bölgelerinin mekanoreseptörü olan Meissner's korpüskülü ve kökün

apikalinde izlenen iğne benzeri basınç ve vibrasyon taşıyan sinir sonlanmalarıdır (4).

2.1.2. Sement

Sement; diş kökünü saran, avasküler, sert bağ dokusudur ve periodontal lifler buraya tutunur. Sement histolojik olarak hücre içeriği ve kollajen sentezine orijinine göre ikiye ayrılır.

Hücresiz/Primer Sement

Hücresiz sement dişin servikal 2/3 ya da 1/2'sinde izlenir. Çok yavaş sentezlenir. Çok sayıda periodontal ligament lifi (Sharpey lifleri) buraya tutunur ve bu tabaka dişin sokette tutunmasında etkin rol oynar. Bu tabakanın mineralizasyon seviyesi %45-60 arasındadır ve alınan radyografilerde diş köküne paralel olacak şekilde en iç tabaka dış tabakalara göre daha radyolusent izlenir.

Hücreli/Sekonder Sement

Dişin apikal 1/3'ünde, furkasyon bölgesinde izlenir. Sementoblastlar tarafında sentezlenen kollajen ve kendi sentezlediği matriks içinde hapsolan sementoblastlar (sementosit) bu tabakanın karakteristik özelliğidir. Heterojen kollajen yapısı, hızlı formasyon hızı ve yapısındaki hücresel içerik ve lakünalar sebebiyle hücresiz semente göre daha zayıf mineralizasyon gösterir. Bu sement tabakası oldukça hızlı ve lokal olarak sentezlenir ve dişin değişen pozisyon ve ihtiyaçlarına adapte olmasını sağlar.

2.1.3. Alveoler Kemik

Alveoler kemik çene üzerinde dişlerin tutunduğu kemik dokusunun özelleşmiş ismidir. Lokalizasyonuna göre bukkal, lingual ve palatal bölgede izlenen dış kortikal kemik tabakası ve merkezinde kansellöz kemikten oluşmaktadır. Diş soketini döşeyen kortikal kemik tabakası, periodontal kemik demetlerinin tutunduğu bölgedir ve 'bundle bone/demet kemik' olarak adlandırılmaktadır. Sharpey liflerinin terminal uçları bu tabakaya dik olarak gömülmekte ve diş desteğine önemli bir katkı sunmaktadır.

Vücuttaki diğer kemikler gibi, yenilenme hızı oldukça hızlı olan maksilla ve mandibula da sürekli bir yapım-yıkım periyodu içerisinde. Bu süreç multi-faktöriyeldir ve dokunun üç boyutlu yapısında değişikliklerle sonuçlanır.

Alveoler kemiğin yenilenmesinde lokal regülasyon mekanizmalarının belirgin rolü vardır Dişler tarafından sağlanan mekanik uyarım, diş çevresindeki kemik yapısının yeniden şekillenmesi sürecini etkilemektedir. Dişlerin kaybını takiben alveoler kemikte geri dönüşümsüz bir yıkım süreci başlamaktadır (16). Diş kaybının yanı sıra periodontal hastalıklar, yaş, sigara ve metabolik hastalıklar kemik dokusunun yeniden şekillenmesi üzerinde etkisi olan faktörlerdendir (16). Yeniden şekillenme sonucunda alveoler kemik dokusunun morfolojik yapısı değişmektedir. Günümüzde alveoler kemik yapısına yönelik çeşitli sınıflandırmalar mevcuttur.

En çok kabul gören sınıflandırmalardan biri Lekholm ve Zarb tarafından yapılmıştır (17). Bu sınıflamada alveoler kemik, şekil ve kalite olarak iki farklı grupta ele alınmıştır (Şekil2.2).

Kemik şekli

A: Alveoler kemiğin çoğu mevcuttur.

B: Rezidüel krette az miktarda rezorpsiyon vardır.

C: Rezidüel krette rezorpsiyon ilerlemiş düzeydedir, sadece bazal kemik vardır.

D: Bazal kemikte bir miktar rezorpsiyon vardır.

E: Bazal kemikte ciddi rezorpsiyon vardır.

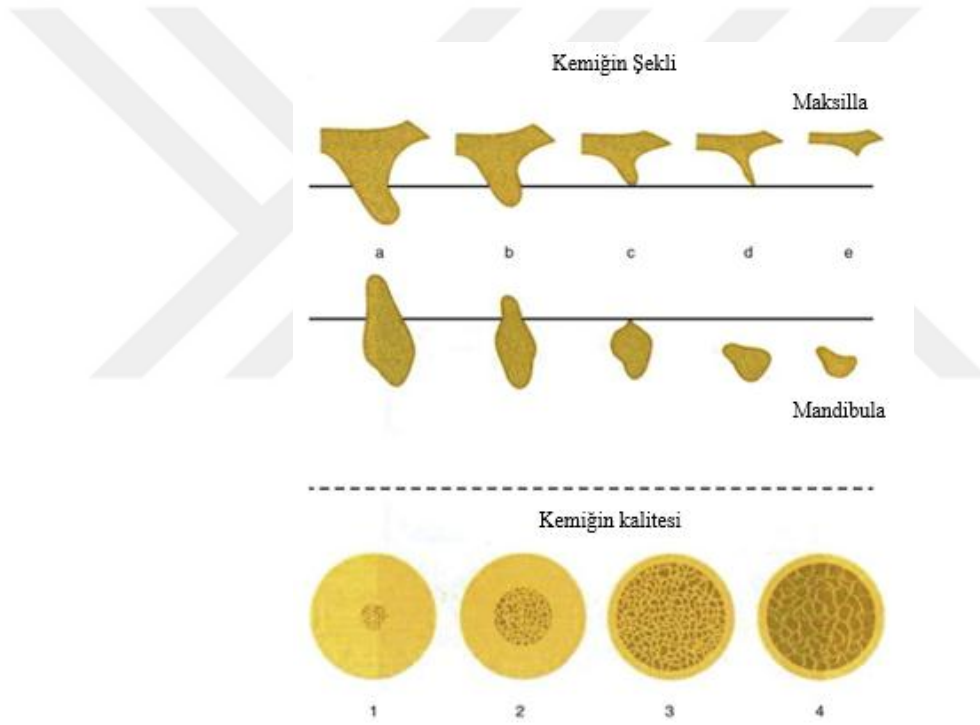
Kemik kalitesi

Tip I (Q1): Homojen kompakt kemik

Tip II (Q2): Yoğun kansellöz kemiği çevreleyen kalın kortikal kemik

Tip III (Q3): yoğun kansellöz kemiği çevreleyen ince kortikal kemik

Tip IV (Q4): düşük yoğunlukta kansellöz kemiği çevreleyen ince kortikal kemik



Şekil 2.2. Lekholm ve Zarb Tarafından Yapılan Kemik Sınıflandırması

Yaygın kullanılan bir diğer sınıflandırma ise Misch tarafından yapılmıştır (18).

D1 kemik, neredeyse tamamen kortikal içerikli kemik yapısındadır. Sıklıkla mandibular anterior bölgede izlenir. Yoğun kortikal yapısı sebebiyle yerleştirilen implantların primer stabilizasyonları iyi olsa da implant cerrahisi zordur. Cerrahi preparasyon sırasında ısı artışına dikkat edilmelidir.

D2 kemik, merkezi yoğun kansellöz kemikten oluşan ve bunun etrafını saran ince kortikal tabakanın çevirdiği kemiktir. İmplant cerrahisi için en ideal kemik tipidir.

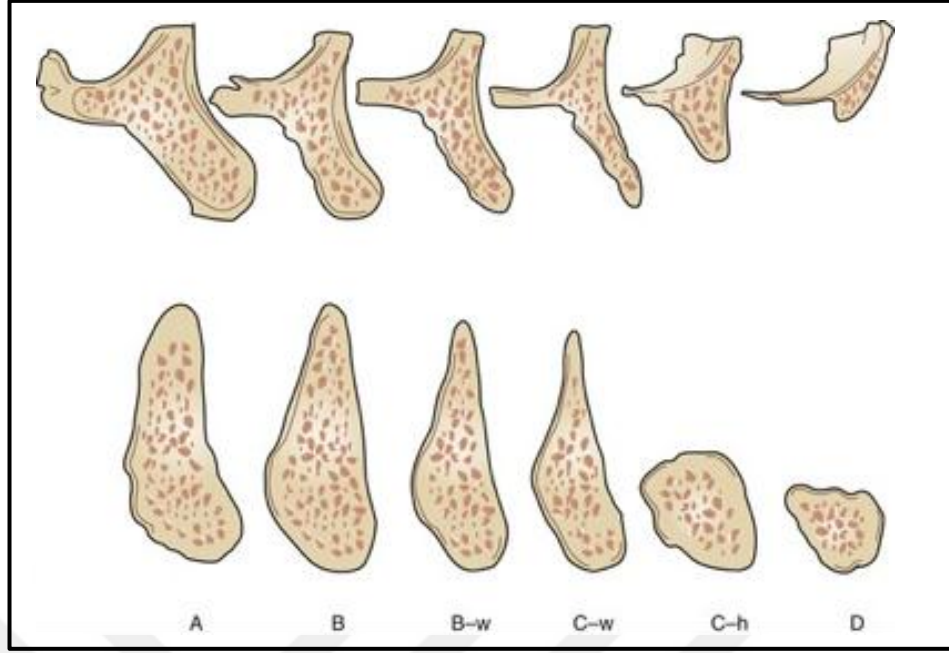
D3 kemik, merkezi D2 kemik yapısından daha az olmakla birlikte yeterli yoğunlukta kansellöz kemikten oluşan ve bu tabakayı yine D2 kemik yapısından daha ince bir kortikal kemik tabakasının çevirdiği yapıdır. D2 ve D3 kemik ayrımı histolojik olarak olmasa da klinikte preparasyon sırasında karşılaşılan direnç göz önünde bulundurularak yapılır.

D4 kemik oldukça düşük yoğunluktaki poröz kansellöz kemiği ince kortikal tabakanın çevrelediği kemik yapısıdır. Bu bölgeye yerleştirilen implantların kemik temasının olabildiğince artırılması gereklidir. Gerekirse preparasyon sırasında kemik sıkıştırıcılar kullanarak primer stabilizasyon artırılmalıdır. Sıklıkla maksiller posterior bölgede karşımıza çıkar.

D5 kemik, mineralizasyonu tamamlanmamış kemiktir.

Misch tarafından yapılan bu sınıflama, implant cerrahisi sırasında kemik prepare edilirken karşılaşılan direnç göz önünde bulundurularak hazırlanmıştır. Lekholm ve Zarb'ın kemik kalitesi ile ilgili yaptığı sınıflama ile uyum göstermektedir. Buna ek olarak Lekholm ve Zarb kemik şeklini de değerlendirmiştir.

Misch ve Judy ise alveoler kemiği rezorpsiyon paternine göre sınıflandırmıştır (Şekil 2.3) (19). Bu sınıflamada 'h' yetersiz yükseklik, 'w' ise yetersiz genişliği belirtmektedir.



Şekil 2.3. Misch ve Judy Tarafından Yapılan Kemik Sınıflandırması

2.2. Diş Eksikliklerinin Giderilmesinde Kullanılan Yöntemler

Diş eksikliklerinin rehabilitasyonunda; eksik dişin sayısı ve konumuna bağlı olarak, diş destekli ve implant destekli sabit protezler, diş destekli, diş-doku destekli ve implant destekli hareketli protezler kullanılmaktadır.

Diş eksikliklerinin giderilmesinde tercih edilen protezler çiğneme etkinliği üzerinde direkt olarak etki göstermektedirler ve genel olarak sabit protezler, hareketli protezlere göre daha yüksek çiğneme etkinliğine sahiptirler (20). Yapılan çalışmalar (2, 20, 21) diş ve implant destekli sabit protezlerin hareketli protezlere göre daha etkili oldukları göstermiştir.

Tercih edilen protetik yöntemin çevre dokular üzerinde etkileri vardır. Diş destekli sabit köprü restorasyonlarının aksine dental implantlar komşu dişlerin yapısal bütünlüklerine zarar vermemektedir. Birer kök analogu olarak işlev gören dental implantlar ve üzerlerine yapılan kronlar ile diş eksiklikleri estetik ve efektif olarak rehabilite edilebilmektedir. Buna ek olarak implantlar üzerlerine gelen okluzal yükleri kemiğe ileterek, doğal dişlerdeki gibi bölgede yeni kemik oluşumunu uyarırlar.

2.2.1. Dental İmplant

Dental implantoloji; diş kaybını takiben ilgili dişin optimum estetik ve fonksiyonel özellikleri göz önünde bulundurularak, biyouyumlu materyallerle rehabilitasyonunu içeren ve hızla gelişen bir alandır. Dental implant, alloplastik materyallerden üretilen, oral mukozanın ve/veya periosteal tabakanın hemen altına kemik dokusunun içerisine yerleştirilen ve çene kemiği üzerindeki hareketli veya sabit protetik restorasyonlar için destek görevi gören yapı olarak tanımlanmaktadır (1).

2.2.1.1. Dental İmplant Gelişimi

Diş eksikliği ve diş eksikliklerinin giderilmesine yönelik girişimler, insanlık tarihi kadar eskidir. Antik çağlardan günümüze ulaşana kadar birçok materyal değişik geometrik formlarda ve çeşitli cerrahi ve protetik yöntemlerle denenmesiyle günümüzdeki modern dental implantlar geliştirilmiştir. Milattan önce (M.Ö.) yaklaşık 2500 yılında Antik Mısır'da altın tel ligatür yardımıyla dişler stabilize edilmiş, M.Ö 500 yılında ise Etrüskler, diş eksikliklerini öküz kemikleri kullanarak gidermeye çalışmışlardır.

Dental implanta benzer ilk girişim milattan sonra yaklaşık 600 yılında Maya uygarlığında izlenmiştir (Şekil 2.4). Mayalılar deniz kabuklarını mandibular dişlerin yerine implante etmişlerdir. Bu çenelerden alınan radyografilerde, implant-kemik arasında bağlantı olduğu ve bu bağlantının ilginç bir şekilde blade tipi implantlarla oldukça benzer olduğu izlenmiştir. Milattan sonra 800 yılında ise mandibulaya yerleştirilmiş taş implantlar izlenmiştir (3, 22).



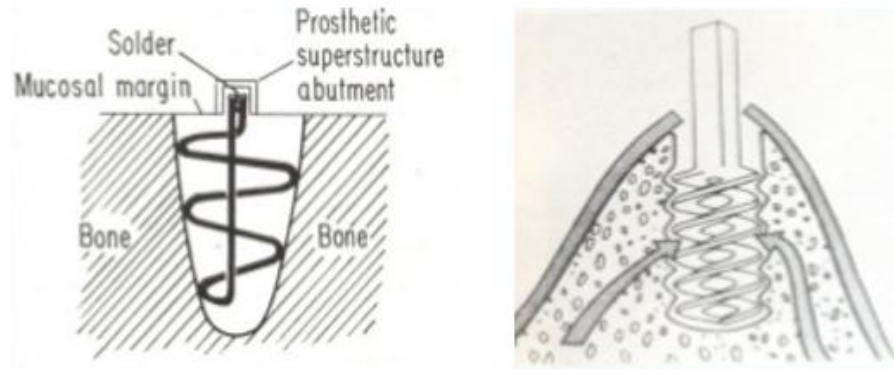
Şekil 2.4. Maya Uygarlığı Döneminde Rastlanan İmplantlar

Milattan sonra 1500-1800 yılları arasında Avrupa’da kadvralar veya canlı donörlerden çekilen dişler ile allotransplantasyon amacıyla kullanılmıştır. 1809 yılında ise J. Maggiolo tarafından taze çekim soketine, altın implant tüp yerleştirilmiş ve bölge problemsiz iyileşmiştir ancak protetik yapının yerleştirilmesinden sonra implantın etrafındaki şiddetli inflamasyondan ötürü implant kaybedilmiştir (Şekil 2.5) (3, 22). Bu tarihten itibaren iridyum çubuklar, gümüş kapsüller, porselen gibi bir çok malzeme implant olarak denenmiştir (3).



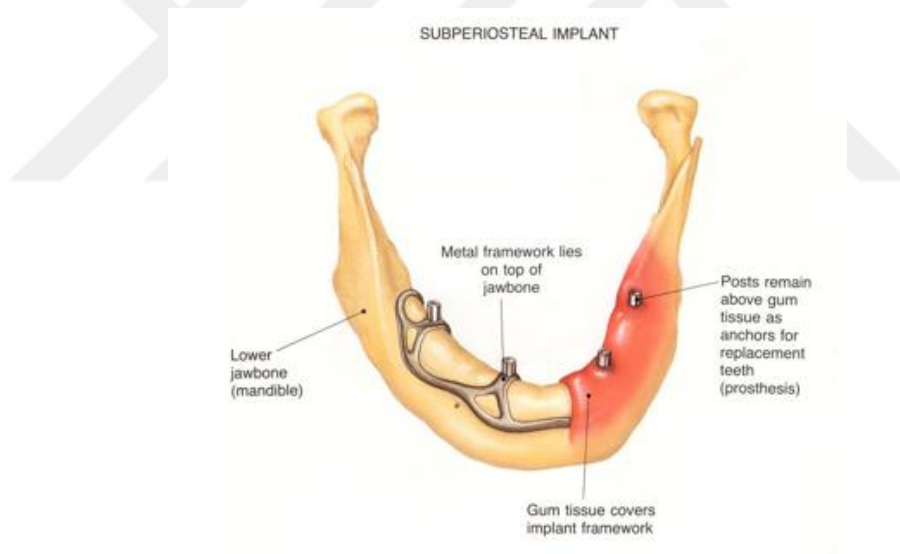
Şekil 2.5. Maggiolo Tarafından Tasarlanan İmplant

1930’lu yıllarda Alvin ve Moses Strock kardeşler, krom-kobalt alaşımından elde edilen ortopedik vidaları incelemiş ve bunları insan ve köpeklerin dişlerini restore etmek amacıyla kullanmışlardır (23). 1938 yılında Dr. Adams tarafından internal ve eksternal yüzeylerinde yivleri bulunan bir implantın patentini almıştır (24). 1940’lı yıllarda Formiggini ve Zepponi tarafından da kemik içi implantlar geliştirilmiş daha sonrasında Formiggini’nin tasarımı Chercheve tarafından modifiye edilmiştir (Şekil 2.6) (23).



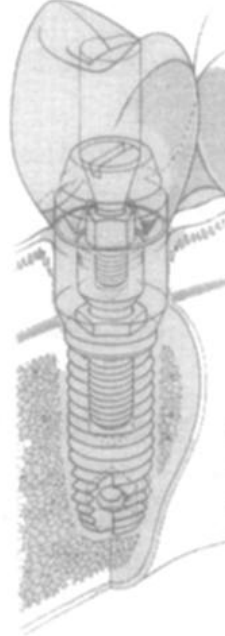
Şekil 2.6. Formiggini ve Chercheve Tarafından Tasarlanan Dental İmplantlar

Dahl 1940'lı yıllarda İsveç'te subperiosteal implantı tanımlamıştır. Subperiosteal implantın gelişimi 1947-1948 yıllarında Gershkoff, Goldberg ve Weinberg (23, 25) ile 1950 yılında Lew, Bausch ve Berman ile devam etmiştir (Şekil 2.7) (23).



Şekil 2.7. Subperiosteal İmplant

1978 yılına geldiğimizde ise Dr.P. Branemark iki aşamalı yivli kök formunda titanyum implantı tanımlamıştır ve bu yapıya 'fixture' demiştir (Şekil 2.7) (26). Bu implant Branemark tarafından şiddetli çene deformitesi ve konjenital diş eksiklikleri olan hastaya 1965 yılında uygulanmıştır. Hastanın alt çenesine 4 implant yerleştirilmiş, 6 aylık iyileşme sürecinin ardından uzun yıllar kullanılmışlardır (27).



Şekil 2.8. Branemark'ın "fixture" tasarımı

Branemark bu keşfini 1952 yılında tavşan femuruna kan akımını incelemek için yerleştirmiş olduğu titanyum halkaların kemik içine fikse olması ve çıkarılamamasına borçludur (26). Branemark kemik ile titanyum arasında bir kaynaşma olduğunu gözlemlemiştir ve bu durumu ‘osseointegrasyon’ tanımlamıştır. Bu terim daha sonra ‘yük taşıyan implant ile kemik dokusu arasında izlenen; direkt, yapısal ve fonksiyonel bağlantı’ olarak güncellenmiştir (3).

Dr.Schroder ve Dr.Straumann ortopedik cerrahide kullanılan materyaller üzerinde çalışarak günümüzdeki modern implantın gelişimine büyük katkıları olan iki isimdir (28).

1980’li yıllarda birçok tasarım gündeme gelmiştir. ITI’nin titanyum plazma sprej yüzeyli tasarımı, Core-Vent, IMZ, Stryker bu tasarımlara örnektir (29-33). Dr.Driskell’in Stryker adını verdiği implantın titanyum ve hidroksiapatit kaplı iki versiyonu bulunmaktadır (34). Dr.Kirsch’in 1970lerdeki IMZ tasarımı ise 1980’li yıllar boyunca birçok ülkede kullanılmıştır (30). IMZ’nin titanyum sprej yüzeyi ve ‘intra-mobile element’ yapısı ile doğal diş benzeri hareket göstermesi ile diğer implantlardan ayrılmıştır.

İçi boş vida yapılı implant geometrisinin başarısı ve titanyumun biyouyumlu karakteri sebebiyle; vida tipi implantlar günümüzde diş eksikliklerinin giderilmesinde sıkça tercih edilen yöntem olmuştur. Tüm dünyada yüksek idame oranı ve geniş protetik opsiyonlarla, günümüzde birçok implant markası kullanılmaktadır. Günümüzdeki genel çalışmalar ise artmış estetik, kısalmış iyileşme periyodu ve implantın uygulanmasının kolaylaştırılması üzerinedir.

2.3. Okluzal Kuvvetler

Dişler fonksiyon sırasında çeşitli kuvvetlere maruz kalmaktadır. Doğal dentisyonda ısırma kuvvetleri; yaş, cinsiyet, dişsiz kalma durumu, destek dokuların durumu, hastanın mental durumu ve ölçümün yapıldığı lokalizasyondan etkilenmektedir (35, 36).

Fonksiyonel çiğneme kuvvetleri 2-100N arasında değişiklik göstermektedir (37). Maksimum ısırma kuvvetleri kadınlarda 383,6-650N, erkeklerde ise 545,7-800N arasında değişmektedir (38, 39). Parafonksiyonel alışkanlıklar kuvvetleri etkilemektedir. Birinci molar diş bölgesinde oluşan maksimum ısırma kuvvetinin 300-800N aralığında ve diş sıkma alışkanlığı olan bireylerde bu kuvvetlerin 6 kat artabileceği bildirilmiştir (40).

Ağızda mevcut dişler ve protezler maksimum çiğneme kuvvetini etkileyen faktörlerdendir. Hareketli protez kullanan hastaların çiğneme kuvvetleri, sabit dişli hastaların 1/3 – 1/4'ü kadarken, implant destekli protez kullanan hastalar, sabit dişli hastalarla yakın maksimum çiğneme kuvvetine sahiptirler (41, 42).

Okluzal kuvvetlerin büyüklüğünün yanında süresi de bireyler arasında ve arın farklı bölgelerinde değişiklikler göstermektedir. Fizyolojik olarak dişler çiğneme ve konuşma sırasında kısa süreli temas ederler. Fonksiyon sırasında diş temaslarının süresi 100 milisaniyeden daha azdır ve dişler günde ortalama 15-30 dakika temas halindedir (41). Ancak bruksizm gibi parafonksiyonel alışkanlıkların varlığında temas süresi artmaktadır (43).

Diş ve dental implantlara etki eden kuvvetlerin çoğunlukla aksiyel olması istense de bu yapılar çeşitli doğrultuda kuvvetlere maruz kalmaktadırlar. İmplant üzerine gelen lateral kuvvetler, vertikal kuvvetlere göre %50-%200 arasında daha fazla sıkışma stresi yaratırken, gerilme stresini de yaklaşık 10 kat artırmaktadır ve bu durum implant etrafındaki krestal kemik seviyesinde izlenen rezorpsiyonun en önemli nedenlerindedir (43).

Uygulanan kuvvetin tipi temel olarak 3 başlık altında toplanabilir.

1. baskı-sıkışma
2. çekme-gerilme
3. makaslama-kesme

Makaslama tipi kuvvet diğer kuvvetlere oranla %65 daha zararlıdır. En iyi tolere edilen ise sıkışma tipi kuvvetlerdir. Kemik gerilme kuvvetlerine direnci, sıkışma kuvvetlerine %30 daha azdır (43).

2.4. Biyomekanik

Biyomekanik, biyolojik dokulara uygulanan kuvvetler ile biyolojik dokular arasındaki ilişkiyi inceleyen bilim dalıdır (43). Biyomekanik planlama, implant ve protez planlamasında önemli bir yere sahiptir. Biyomekanik değerlendirmeler uzun dönemde tedavi prognozu ile ilgili bilgi verebilir (44).

2.4.1. Doğal Dişin Biyomekanik Özellikleri

Fonksiyon sırasında dişin sahip olduğu biyomekanik özelliklerinden sorumlu temel yapı periodontal ligamenttir.

PDL'nin görevi, yapısındaki bağ dokusu fibrilleri yardımıyla diş-alveoler kemik atışmasını sağlamaktır. Dişe gelen kuvvetin yönü ne olursa olsun PDL fibrilleri kuvvetin aksi önde gerilirler. PDL, kuvvet altında dişte izlenen mikro-hareketten

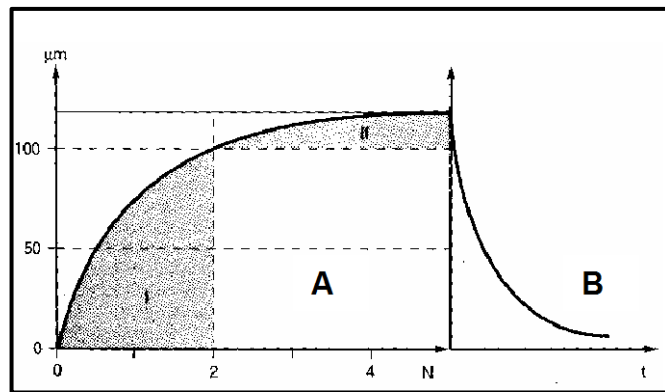
sorumlu temel yapıdır. Ayrıca gelen kuvvetlerin kök boyunca dağıtılmasını ve böylece fizyolojik limitlerde kalmasını sağlar.

Diş biyomekaniğinin anlaşılabilmesi için birçok araştırmacı, çeşitli insan ve hayvan çalışmalarıyla; kuvvet altında periodontal ligamentte izlenen deformasyon ve hareketi incelemiştir.

PDL, dişlere iletilen kuvvetlerin soğurulması ve süspansiyonunda, alveoler kemik ve sementin rejenerasyonu ve tamirinde ve de dokunma duyusunun iletilmesinde rol alır. Kuvvet altında dişlerde izlenen mobilite, dişin etrafındaki dokuların hidrodinamik biyomekanik özelliklerine bağlıdır ve oldukça kompleks bir süreçtir. Diş mobilitesi primer/başlangıç diş hareketi ve sekonder diş hareketi olarak iki başlık altında incelenir (Şekil 2.9).

Primer diş hareketi, diş kuvvet uygulandığı anda periodontal ligamentin viskoelastik yapısı ve liflerin gerilimi sonucunda izlediğimiz varsaydığımız harekettir. Bu doğrusal olmayan ve kompleks bir harekettir. Primer hareketin ankiloz izlenen dişlerde gözlenmemesi bu hareketin periodontal ligament kaynaklı olduğunu göstermektedir (8).

Sekonder diş hareketi ise artan kuvvete cevap olarak kemikte izlenen elastik deformasyon sonucu izlenmektedir (8).



Şekil 2.9. Fizyolojik Diş Hareket Grafiği (I – Primer Hareket, II – Sekonder Hareket / A - Kuvvetin uygulandığı alan, B – Kuvvet Kesildikten Sonra)

Dişlerde izlenen fizyolojik mobilite değerleri üzerine yapılan çalışmalar sonucunda, mobilitenin bir değerden ziyade bir aralık olarak gösterilebileceği bildirilmiştir (8). Fizyolojik diş hareketinin miktarı, bireyden bireye değişebildiği gibi günden güne hatta saatten saate değişmektedir (45).

Vertikal ve horizontal doğrultuda uygulanan kuvvetler altında dişlerde izlenen mikro-hareketten sorumlu temel yapının PDL olduğu düşünülmektedir. Dişlerde, horizontal yönde izlenen hareket miktarı vertikal yönde izlenenden daha fazladır (8). Diş kuvvet altında bi-fazik, non-lineer hareket göstermektedir. Kuvvet altında izlenen ilk hareket PDL de izlenen deformasyon sonucu izlenirken, hareketin ikinci fazı kemiğin elastik deformasyonu sonucu ortaya çıktığı düşünülmektedir (8, 46).

Fizyolojik limitlerin üzerindeki kuvvetler, PDL fibrillerinin yapısına zarar verebilir. PDL'nin yapısının zarar göremeden izin verdiği maksimum hareket miktarı çeşitli çalışmalarda incelenmiştir. Yapılan bir çalışmada PDL tarafından tolere edilebilen maksimum hareket miktarını 0.26mm olarak göstermişlerdir. Çalışmaya katılan hastalar bu aşamaya dek ağrı bildirmemişlerdir. Bu mesafe PDL'nin en kalın bölgesinin 2/3'üne denk gelmektedir ve kalan 1/3'lük kısımda da kan dolaşımının devam ettiğini bildirmişlerdir (47).

Fonksiyon sırasında ortaya çıkan kuvvetler dişler ya da ilgili bölgedeki protezler üzerinden kemik dokusuna iletilirler. Dişe gelen kuvvetlerin bir kısmı periodontal ligament tarafından absorbe edilip kökün aksı boyunca iletilerek tolere edilir (48).

PDL tarafından sağlanan propriyosepsiyon duyusu ile prematür temaslar ve okluzal interferenslerin önüne geçilerek mandibular motor fonksiyonlar düzenlenir. Böylece fonksiyon sırasında ve parafonksiyonel durumlarda karşımıza çıkan kuvvetler kontrol edilir. Bunun yanında parafonksiyonel aktivite ve okluzal travma gibi durumlarda, periodontal ligamentte kalınlaşma, demet kemik dokusunda kalınlaşma, artmış diş mobilitesi gibi değişikliklerle sürece adaptasyon izlenebilir.

Literatürde diş biyomekaniği üzerine yapılan pek çok çalışmada sonlu eleman analiz yöntemi kullanılmaktadır. Yapılan çalışmalarda PDL'nin non-lineer elastik yapısından dolayı kesin bir elastisite modülü bildirilmemiştir. PDL'nin elastik modülü 0.01 – 1750MPa arasında, Poisson Oranı ise 0.28-0.49 arası belirlenmiştir (49). Kuvvet arttıkça PDL'nin Young modülünde katlanarak arttığı gösterilmiştir. PDL'nin lineer olduğu varsayılarak young modülünün 50MPa olarak kabul edildiği sonlu eleman analizi çalışmaları ile klinik çalışmalar arasında korelasyon olduğu gösterilmiştir (50). Ancak PDL'nin ve desteklediği yapıların değerlendirilmesi amacıyla lineer elastik analiz ile elde edilen sonuçların gerçek yapıyı yeterince temsil edememesi sebebiyle visko-elastik ve hiper elastik modellemeler PDL için tanımlanmıştır(51).

2.4.2. Dental İmplantların Biyomekanik Özellikleri

Birer kök analogu olarak görülebilecek implantlar da dişler gibi fonksiyon sırasında çeşitli yönlerdeki kuvvetlere maruz kalırlar. Bu kuvvetler protetik yapılar aracılığıyla implanta, implanttan da kemik dokusuna direkt olarak iletilirler.

Dental implant ve kemik dokusu arasındaki rijit bağlantıdan dolayı, implantlarda izlenen hareket, doğal dişe oranla daha az miktarda olup sadece kemikte izlenen elastik deformasyon sonucunda karşımıza çıkmaktadır (52). Ayrıca bu rijit bağlantı implant tarafından kemiğe iletilen kuvvetin de koronal bölgede izlenen kemik dokusunda yoğunlaşmasına sebep olur (48). Parafonksiyonel aktivite ve okluzal travma gibi durumların, peri-implant bölgedeki marjinal kemik dokusunda lokalize rezorpsiyonlara ve implant üzerinde kırılmalarda artışa sebep olduğu bildirilmektedir (53). Bu sebeple kemik-implant ara yüzünün ve protetik rehabilitasyonun idamesi için biyomekanik planlamanın rolü büyüktür (54).

Kuvvetin yönü ve büyüklüğü, protez ve implantın tasarımı ve imal edildiği materyal, implantların sayısı ve dağılımı, kemik-implant ara yüzü ve peri-implant kemik yoğunluğu dental implantların biyomekanik özelliklerini etkileyen faktörlerdendir (55, 56).

İmplant destekli sabit protetik restorasyonu olan bireylerin çiğneme kuvvetleri, doğal dişlerle elde edilen kuvvetlere yakın olmaktadır (42).

İmplant üzerine uygulanan kuvvetler peri-implant kemik dokusunda gerilim birikimine sebep olmaktadır (57). Kemik dokusu belirli eşiklerdeki mekanik uyarılara ve bu uyarı sonucunda izlenen deformasyonlara remodelasyon süreci ile cevap vermektedir (58). Mechanostat hipotezine göre, kemik remodelingi ile mikro-gerinim arasında bir ilişki vardır ve 10000-20000 mikrogerinim birimi seviyesinde kemikte kırılma meydana gelmektedir (44).

Peri-implant kemik dokusu açısından, bölgenin mikro-gerinim değeri 2000-3000'in üzerine çıktığında, implant çevresindeki kemik dokusunda deformasyon izlenmektedir. Bu değer 4000 mikro-gerinimin üzerine çıktığında ise kemiğin fizyolojik limitlerinin ötesinde patolojik yüklenme yapılmış olur ve implant-kemik bileşkesinde mikro-çatlaklar izlendiği bildirilmiştir (59).

İmplant yüzey özellikleri, kemik-implant bağlantısını etkilemekte ve bu durum kemiğe iletilen kuvvetler üzerinde etkili olmaktadır (60). Yüzey pürüzlülüğü arttıkça kemik-implant teması artacağından, kemiğe iletilen kuvvet daha geniş bir alan tarafından soğurulacaktır. Yüzey pürüzlülüğünün görece zayıf olduğu implantlarda kemik-implant birleşmesinin de zayıf olması, kuvvetin efektif olarak kemiğe iletilmesine engel olabilir. Bu durumda implant üzerindeki bazı bölgelere kuvvet iletilemeyebilir ve kemik içi aşırı düşük mikrogerinim (<100) izlenmesi sonucu ilgili kemikte kullanılmama atrofisinin meydana gelebileceği düşünülmektedir (61, 62).

İmplant çevresindeki kemik dokusuna iletilen kuvvetin büyüklüğünü etkileyen birçok faktör vardır. İmplant üzerine kuvvet uygulanması kemik üzerinde oluşturduğu gerilim ve gerinim bölgeleri ile kemikte izlenen remodelasyon sürecini yönlendirir. Ancak alvolar kemiklerin fizyolojik tolerans limitleri tam olarak bilinmemekte ve uzun dönem implant kayıplarının bir kısmı uygun olmayan stres birikimine bağlanmaktadır (55).

2.4.2.1. İmplantların Materyal Özelliklerinin Biyomekaniğe Etkisi

Dental implant için materyal seçiminde biyouyumluluğun yanında materyalin mekanik özellikleri ve estetik de göz önünde bulundurulmalıdır.

İmplant üretiminde kullanılan materyaller; metaller, seramikler ve polimerler olarak üç alt grupta toplanabildiği gibi yerleştirildikleri dokuda oluşturdukları biyolojik yanıtı göre de biyotolere, biyoinert ve biyoaktif olarak sınıflanabilir. Biyotolere materyaller vücutta istenmeyen bir reaksiyon oluşturmadığı halde, etrafında fibröz bir kapsül oluştururlar. Biyoinert yapılı materyaller ise etrafında kemik apozisyonuna izin verirler. Biyoaktif materyallerin de etrafında kemik formasyonu görülmekte, buna ek olarak; etrafındaki alıcı dokuyla iyon değişimi yaparak bir çeşit kimyasal bağlanma da gerçekleştirirler. Biyoinert ve biyoaktif materyaller osteokondüktif olarak kabul edilebilirler. Biyotolere, biyoinert ve biyoaktif özelliklere sahip tüm maddeler biyouyumlu olarak kabul edilirler. Dental implant olarak kullanılacak materyaller ve biyolojik özellikleri tablo 2.1’de gösterilmiştir (63).

Tablo 2.1. Dental İmplant Materyalleri

Biyolojik karakter	Metaller	Seramikler	Polimerler
Biyotolere	<ul style="list-style-type: none"> ❖ Altın ❖ Kron-kobalt alaşımları ❖ Paslanmaz çelik ❖ Zirkonyum ❖ Niobiyum ❖ Tantalyum 		<ul style="list-style-type: none"> ❖ Polietilen ❖ Poliamid ❖ Polimetilmetakrilat ❖ Politetrafloroetilen ❖ Poliüretan
Biyoinert	<ul style="list-style-type: none"> ❖ Titanyum ❖ Titanyum alaşımları 	<ul style="list-style-type: none"> ❖ Alüminyum oksit ❖ Zirkonyum oksit 	
Biyoaktif		<ul style="list-style-type: none"> ❖ Hidroksiapatit ❖ Trikalsiyum fosfat ❖ Tetrakalsiyum fosfat ❖ Floroapatit ❖ Biyo-camlar 	

Metaller

Geçmişte altın, platin, paslanmaz çelik, krom-kobalt alaşımları gibi birçok metal dental implant olarak denenmiş olsa da bu metaller uzun dönemde dokuda istenmeyen reaksiyona sebep olmuştur. Dental implantta olması gereken özelliklerin büyük bir kısmını titanyum karşılamaktadır ve günümüzde kullanılan implantlarda en sık tercih edilen materyaldir.

Titanyum, toksik olmayan bir metaldir. Titanyumun havayla teması (10^{-9} saniye içerisinde) halinde yüzeyi hızlıca bir oksit tabakayla kaplanır. Bu tabakanın kalınlığı 1sn içerisinde 2-10nm kalınlığına ulaşmaktadır (63). Bu tabaka titanyumun korozyona olan direncini artırmaktadır. Oksit tabakanın kemiğe yakın elastik modülü, uygun kalınlığı, hasarlanmış kısmın kendini onarması, kimyasal yapısının korunması gibi sebeplerden ötürü kemik içi uygulamalarda titanyum tercih edilmektedir.

Titanyumun gerilme direnci (tensile strength) yüksektir ve elastisite modülü ise 100-110 GPa arasındadır (64). Titanyumun mekanik ve kimyasal özelliklerinin geliştirilmesi için çeşitli alaşımları geliştirilmiştir. Demir, nitrojen, vanadyum, karbon, hidrojen ve daha birçok materyal kullanılarak titanyum alaşımları elde edilmiştir. Demir korozyon direncini artırır, alüminyum ise yoğunluğunu azaltırken materyalin kuvvetini artırmaktadır. Vanadyum ise alüminyum sebebiyle materyalin korozyonunu önlemek amacıyla eklenmiştir (63). Günümüzde dental implantlarda en sık kullanılan titanyum alaşımı alüminyum ve vanadyum içeren titanyum alaşımı olan Ti-6Al-4V'dir (64-66).

Seramikler

Kullanılan seramikler oluşturdukları biyolojik cevaba göre biyo inert veya biyoaktif olarak sınıflandırılırlar. Hidroksiapatit, trikalsiyum fosfat, biyo-camlar biyoaktif özelliklidirler ve kemikle kimyasal bir bağlanma oluştururlar(67).

Bunların arasında hidroksiapatit ve trikalsiyum fosfat kırılğan yapısı sebebiyle tercih edilmemektedir (68). Bunun yanında seramik implantlar okluzal kuvvetler

karşısında yeterli eğilme dayanıklılığı gösterememektedir. Bunun yanında tek parça olarak imal edildiklerinden, açılı dayanak kullanımına izin verememektedir.

Zirkonyumdan imal edilen dental implantlarda seramik implantlar sınıfına dahil edilebilirler. Bu implantlar artmış estetik, biyouyumluluk ve mekanik direnç gösterirler. Buna rağmen titanyum alaşımlarına göre zayıf mekanik özelliklerinden dolayı seramik implantlar üreticiler tarafından çok tercih edilmezler; bunun yerine implant yüzeyinin kaplanmasında kullanılırlar. En sık tercih edilen seramik kaplamalar ise; hidroksiapatit, titanyum dioksit ve zirkonyum dioksit kaplamalardır.

Ancak yüzey kaplamalarının; mikrobiyal adezyon, kemikten ya da implant kor materyalinden ayrılma gibi problemlerinin mevcut olduğu da gösterilmiştir (69).

Polimerler

Ultra yüksek moleküler ağırlıklı poliüretan, poliamid, polimetilmetakrilat rezin, politetrafloroetilen ve poliüretan dental implant materyali olarak kullanılan polimerlerdendir (68). Polimer yapılı dental implantlar; dişin periodontal ligament aralığı sebebiyle sahip olduğu esnek yapının taklidi ve bu sayıda diş-implant bağlantılı protezlerin yapılabilmesi amacıyla üretilmişlerdir (70).

Zayıf mekanik özellikleri, canlı dokuya yetersiz adezyonu ve immünolojik reaksiyona yatkınlığı sebebiyle günümüzde tercih edilmemektedirler (68). Günümüzde genellikle implant üstü yapıda yük kırıcı olarak tercih edilmektedirler (71).

2.4.2.2. Dental İmplant Geometrisinin Biyomekaniğe Etkisi

İmplantların geometrisi, implant tarafından kemiğe iletilen kuvvette rol almaktadır (72). Günümüzde sıklıkla tercih edilen implantlar kök formundadır. Kök formundaki implantlar üretici firmalara göre, implantı uç kısmına doğru düz, genişleyen, daralan veya ovoid biçimli olabilir. Bu tasarımlar arasındaki temel fark yiv yapılarıdır. Yiv yapısı içeren implantlara ‘vida-screw tipi’ implant denirken, yiv yapısı

içermeyen ve kemiğe dikey kuvvet uygulanarak yerleştirilen implantlara ise press-fit implant denmektedir (73). Press-fit implantların vida tipi implantlara göre kemiğe daha çok makasla tipi kuvvet ilettiği bu sebeple vidalı implantlar tarafından kemiğe iletilen kuvvetlerin daha iyi tolere edileceği düşünülmektedir (74).

İmplantın çapı, boyu ve yiv tasarımı, implant geometrisini etkileyen parametrelerdendir.

İmplantın en geniş olduğu noktadaki yivlerin dış sınırları arasındaki mesafe implant çapı olarak tanımlanmaktadır (75).

Posterior bölgelere doğru gidildikçe doğal dişlerin çapları da 11mm'ye kadar artmaktadır (76). Klinik olarak bu bölgeye yerleştirilen implantların çaplarının artması daha uygun bir çıkış profili yaratacağı gibi bölgedeki mekanik kuvvetlere karşı gösterilen direnci de artıracaktır. Günümüzde yaygın olarak kullanılan implantların çapları 3 ile 6.5mm arasında değişmektedir.

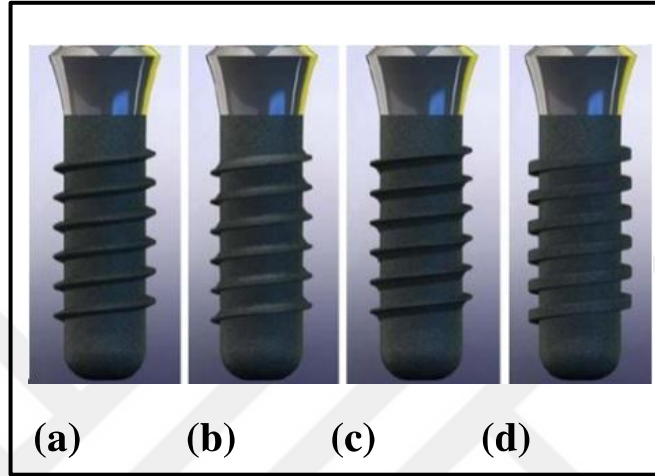
İmplant uzunluğu kemik seviyesi implantlarda, implantın platformu ile apikali arasındaki mesafe olarak tanımlanmaktadır. Klinisyenler tarafından genellikle bölge anatomisi izin verdiği ölçüde uzun implantların kullanımı tercih edilmektedir. Ancak anatomik kısıtlamalar ve ısı artışı gibi cerrahi riskler, araştırmacıları kısa implant kullanıma yönlendirmiştir (44).

Yiv tasarımları implant biyomekaniği açısından önemli bir yere sahiptir (77). Yivler temel olarak, primer stabilizasyonun artması ve implant-kemik ara yüzünde stres dağılımının sağlanması amacıyla kullanılır (6). Yiv adımı, yiv şekli ve yiv derinliği ise yiv tasarımının değişkenleri olarak sayılabilir. Bunlar haricinde değişik şekil ve çaplardaki perforasyonlar, delikler, çıkıntılar, oluklar ve girintiler yüzey değişkenleri olarak implant üreticileri tarafından kullanılmaktadır.

Yiv adımı komşu iki yiv formunun uzun aksına çizilen iki paralel çizgi arasındaki mesafedir veya aynı aksiyel düzlemde birim uzunluktaki yiv sayısıdır.

Diğer değişkenler sabitken, yiv adımı azaldıkça; yiv sayısı ve implantın yüzey alanı artar.

Yiv şekilleri genel olarak, ‘V’ şekilli (a), payanda (b) , ters payanda şekilli (c) ve kare şekillidir (d) (Şekil 2.10) (78).



Şekil 2.10. Dental İmplantların Yiv Yapısı (78)

Mühendislikte ‘V’ şekilli tasarım genellikle yük transferinden daha çok metal parçaların birbirine sabitlenmesi amacıyla kullanılır. Ters payanda ise çekme kuvvetlerine direnç göstermesi amacıyla tasarlanmıştır ancak dental implantlar daha çok sıkışma tarzı kuvvetlerle karşılaşmaktadır (44).

Yiv derinliği; implantın en geniş çapı ile implant gövdesi arasındaki farkı ifade eder (73). Diğer değişkenlerin sabit olduğu durumlarda, yiv derinliğinin artması ile implant yüzey alanı artacaktır. Yapılan bir çalışmada 0,5mm ile 1,6mm derinliğindeki yivler karşılaştırılmış ve tip II kemikte 0,8mm yiv derinliğinin yeterli olduğu ileri sürülmüş ve aşırı derin yivlerden kaçınılmasını önerilmiştir (79).

Dental implantlarda ki yüzey doku modifikasyonlarının temel amacı hücresel aktiviteyi ve kemik apozisyonunu artırmaktır (80). İmplant yüzey topografisi implant-kemik kontak alanının artırılması amacıyla implant yüzeyinin poröz bir yapıya kavuşturulması ve/veya uygun bir materyalle kaplanması ile değiştirilmektedir. Birçok sayıda yüzey uygulaması; implant materyali üzerinde kontrollü bir pürüzlülük elde

edilmesi amacıyla kullanılmaktadır. Bu uygulamalar mekanik, kimyasal, elektrokimyasal, elektropolisaj, vakum, termal ve lazer kullanılarak elde edilir (81).

Bunların haricinde vakum uygulamaları, termal uygulamalar ve lazer uygulamalar -implant yüzeyinin dokusu üzerine etki etmektedir.

2.4.2.3. Peri-İmplant Kemik Dokusunun Biyomekanik Etkileri

Kemik-implant ara yüzeyi; yaş, cinsiyet, sistemik faktörler, fonksiyonel durum gibi hasta kaynaklı faktörler ve implant materyali ve geometrisi, yüzey özellikleri gibi implant kaynaklı faktörlerce etkilenmektedir. Kemik-implant teması (KİT) implantların uzun dönem başarısında önemli bir parametredir (82).

Dişsiz alandaki kemik yoğunluğu; implant seçimi, tedavi planlaması, cerrahi yaklaşım, iyileşme periyodu ve protetik modifikasyonlar açısından belirleyici rol oynar (43). Düşük yoğunluktaki kemik dokusunda implantların kısa ve uzun dönem başarıları daha düşük bulunmuştur (83). Adell yaptığı çalışmada mandibular anterior bölgedeki implantların maksiller anterior yerleşimli implantlarla karşılaştırmış ve mandibular yerleşimli implantları %10 daha başarılı bulmuştur (84). Çeşitli araştırmacılar posterior maksilla gibi düşük yoğunluklu kemik dokusu izlenen bölgelerde implantların bikortikal yerleştirilmesini önermişlerdir (85-87). Diğer yandan osseoentegrasyon sonrası kemikte oluşan stressin bikortikal yerleşimden daha çok kemiğin yoğunluğu ile ilgili olduğunu ve yeterli yoğunluktaki kemik dokusunda bikortikal yerleştirmenin gerekli olmadığını savunan çalışmalarda vardır (88).

2.5. Dental İmplantlarda Esneklik Kavramı

Diş kökünü çevreleyen periodontal ligament yapısı, kuvvet altında, diş adaptasyon ve bir miktar mikro-hareket özelliği kazandırmaktadır. Dental implantlar ise osseoentegrasyon mekanizması ile kemik dokusuyla direkt temas sağlayarak esnemez bir bağ kurdukları için biyomekanik özellikleri doğal dişlerden farklılık göstermektedir (5). Fonksiyon sırasında dental implantların etrafındaki kemik

dokusunda izlenen gerinim değerlerinin doğal dişe oranla daha yüksek bulunduğu ayrıca implantın dişe izlenen hareketten de yoksun olduğu vurgulanmıştır (89).

Dental implantların diş etrafındaki PDL'yi taklit ederek biyomekanik özelliklerinin geliştirilmesi amacıyla araştırmacılar tarafından çeşitli tasarımlar ve öneriler sunulmuştur.

Kimi araştırmacılar rijit implant materyalleri yerine, sertliği daha az olan materyallerin kullanılması önerilmiştir. Meijer ve ark. daha esnek bir malzemenen üretilen dental implantların kuvvet iletimlerinin daha üstün olacağını ne drmşlerdir. Bu hipotezlerini, esnek polimer bir malzemenen ürettikleri implantın etrafında izledikleri rezorpsiyonun rijit implanttan daha az olduğunu göstererek desteklemişlerdir (70). Ancak yetersiz mekanik özellikleri ve biyouyumluluk problemleri sebebiyle kullanımı sınırlı kalmıştır (63). PDL'nin mekanik özelliklerinin taklit edilmesi amacıyla implantın kemikle temas eden yüzeyinin yumuşak bir materyalle kaplanması önerilmiştir. Bu yönde yapılan bir araştırmada dental implantların yüzeyi "Chitosan" olarak adlandırılan osteokondüktif, antimikrobiyal ve yara iyileşmesi üzerine olumlu etkileri olduğu düşünülen bir polimer ile kaplamıştır (90, 91). Ancak bilgimiz dahilinde bu implantın üretimine geçilememiştir.

Immediate implant yerleştirilmesi ile PDL'nin korunması ve dental implant yüzeyinde PDL rejenerasyonu önerilmiştir. Bazı araştırmacılar dental implant çevresinde bir miktar PDL oluşturmayı başarmış olsalar da implant çevresinde osseoentegrasyon baskın gelmektedir (92, 93). Ayrıca implant çevresinde PDL gibi bir bağ dokusu varlığı, osseoentegrasyonu azalttığından istenmeyen bir durumdur ve implant sağ kalımını azaltacaktır (94).

Bunların yanı sıra implant-dayanak bileşkesinde daha esnek bir yapının kullanılması önerilmiştir ve bu günümüzde kullanılmakta olan implant çeşitlerinde uygulanan tek yöntemdir. IMZ (intra mobil zylinder) implant sistemi, polioskimetilenen üretilen koruyucu, kuvvet kırıcı ve yük taşıyıcı bir eleman ile PDL'nin biyomekanik özelliklerini dental implantlara kazandırmıştır (95).

2.6. Biyomekanik Kavramlar ve Terimler

Uygulanan kuvvet sonucu cisimde olan gerilmeleri saptamak ve etkilerini değerlendirmek için yapılan analizin sonuçlarının daha iyi anlaşılabilmesi için analiz sırasında kullanılan terimleri kısaca açıklamak gerekmektedir.

2.6.1. Kuvvet

Bir cismin hızını, yönünü ve şeklini değiştiren etki olarak tanımlanır. Büyüklüğü, süresi, yönü, tipi ve magnifikasyonu olan vektörel bir niceliktir.

Formülü ; 'F(kuvvet)=m(kütle)×a(ivme)' dir.

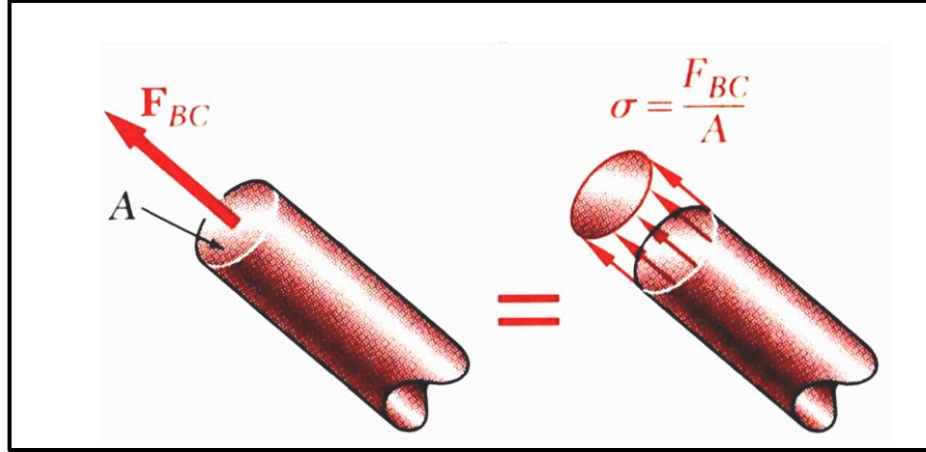
2.6.2. Kütle

Cismin değişmeyen madde miktarıdır. Cismin ivmeye kazanmaya karşı uyguladığı direnç olarak da tanımlanabilir.

2.6.3. Stres (Gerilim)

Birim alana uygulanan kuvvet miktarıdır. Stresin büyüklüğü kuvvetin büyüklüğüne ve etki ettiği alana bağlıdır (96). Bir cisme kuvvet uygulandığında, cisim içinde kuvvetle aynı büyüklükte fakat ters yönde bir tepki gerilmesi oluşur. Kuvvet karşısında oluşan bu tepkiye stres denmektedir. Hem uygulanan kuvvet, hem de içerideki gerilme direnci cismin tüm yüzeyine yayılır (97).

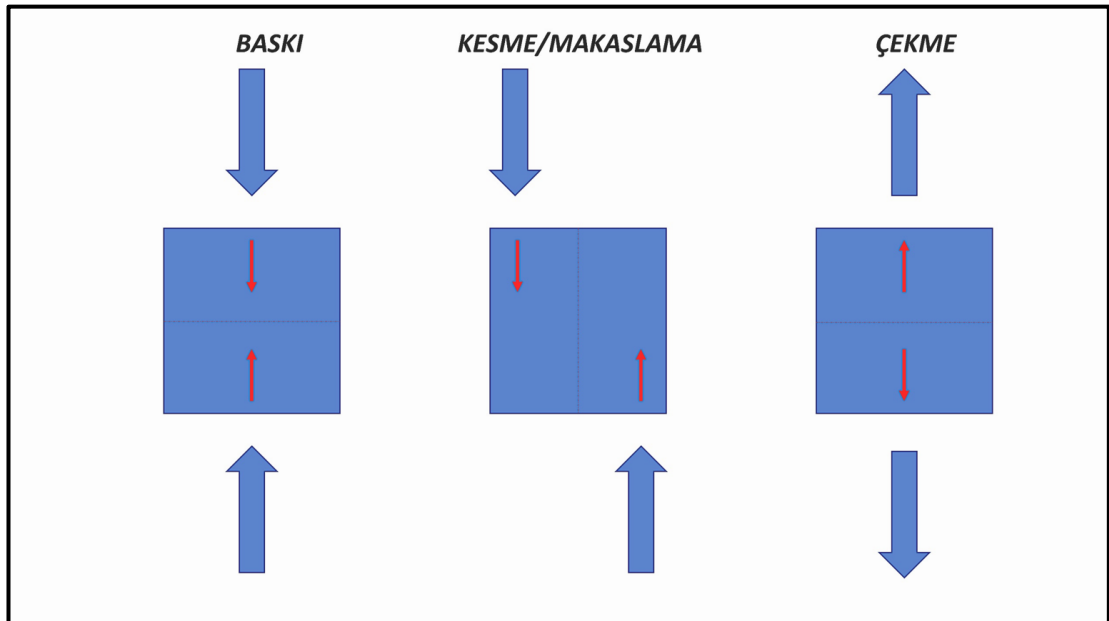
Stres(S)=Kuvvet(F)/Alan(A) olarak formüle edilir. Birimi Pascal(N/m²) (P)'dir (Şekil 2.11). Ancak çalışmalarda genellikle Megapaskal (1MPa=1N/mm²) olarak kullanılmaktadır (98).



Şekil 2.11. Stres Formülü

İmplant ve çevre dokular üzerinde oluşan stresler implantın uzun dönem başarısını etkilemektedir (88).

Bir cismin üzerine uygulanan kuvvetin etkisi uygulandığı alanla ters orantılıdır. Kuvvet cismin üzerine çok farklı açılardan ve yönlerden gelebilir bu kuvvetlerin bileşenleri sonucu stres türleri ortaya çıkar (Şekil 2.12.). Cisme dik olarak uygulanan kuvvetler, cisim içerisinde dik (normal) stresleri yaratırlar. Horizontal ya da teğet olarak uygulanan kuvvetler ise makaslama tipi streslere sebep olurlar.



Şekil 2.12. Stres Tipleri

Dik gelen stresler doğrultularına göre sıkışma(baskı) ya da uzama(çekme) etkisi yaratırlar. Aynı doğrultuda fakat farklı yönlerde uygulanan kuvvetlerde uzamaya neden olurlar. Bu kuvvetin neden olduğu deformasyona karşı oluşan direnç uzama(tensile) stresidir. Eğer cisme uygulanan kuvvet aynı doğrultuda fakat farklı yönlerde ise, bu durumda cisim içinde baskı(sıkışma) stresi oluşur (99).

Normal gerilimler, ' σ ' sembolü ile gösterilirler. Kayma gerilimleri ise ' τ ' ile sembolize edilirler. Cisimler üzerinde oluşan stressler genellikle tek başına oluşmaz, üç kuvvette aynı anda mevcutken biri daha baskındır. Bu streslere birleşik (kompleks) stressler denilmektedir (57).

2.6.4. Gerinim (Strain)

Bir cisme kuvvet uygulandığında, cisimde oluşan gerilimler deformasyona yol açmaktadır. Bu deformasyon miktarının cismin uzunluğuna oranı strain (gerinim) olarak tanımlanmaktadır (100). Uzunluktaki değişimin orijinal uzunluğa oranı olup ölçü birimi yoktur ve genellikle yüzdelik ifadelerle ölçülendirilir. Elastik gerinimde kuvvet ortadan kalktıktan sonra cisim eski haline dönerken, plastik gerinimde olay geri dönüşümsüzdür. Plastik gerinimde meydana gelen şekil değişikliği kopma ve kırılmalara sebep olur (101).

Gerinim (strain) ve gerilim (stres) farklı terimlerdir. Gerilim büyüklük ve yönü olan bir kuvvet iken, gerinim kuvvet değil sadece bir büyüklüktür (102).

2.6.5. Elastisite (Young's) Modülü

Cisimlerin üzerine uygulanan kuvvetlerin kaldırılmasıyla, ilk durumuna dönme kabiliyetine elastisite denilmektedir. Üzerine uygulanan kuvvetin kaldırılmasıyla ilk haline dönen cisimlere elastik cisim denilmektedir (103).

Elastisite modülü, oransal limit veya altındaki streslerin(gerilim) neden oldukları strain (gerinim) değerlerine bölünmesiyle elde edilen sabit bir değerdir ve cismin rijiditesi hakkında bilgi verir(104). Birimi Gigapaskal (GPa)'dır. Elastisite

modülü kg/cm^2 cinsinden ölçülmektedir ve her maddenin kendine ait elastisite modülü vardır. Elastisite modülü arttıkça cismin rijiditesi de artmaktadır. Aynı kuvvet altında yüksek elastisite modülüne sahip olan bir cisim, düşük elastisite modülü olan cisme göre daha az deformasyona uğrar (105).

2.6.6. Hooke Kanunu

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

Bu kanuna göre; $\gamma = Pl/AE$

γ : cismin toplam uzaması

P: cisme uzanan kuvvet

l: cismin uzunluğu

A: cismin kesit alanı

E: cismin elastisite modülü

2.6.7. Poisson Oranı (Poisson's Ratio)

Elastik sınırlar içinde lateral gerinimin aksiyel gerinime oranıdır. Cismin enine izlenen birim deformasyonun, boyuna izlenen birim deformasyona oranıdır. Poisson oranı ' ν ' ile sembolize edilmektedir.

$\nu : -\varepsilon_2 / \varepsilon_1$ şeklinde formüle edilir.

ε_2 : enine birim deformasyon

ε_1 : boyuna birim deformasyon

Poisson oranı bütün maddeler için 0 ile 0,5 arasında değişiklik gösterir ve cisme ait ayırt edici bir özelliktir. Gerdirilen bir lastik şeridin boyunda uzama izlenirken eninde karşılaşılan daralma örnek gösterilebilir (101).

2.6.8. Lineer Elastik Cisim

Cisme uygulanan kuvvet ile cisimde izlenen deformasyon ve gerinimin doğru orantılı olduğu cisimlere denilmektedir.

2.6.9. Hiper Elastik Cisim

Uygulanan yük ile elde edilen elastik deformasyonun doğru orantılı olmadığı, küçük yükler altında büyük elastik deformasyon özellik sergileyen cisimlere denilmektedir.

2.6.10. İzotropik Cisim

Uygulanan kuvvetin doğrultusuna bağlı olmaksızın, her yerine aynı fiziksel özelliği gösteren materyaldir.

2.6.11. Homojen Cisim

Her noktasında benzer mekanik yapısal özelliklerin izlendiği cisimlere denilmektedir.

2.7. Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi

Günümüzde mühendislik, diş hekimliği ve tıp gibi birçok alanda kullanılmakta olan sonlu elemanlar analizi (SEA) yöntemi temel olarak kompleks mekanik problemlerin analitik olarak çözümlenmesinde kullanılan analitik bir yöntemdir. Problemlerin alt birimlere (sonlu eleman) indirgenerek çözümlenmesinin ardından bu birimlerin uygun bir biçimde birleştirilmesiyle problemin tamamının çözümlenmesi esasına dayanır. SEA kompleks geometriye sahip yapılarda görülen, gerilme ve sıkışma stresi ve yer değiştirmelerin hassas bir şekilde analiz edilmesine olanak sağlar (106).

SEA yöntemi yüzyıllar öncesine dayanmaktadır. Yüzyıllar önce bilim adamları çemberin çevre uzunluğunun bulunması için çember etrafındaki poligonlardan yararlanmış ve poligon sayısı arttıkça sonucun gerçeğe daha çok yaklaştığını görmüşlerdir. SEA yönteminde alt birim sayısı, elde edilen sonucun gerçeğe olan yakınlığını etkilemektedir (107). Günümüzde bilinen SEA yöntemi ise 1956 yılında Turner ve ark. tarafından uçak mühendisliği alanında kullanılmış ve daha sonra sıvı akışı, ısı transferleri ve elektromanyetik ile ilgili problemlerin çözümlenmesinde de kullanılmıştır (106, 108). Sonlu elemanlar analizi dental yapılarda ilk kez 1973 yılında Farah ve ark. (109) tarafından kullanılmıştır (110).

Sonlu eleman analizi için çok sayıda farklı yazılım olmasına rağmen, temel uygulama genel olarak Pre-processing (ön işleme), solution (çözümleme), Post-processing (son işleme) olacak şekilde üç aşamada gerçekleştirilir.

2.7.1. Pre-Processing / Ön İşleme

Problemin, sonlu eleman modelinin ve ağ yapısının (mesh yapısı) hazırlanarak analize uygun hale getirilmesi için gerçekleştirilen işlemler bütünüdür. 5 basamaktan oluşmaktadır.

- **Modelleme**

Cismin geometrik özellikleri yansıtılacak şekilde bilgisayar ortamında tasarım modelinin oluşturulduğu aşamadır. Analiz programı bünyesinde veya katı model programları ile uygun formatta oluşturulup, analiz programına aktarılır.

- **Eleman Seçimi**

Yapılan analiz türüne ve geometrik yapının şekline uygun yapılan eleman seçimi, problem çözümünde doğrudan etkilidir.

- Malzeme Özelliklerinin Belirlenmesi

Analiz edilen yapıya ait elastisite modülü, poisson oranı, genleşme katsayısı... gibi değerler problemin sonucunu etkileyecektir.

- Sonlu Eleman Ağ Örgüsünün Oluşturulması (Meshing)

Geometrik yapı daha önceden belirlenmiş alt birimlere bölünür. Alt birim sayısı çözümün sonucunu etkileyecektir.

- Yük & Sınır Koşulların Belirlenmesi

Genel olarak problemin tanımına uygun bir şekilde, uygulanan yük ve sınır koşullarının belirlenmesini içerir.

2.7.2. Solution (Çözümleme)

Uygulanan yük ve sınır koşulları belirlenmiş olan modelin, oluşturulan alt birimleri arasında kurulan denklemin eş zamanlı olarak çözümlenmesi ve sonuçların ortaya çıkması aşamasıdır.

2.7.3. Post-Processing (Son İşleme)

Analizi yapılan problemin, çözüm işlemi sonucunda elde edilen verilerden yararlanılarak ikincil değerler hesaplanır. Örneğin düğüm noktalarındaki yer değiştirmelerden hareketle genleşmeler, genleşmelerden gerilmeler hesaplanabilir.

2.7.4. Sonlu Eleman Analizi Yönteminin Avantajları

SEA ile karmaşık geometriye sahip cisimler değerlendirilebilir. SEA hem fiziksel hem de matematiksel temele sahip bir analizdir. Çözüm bölgesi alt birimlere ayrıştırılarak değişik sonlu elemanlar kullanılabilir ve alt birimler için daha hassas analizler yapılabilir.

SEA homojen özellik göstermeyen, non-linear, anizotropik, zamana bağlı ve sıcaklığa bağlı değişimler gösteren malzeme özellikleri olan sistemlerle de kolaylıkla kullanılabilirler.

SEA ile değişken, sürekli ve süreksiz yükler değerlendirilebilir. Kuvvetin yönü, büyüklüğü, uygulama noktası gibi değişkenleri kolaylıkla değiştirilebilir ve analiz defalarca tekrarlanabilir. SEA non-invazivdir.

2.7.5. Sonlu Eleman Analizi Yönteminin Dezavantajları

Malzeme özellikleri uygun olarak tanımlanamadığında analizin sonuçlanmasında problemler yaşanmaktadır.

Elde edilen sonuçların hatasız olabilmesi için, alt birimlerin uygun bir şekil ve geometride oluşturulması ve malzeme özelliklerinin doğru girilmesi gerekmektedir.

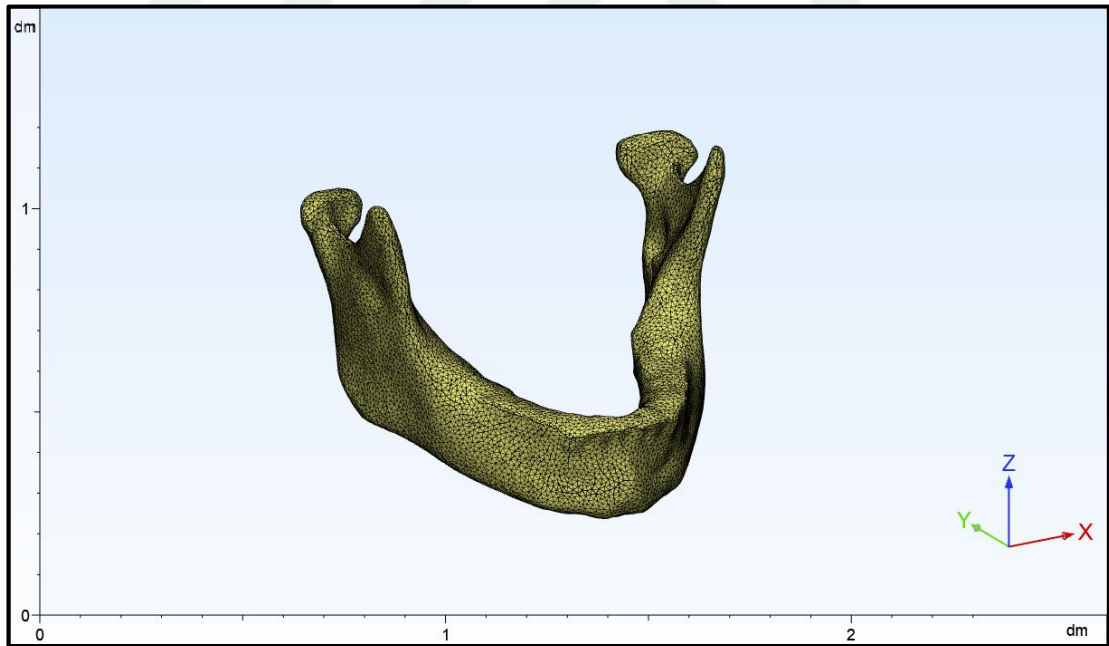
Bu çalışmada doğal dişe benzer bir mikro-hareket özelliği göstermesi hedeflenen dental implant modelinin aksiyel ve oblik kuvvetler altında gösterdiği biyomekanik özellikleri “Sonlu Eleman Analizi” yöntemi kullanılarak değerlendirilmiştir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı'nda tez projesi olarak gerçekleştirildi.

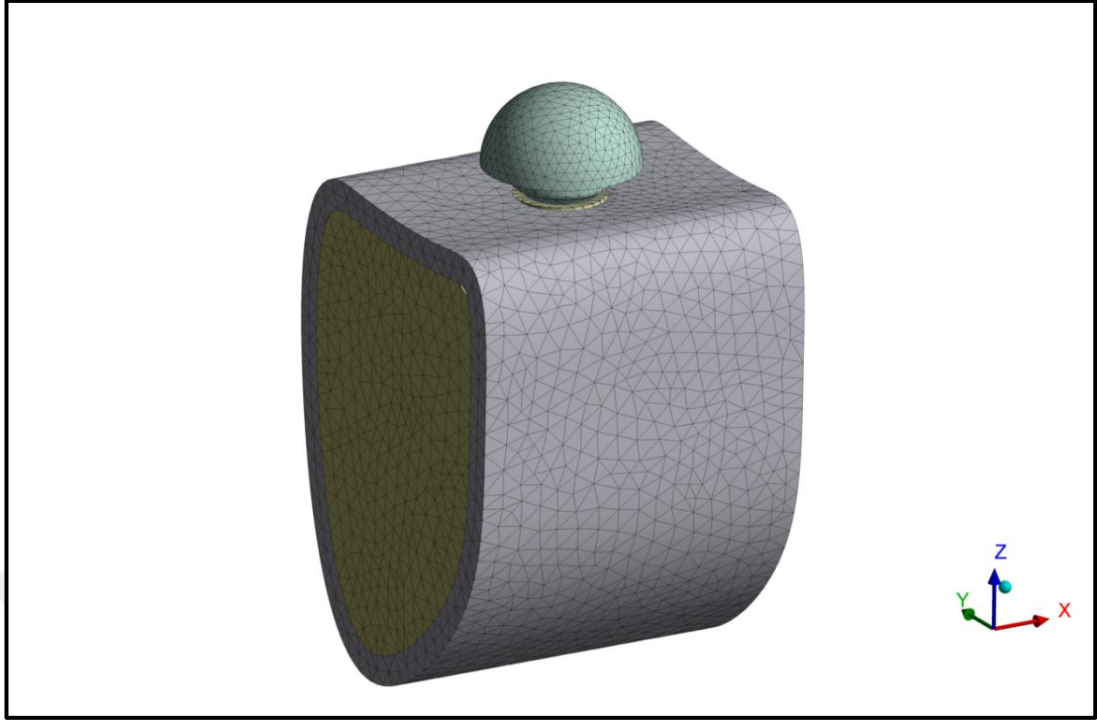
3.1. Modelleme ve Ağ Yapısının Oluşturulması

Kemik doku modellenmesi için, anomalisiz fantom bir mandibuladan elde edilmiş olan bilgisayarlı tomografi (BT) verileri manyetik rezonans ve bilgisayarlı tomografi dahil pek çok görüntüleme yöntemi ile elde edilen verilerin, bilgisayar ortamında yeniden şekillendirilebildiği *Mimics Innovation Suite* (Materialise, Belçika) yazılımına aktarıldı. “*Segmentasyon*” yöntemi ile *Hounsfield* değerlerine bakılarak kemik dokuları ayrıştırıldı. Yapılan ayrıştırma işleminden sonra “*surface modelling*” yöntemi ile 3 boyutlu kemik modeli elde edildi. Oluşturulan model bilgisayar ortamında dişsiz hale getirildi (Şekil3.1).



Şekil 3.1. Fantom Mandibula Modeli

Kemik yapıları kortikal kemik ortalama 2 mm kalınlığında olacak şekilde, kortikal ve kansellöz olarak ayrıştırıldı ve genişliği 18mm, derinliği 24,5mm ve uzunluğu 20mm olacak şekilde mandibula segmenti elde edildi (17)(Şekil 3.2).

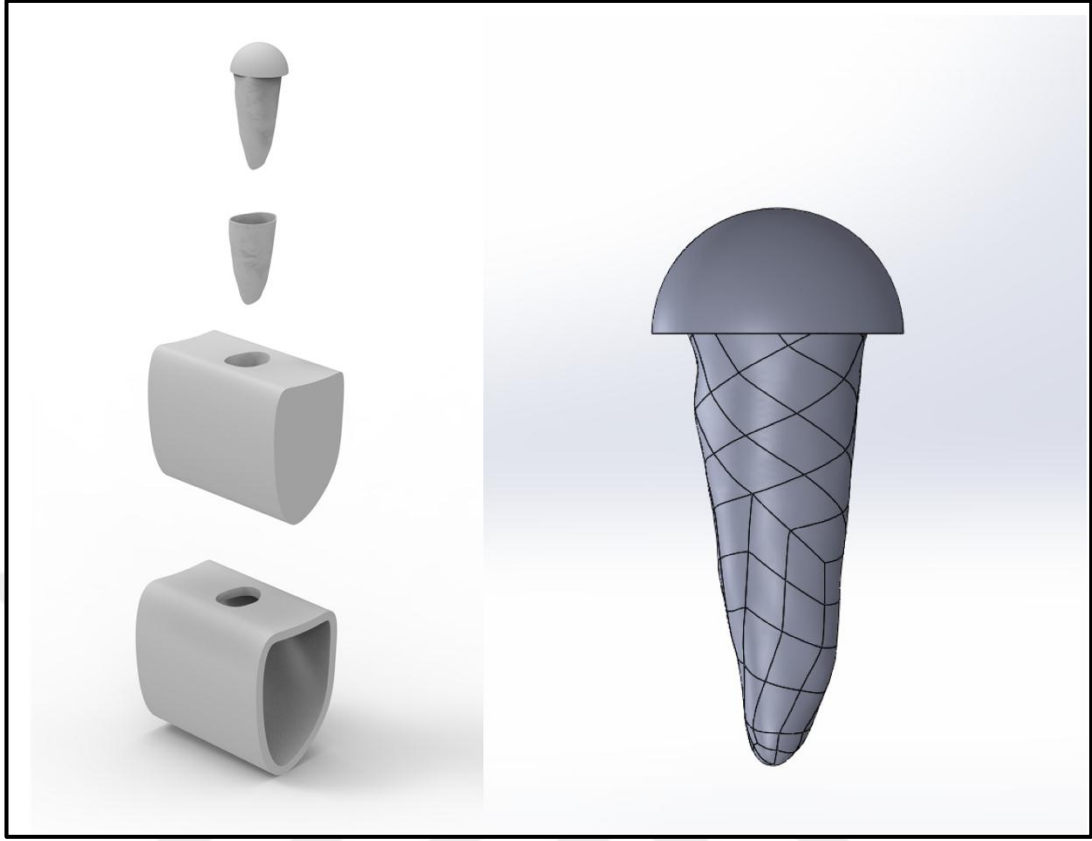


Şekil 3.2. Mandibula Segmenti

3.1.1. Çalışma Modellerinin Elde Edilmesi

Doğal Diş Modeli (DDM)

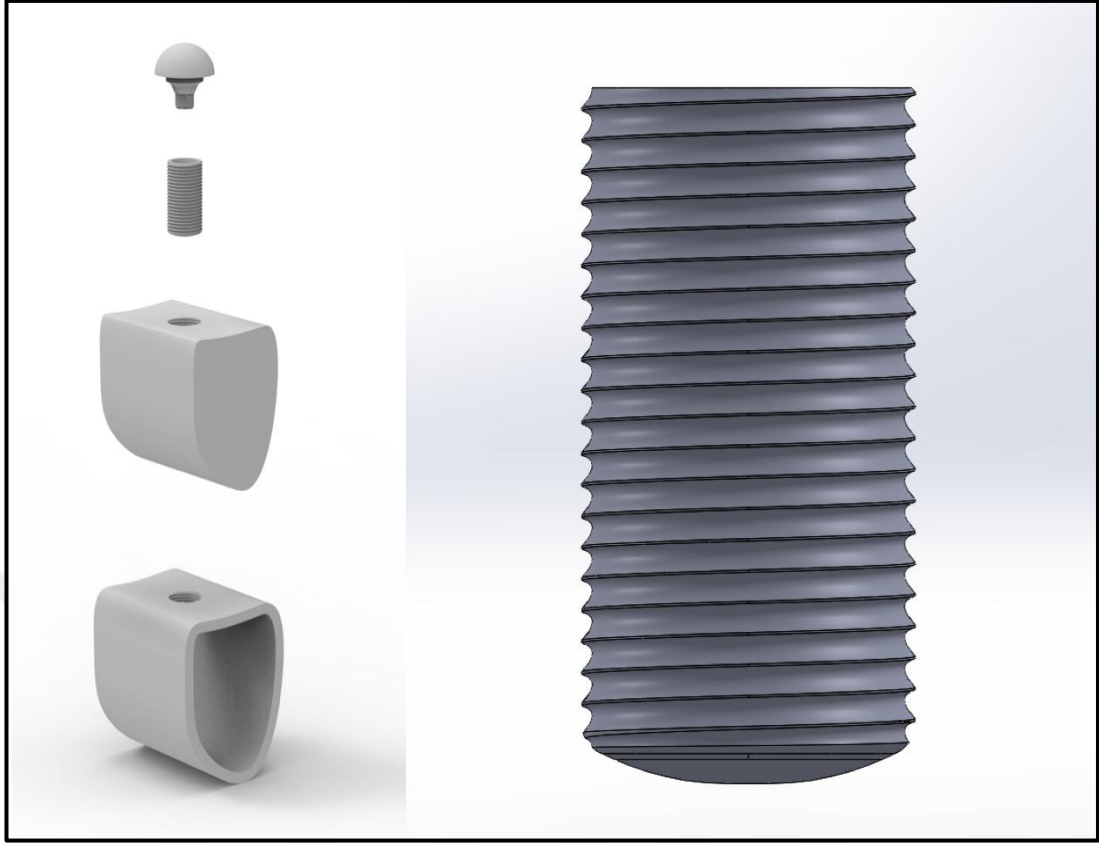
Kron uzunluğu 8mm, kök uzunluğu ise 14,5mm olarak planlanan mandibular ikinci premolar diş sert doku modellemesi için “Wheeler’s Dental Anatomy, Physiology and Occlusion” rehber alındı (76). “Carranza’s Clinical Periodontology” ise diş etrafındaki periodontal ligament modellemesinde rehber olarak kullanıldı (4) (Şekil 3.3).



Şekil 3.3. Doğal Diş Modellemesi

Standart Dental İmplant modeli (SİM)

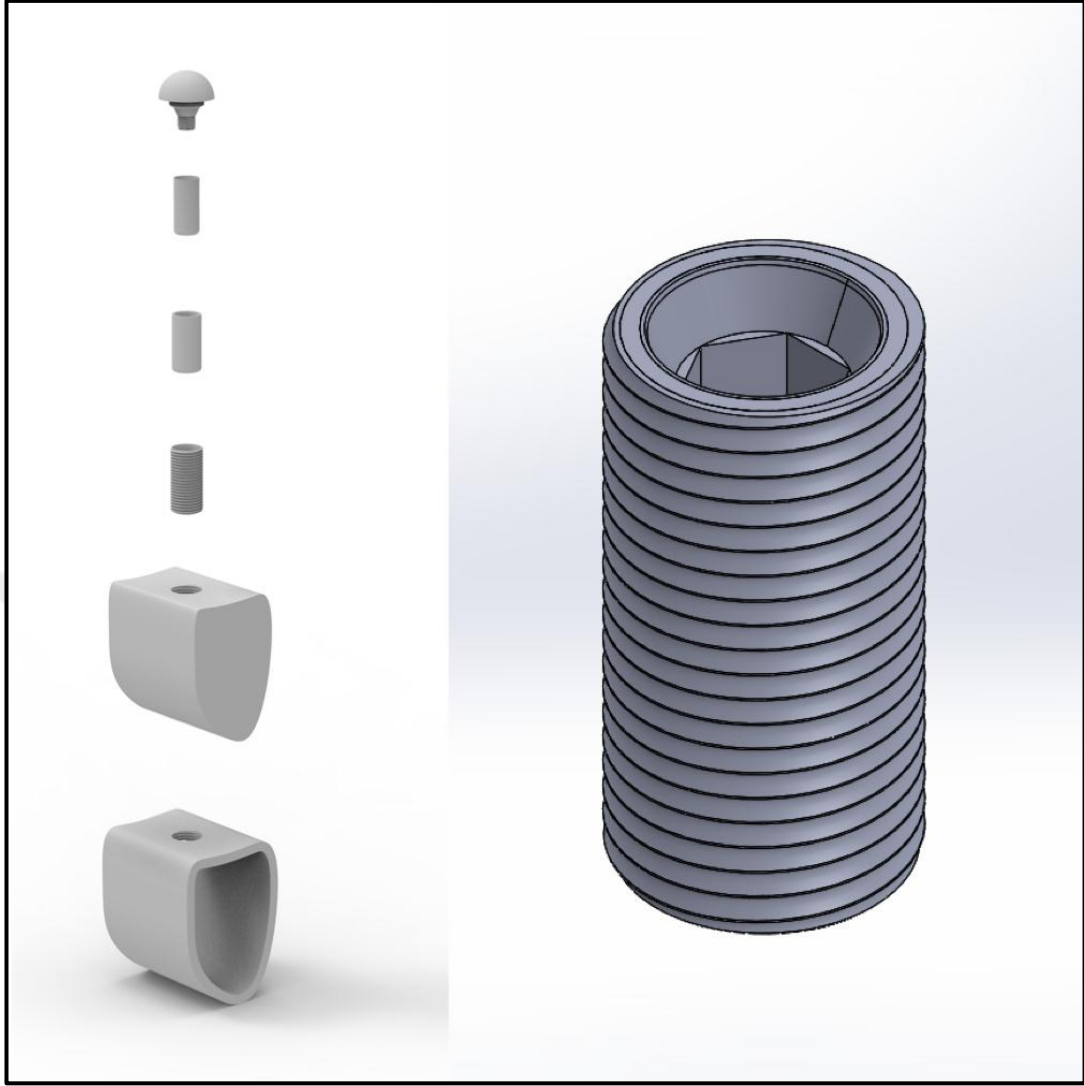
Standart Dental implant 4.8 mm çapında, 10 mm uzunluğunda, ters payanda yiv şekli ve silindirik gövde yapısına sahip olacak şekilde ve titanyum alaşımından modellendi (Şekil 3.4).



Şekil 3.4. Standart İmplant Modellemesi

Esnek İmplant Modeli (EİM)

Biyomekanik olarak doğal dişi taklit etmesi hedeflenen esnek dental implant tasarımının geometrik özellikleri standart dental implant ile birebir aynı tutuldu. Yeni tasarımda implant gövdesinin merkezinde tüm eksenlerde 0.3 mm kalınlığında üç boyutlu homojen bir aralık oluşturuldu ve bu alan, günümüzde medikal uygulamalarda kullanılmakta olan medikal silikon elastomer ile dolacak şekilde modellendi (Şekil 3.5). İki implant modellemesinde de kemik üzerinde izlenen yapının uzunluğu ile doğal diş modellemesindeki kemik üzeri uzunluk aynı tutulmuştur.



Şekil 3.5. Esnek İmplant Modellemesi

Tüm modellerde koronal yapı yarım küre şeklinde modellendi.

Elde edilen üç boyutlu modeller, 3-matic (Materialise, Belçika) yazılımındaki sadeleştirme yöntemleri ile düşük hafıza tüketen ve düzgün oranlara sahip elemanlardan oluşan, pürüzsüz bir yüzey haline getirilerek modelleme işlemleri tamamlandı. Üç boyutlu modeller 3matic yazılımdan .cbd formatında aktarıldı.

Yapılan modellemeler 3-matic yazılımında üç boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirilerek modelleme işlemi tamamlanmıştır.

3.1.2. Ağ Yapısının Oluşturulması

Sonlu eleman analizi yönteminde kullanılan modellerin oluşturulması için gerekli ağ yapısı modellere uygun yoğunluk ve büyüklükte tetrahedral olarak oluşturuldu.

3.1.3. Eleman ve Düğüm Noktalarının Seçimi

3-matic ve Mimics Innovation Suite yazılımında yapılan modellemeler, üç boyutlu koordinatlar korunarak 3-matic yazılımının remesh modülü içerisinde tetrahedral elemanlar şeklinde modele çevrildi. Tetrahedral katı modelleme sisteminde dört nodlu elemanlar kullanıldı.

Tüm modeller bütün noktalarda aynı mekanik özelliklere sahip olduğu için homojen, mekanik özellikleri yön ile değiştirilemediği için izotropik olarak kabul edilmiştir. EİM’de kullanılan silikon elastomer ve DDM’de izlenen PDL yapısı mekanik özelliklerinin daha uygun olarak aktarılabilmesi sebebiyle hiper elastik materyal özellikleri kullanılmıştır. Çalışmada modellerinin elde edilmesinde kullanılan düğüm ve eleman sayısı Tablo 3.1’de gösterilmiştir.

Tablo 3.1. Düğüm ve Eleman Sayıları

	Düğüm Sayısı	Eleman Sayısı
EİM	127,919	72,840
DDM	114,377	70,717
SİM	126,397	74,261

3.2. Materyal Özelliklerinin Belirlenmesi

Analiz sırasında kullanılan mekanik özellikler güncel literatürden alınarak belirlenmiş ve değerleri Tablo 3.2’de özetlenmiştir. DDM izlenen PDL yapısı ve EİM modelinde tasarlanan medikal silikon elastomer yapısı lineer elastik ve hiper elastik materyal özellikleriyle ayrı ayrı değerlendirilmiştir. Lineer elastik analiz kullanılarak veriler elde edilip değerlendirildikten sonra yapılan analizin yapıların mekanik

özelliklerini yeterince temsil edemediği görülmüş ve modellerin karşılaştırılması amacıyla kullanımı uygun bulunmamıştır. Bu sebeple aynı modeller, elastik yapılardaki materyallerin değerlendirilmesi için tercih edilen hiper elastik analiz yöntemi ile tekrar değerlendirilmiştir. Çalışma sonuçlarında hiper elastik analiz sonucu elde edilen veriler kullanılmıştır. Hiper elastik analiz sırasında PDL'nin mekanik özellikleri için kullanılan katsayılar C10 : 0,04MPa, C01 : 0,02 MPa, C11 : 0,04 MPa ve d : 0,02 (111); silikon elastomer için kullanılan katsayılar ise C10 : 0,14 MPa, C01 : 0,023 MPa (112) olarak alınmıştır.

Tablo 3.2. Materyallerin Mekanik Özellikleri

	Poisson Oranı	Young Modülü (MPa)	Referanslar
Titanyum	0,35	110000	(113)
Dentin	0,31	18600	(114, 115)
Yoğun kansellöz kemik	0,30	1370	(54, 113, 116)
Kortikal kemik	0,30	13700	(54, 113, 116)
Silikon Elastomer (LEA)	0,48	30	(117)
PDL (LEA)	0,49	0,69	(49, 118)

3.3. Yükleme ve Sınır Koşullarının Belirlenmesi

Hazırlanan üç boyutlu modellere uygulanan kuvvetler 30N, 80N, 100N ve 200N olarak fizyolojik sınırlar içerisinde belirlenmiştir (119-121). Kuvvetler diş kronunu taklit eden yarım küre yapının en üst noktasından, dişin ve implantın uzun aksına 45 derece açılı ve dik olarak uygulandı.

3.4. Analiz

Tüm senaryolarda peri-implant kemik dokusunda izlenen, en büyük maksimum principal stres (gerilme) değeri ve minimum principal stres (sıkışma) değerleri kaydedilmiş ve değerlendirilmiştir. Tüm yapılarda izlenen deplasman

değerleri ise kron analogu olarak tasarlanan yarım küre yapısının en üst noktası referans alınarak ölçülmüştür. DDM’de izlenen PDL ve EİM’de izlenen silikon elastomer yapının değerlendirilmesinde hiper elastik analiz yöntemleriyle tercih edilmiştir.

3.5. Sonuçların Yorumlanması

Yapılan analizler sonucunda elde edilen veriler, varyansı olmayan, matematiksel hesaplamalar sonucunda ortaya çıktığı için, bu değerlerin istatistiksel analizi yapılmamaktadır.

Uygulanan kuvvetler sonucunda elde edilen sıkışma (minimum principal stres), gerilme (maksimum principal stres) ve deplasman değerleri dikkatli bir şekilde incelenip yorumlandı. Toplamda 3 modelimiz, 8 farklı kuvvet altında değerlendirilmiş ve toplamda 24 analiz yapılmıştır.

4. BULGULAR

Bu çalışmada mandibular 2. Premolar diş ile bölgeye yerleştirilmiş olan standart dental implant ve yeni tasarlanan mikro-hareket ve stres kırıcı özelliği olan esnek yapılı dental implanta uygulanan 30N, 80N, 100N ve 200N büyüklüğündeki aksiyel ve oblik kuvvetler sonucu izlenen deplasman değerleri ile çevre kemik dokuda izlenen sıkışma stres değerleri (minimum principal stres) ve gerilme stres değerleri (maksimum principal stres) üç boyutlu sonlu eleman analizi yöntemiyle incelenmiştir.

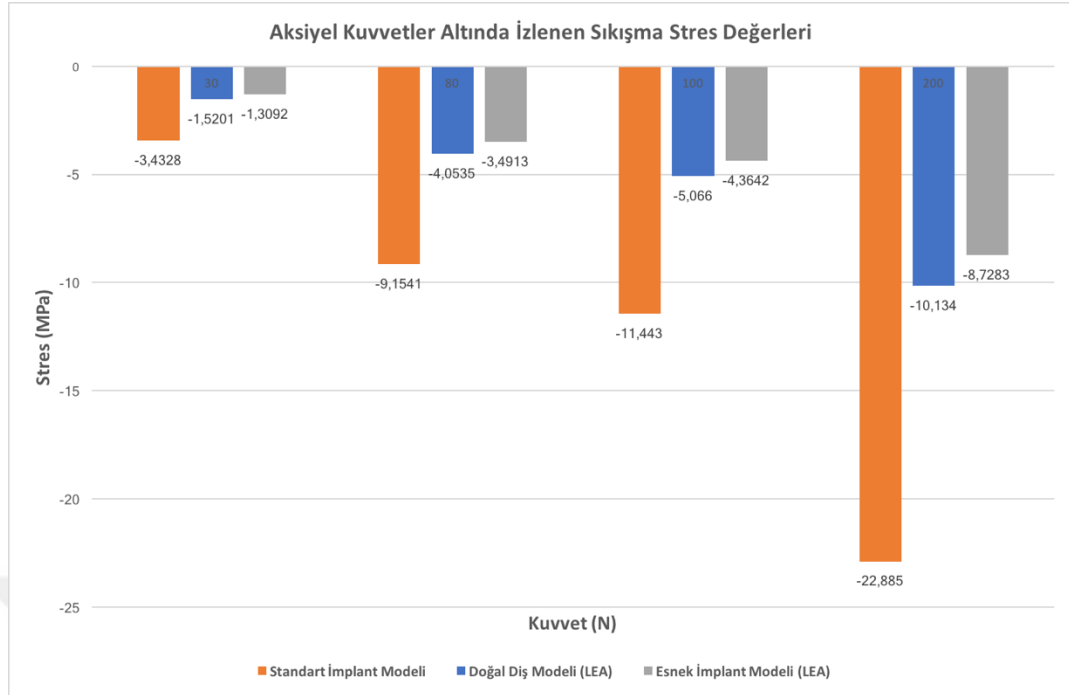
4.1. Lineer Elastik Analiz (LEA) Sonuçları

4.1.1. Aksiyel Kuvvetler Altında İzlenen Sıkışma Stres Değerler (LEA)

Lineer elastik analiz ile çalışmada uygulanan aksiyel yöndeki tüm kuvvetler altında SİM'de elde edilen sıkışma stres değerleri diğer modellerden yüksek olarak izlenmiştir. EİM'de izlenen değerler ile DDM'de izlenen değerler yakın izlenmiştir.

Tablo 4.1. Aksiyel Kuvvetler Altında İzlenen Sıkışma Stres Değerleri (LEA)

	30N	80N	100N	200N
Standart İmplant Modeli	-3,4328	-9,1541	-11,4430	-22,8850
Doğal Diş Modeli (LEA)	-1,5201	-4,0535	-5,0660	-10,1340
Esnek İmplant Modeli (LEA)	-1,3092	-3,4913	-4,3642	-8,7283



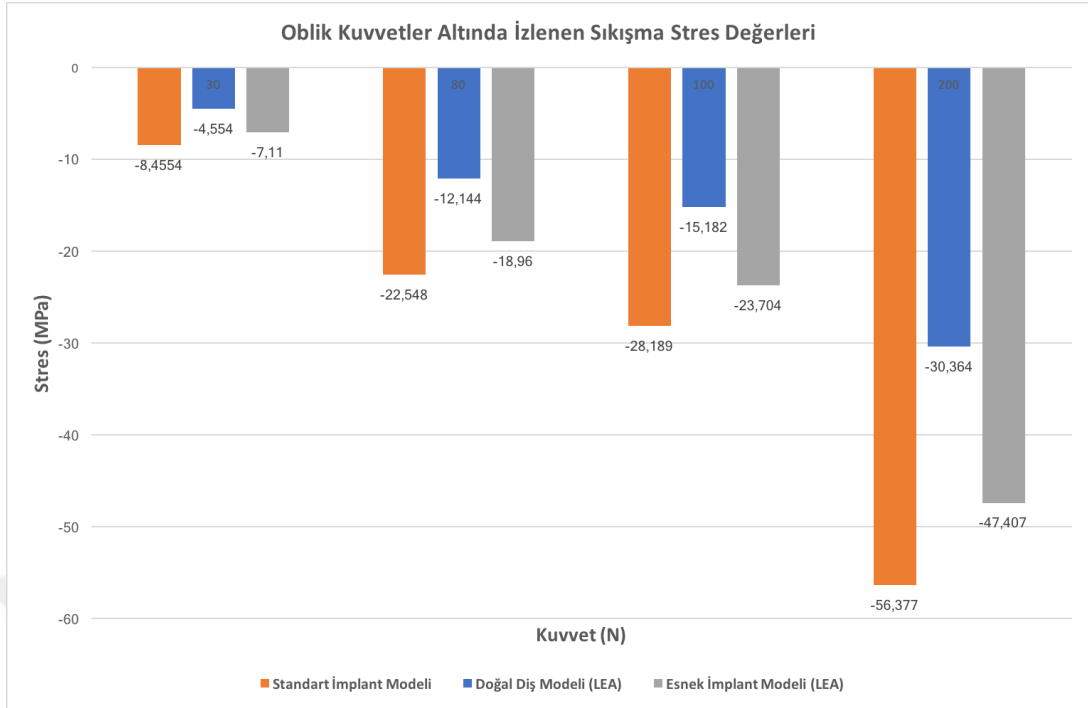
Şekil 4.1. Aksiyel Kuvvetler Altında İzlenen Sıkışma Stres Değerleri (LEA)

4.1.2. Oblik Kuvvetler Altında İzlenen Sıkışma Stres Değerler (LEA)

Lineer elastik analiz ile çalışmada uygulanan oblik yöndeki tüm kuvvetler altında SİM’de elde edilen sıkışma stres değerleri diğer modellerden yüksek olarak izlenmiştir. EİM’de izlenen değerler ile DDM’de izlenen değerler görece yakın izlenmiştir.

Tablo 4.2. Oblik Kuvvetler Altında İzlenen Sıkışma Stres Değerleri (LEA)

	30N	80N	100N	200N
Standart İmplant Modeli	-8,4554	-22,5480	-28,1890	-56,3770
Doğal Diş Modeli (LEA)	-4,5540	-12,1440	-15,1820	-30,3640
Esnek İmplant Modeli (LEA)	-7,1100	-18,9600	-23,7040	-47,4070



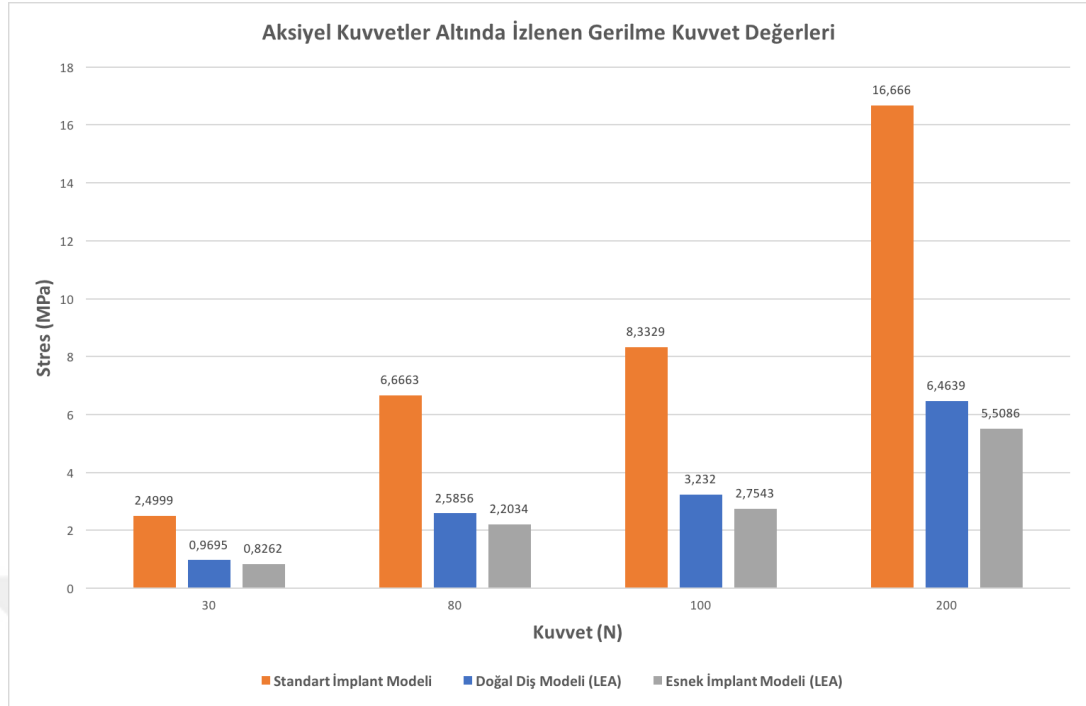
Şekil 4.2. Oblik Kuvvetler Altında İzlenen Sıkışma Stres Değerleri (LEA)

4.1.3. Aksiyel Kuvvetler Altında İzlenen Gerilme Stres Değerleri (LEA)

Lineer elastik analiz ile çalışmada uygulanan aksiyel yöndeki tüm kuvvetler altında SİM’de elde edilen gerilme stres değerleri diğer modellerden yüksek olarak izlenmiştir. EİM’de izlenen değerler ile DDM’de izlenen değerler yakın izlenmiştir.

Tablo 4.3. Aksiyel Kuvvetler Altında İzlenen Gerilme Stres Değerleri (LEA)

	30N	80N	100N	200N
Standart İmplant Modeli	2,4999	6,6663	8,3329	16,6660
Doğal Diş Modeli (LEA)	0,9695	2,5856	3,2320	6,4639
Esnek İmplant Modeli (LEA)	0,8262	2,2034	2,7543	5,5086



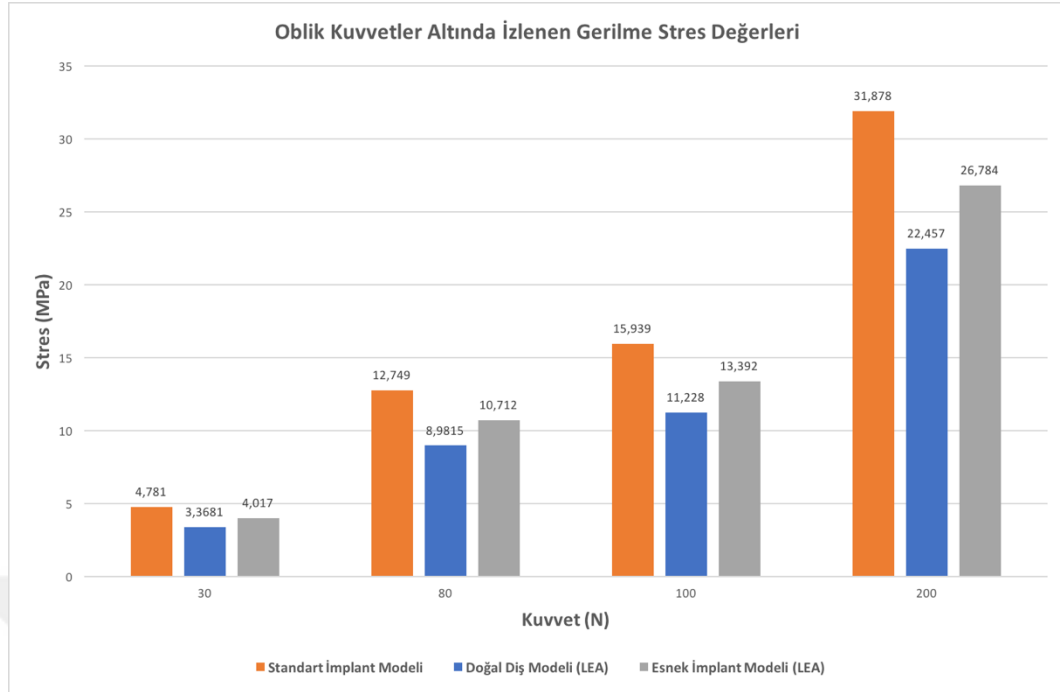
Şekil 4.3. Oblik Kuvvetler Altında İzlenen Gerilme Stres Değerleri (LEA)

4.1.4. Oblik Kuvvetler Altında İzlenen Gerilme Stres Değerler (LEA)

Lineer elastik analiz ile çalışmada uygulanan oblik yöndeki tüm kuvvetler altında SİM’de elde edilen sıkışma stres değerleri diğer modellerden yüksek olarak izlenmiştir. EİM’de izlenen değerler ile DDM’de izlenen değerler yakın izlenmiştir.

Tablo 4.4. Oblik Kuvvetler Altında İzlenen Gerilme Stres Değerleri (LEA)

	30N	80N	100N	200N
Standart İmplant Modeli	4,7810	12,7490	15,9390	31,8780
Doğal Diş Modeli (LEA)	3,3681	8,9815	11,2280	22,4570
Esnek İmplant Modeli (LEA)	4,0170	10,7120	13,3920	26,7840



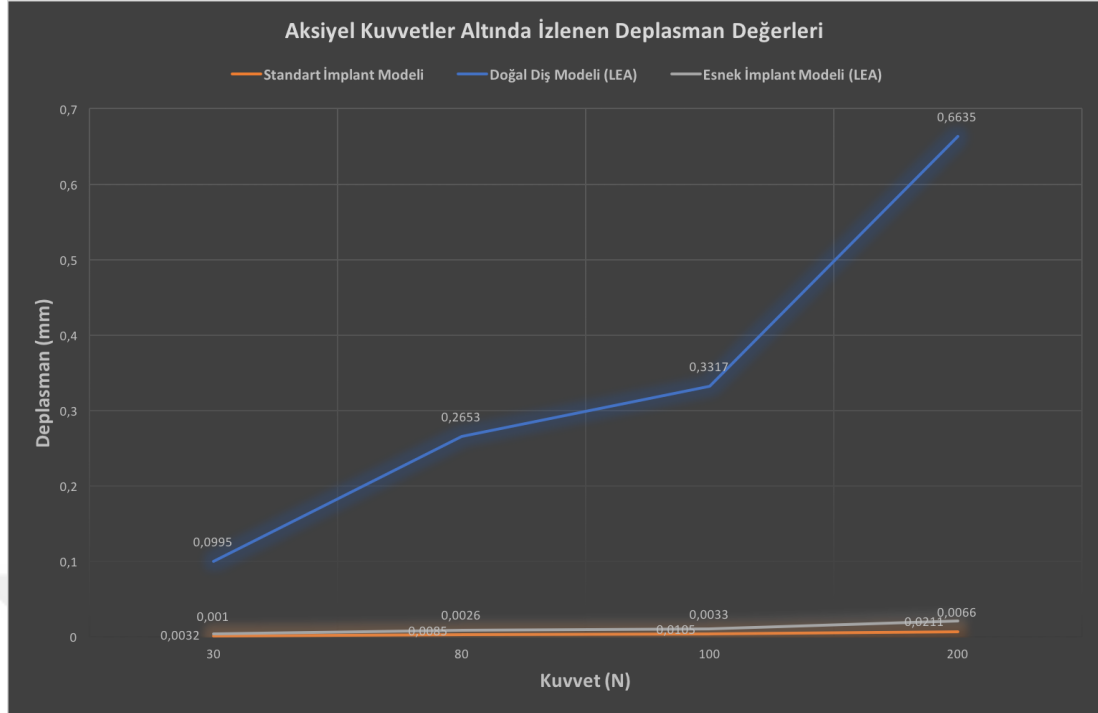
Şekil 4.4. Oblik Kuvvetler Altında İzlenen Gerilme Stres Değerleri (LEA)

4.1.5. Aksiyel Kuvvetler Altında İzlenen Deplasman Değerleri (LEA)

Lineer elastik analiz ile çalışmada uygulanan aksiyel yöndeki tüm kuvvetler altında EİM'de izlenen deplasman değerleri SİM'den yüksektir ancak DDM'de izlenen deplasman değerleri SİM ve EİM'den yüksek bulunmuştur.

Tablo 4.5. Aksiyel Kuvvetler Altında İzlenen Deplasman Değerleri (LEA)

	30N	80N	100N	200N
Standart İmplant Modeli	0,0010	0,0026	0,0033	0,0066
Doğal Diş Modeli (LEA)	0,0995	0,2653	0,3317	0,6635
Esnek İmplant Modeli (LEA)	0,0032	0,0085	0,0105	0,0211



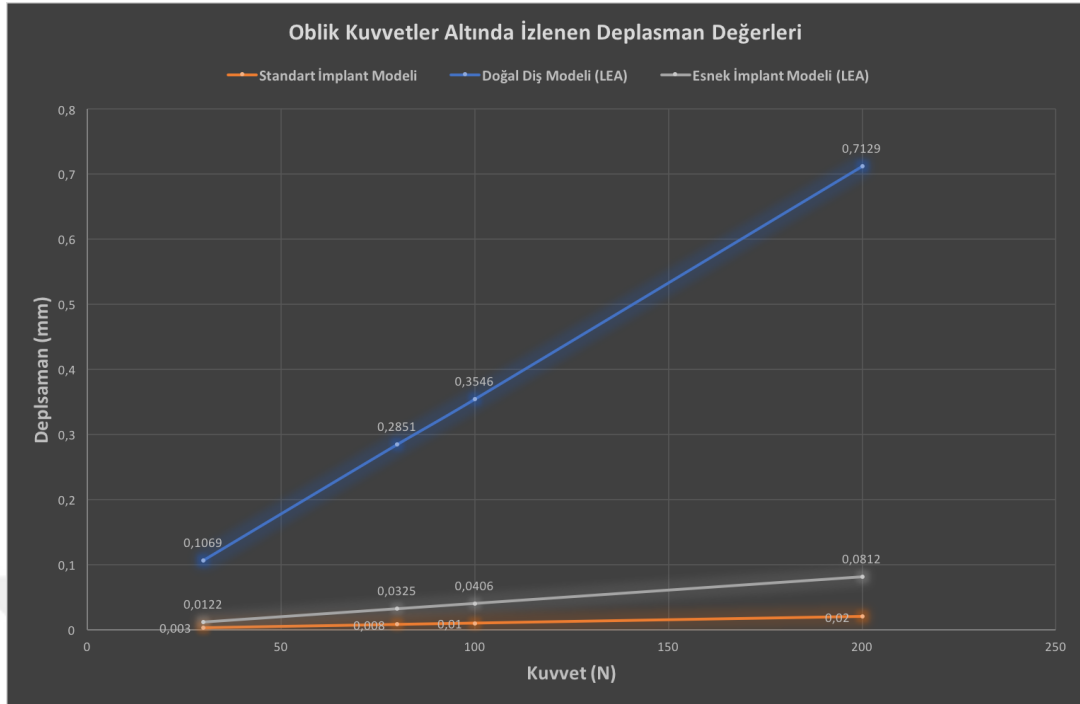
Şekil 4.5. Aksiyel Kuvvetler Altında İzlenen Deplasman Değerleri (LEA)

4.1.6. Oblik Kuvvetler Altında İzlenen Deplasman Değerleri (LEA)

Lineer elastik analiz ile çalışmada uygulanan oblik yöndeki tüm kuvvetler altında EİM'de izlenen deplasman değerleri SİM'den yüksektir ancak DDM'de izlenen deplasman değerleri SİM ve EİM'den yüksek bulunmuştur.

Tablo 4.6. Oblik Kuvvetler Altında İzlenen Deplasman Değerleri (LEA)

	30N	80N	100N	200N
Standart İmplant Modeli	0,0030	0,0080	0,0100	0,0200
Doğal Diş Modeli (LEA)	0,1069	0,2851	0,3546	0,7129
Esnek İmplant Modeli (LEA)	0,0122	0,0325	0,0406	0,0812



Şekil 4.6. Oblik Kuvvetler Altında İzlenen Deplasman Değerleri (LEA).

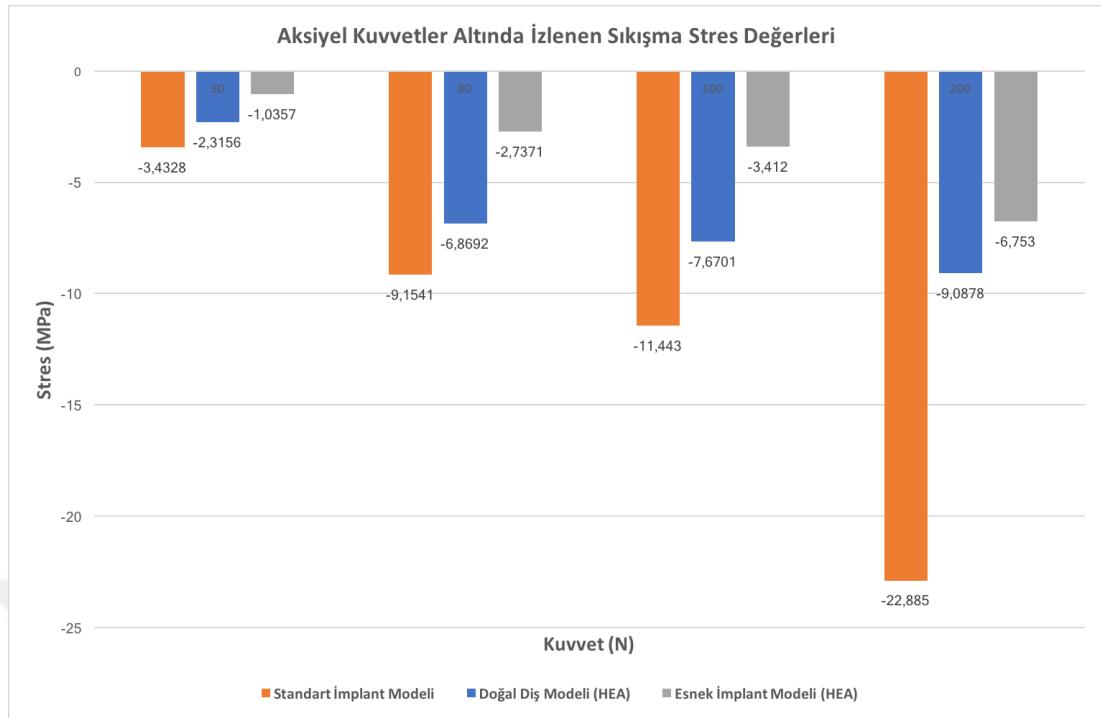
4.2. Hiper Elastik Analiz (HEA) Sonuçları

4.2.1. Aksiyel Kuvvetler Altında İzlenen Sıkışma Stres Değerleri (HEA)

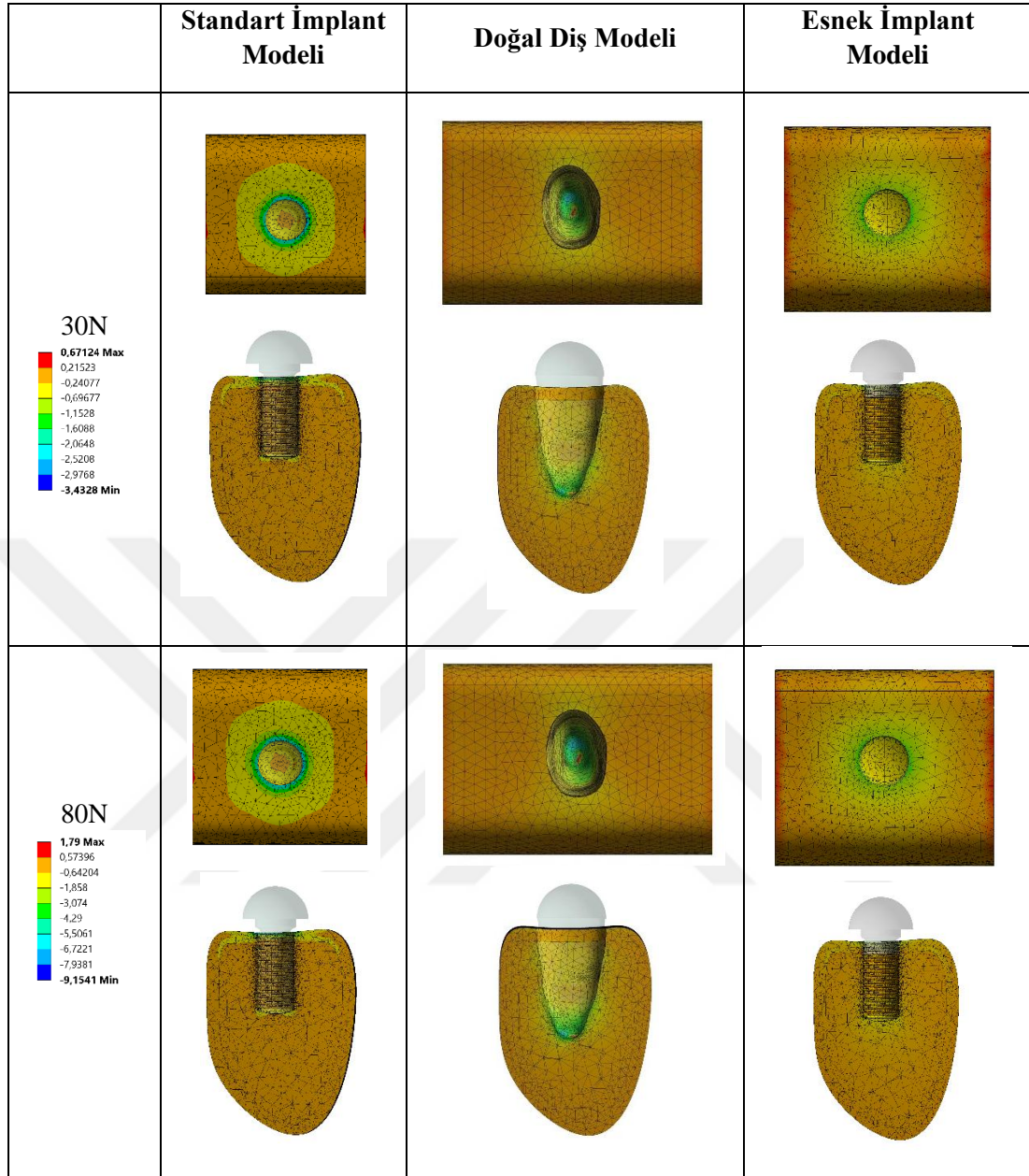
Hiper elastik analiz ile çalışmada uygulanan aksiyel yöndeki tüm kuvvetler altında izlenen sıkışma stres değerleri SİM’de diğer modellere göre yüksek izlenmiştir. EİM ve DDM’de izlenen sıkışma stres değerleri benzerdir.

Tablo 4.7. Aksiyel Kuvvetler Altında İzlenen Sıkışma Stres Değerleri (HEA)

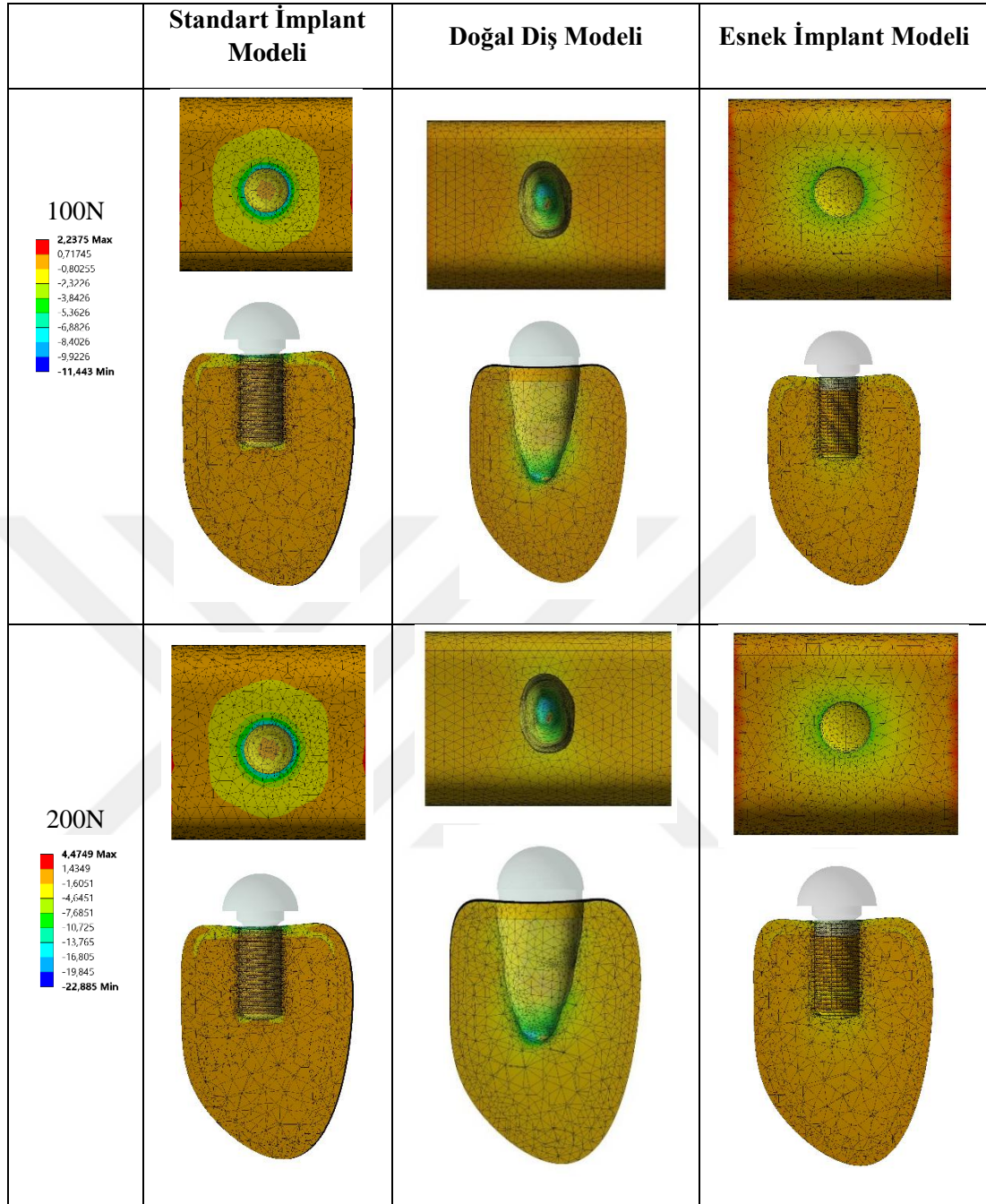
	30N	80N	100N	200N
Standart İmplant Modeli	-3,4328	-9,1541	-11,4430	-22,8850
Doğal Diş Modeli (HEA)	-2,3166	-6,8692	-7,6701	-9,0878
Esnek İmplant Modeli (HEA)	-1,0357	-2,7371	-4,4120	-6,7530



Şekil 4.7. Aksiyel Kuvvetler Altında İzlenen Sıkışma Stres Değerleri (HEA)



Şekil 4.8. Aksiyel Kuvvetler Altında İzlenen Sıkışma Stres Değerleri (30N, 80N) (HEA)



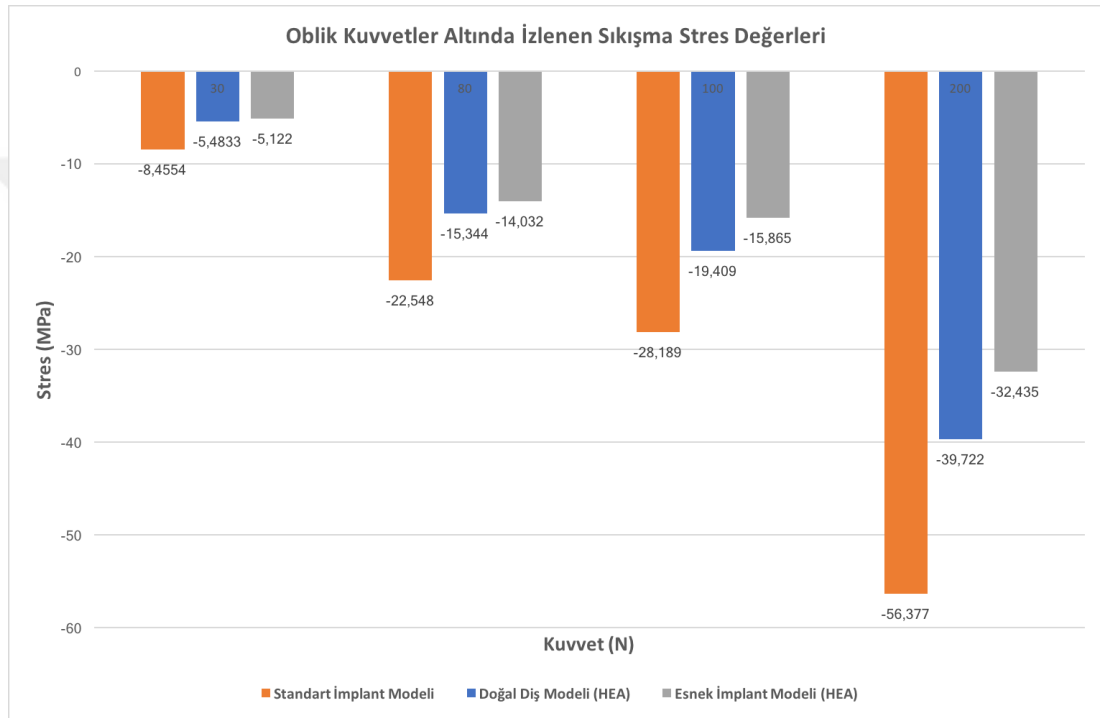
Şekil 4.9. Aksiyel Kuvvetler Altında İzlenen Sıkışma Stres Değerleri (100N, 200N) (HEA)

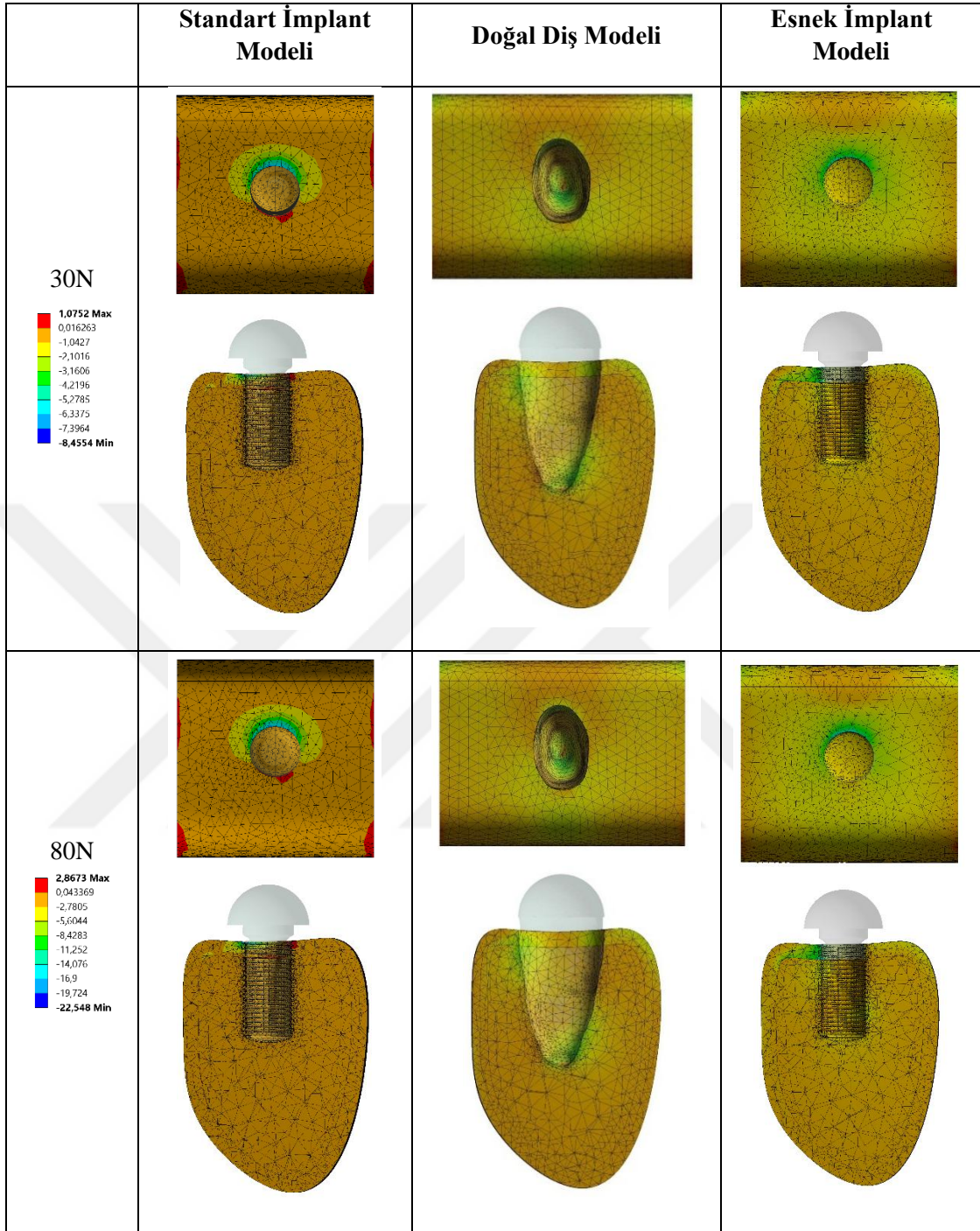
4.2.2. Oblik Kuvvetler Altında İzlenen Sıkışma Stres Değerler (HEA)

Hiper elastik analiz ile çalışmada uygulanan oblik yöndeki tüm kuvvetler altında izlenen sıkışma stres değerleri SİM’de diğer modellere göre yüksek izlenmiştir. EİM ve DDM’de izlenen sıkışma stres değerleri benzerdir.

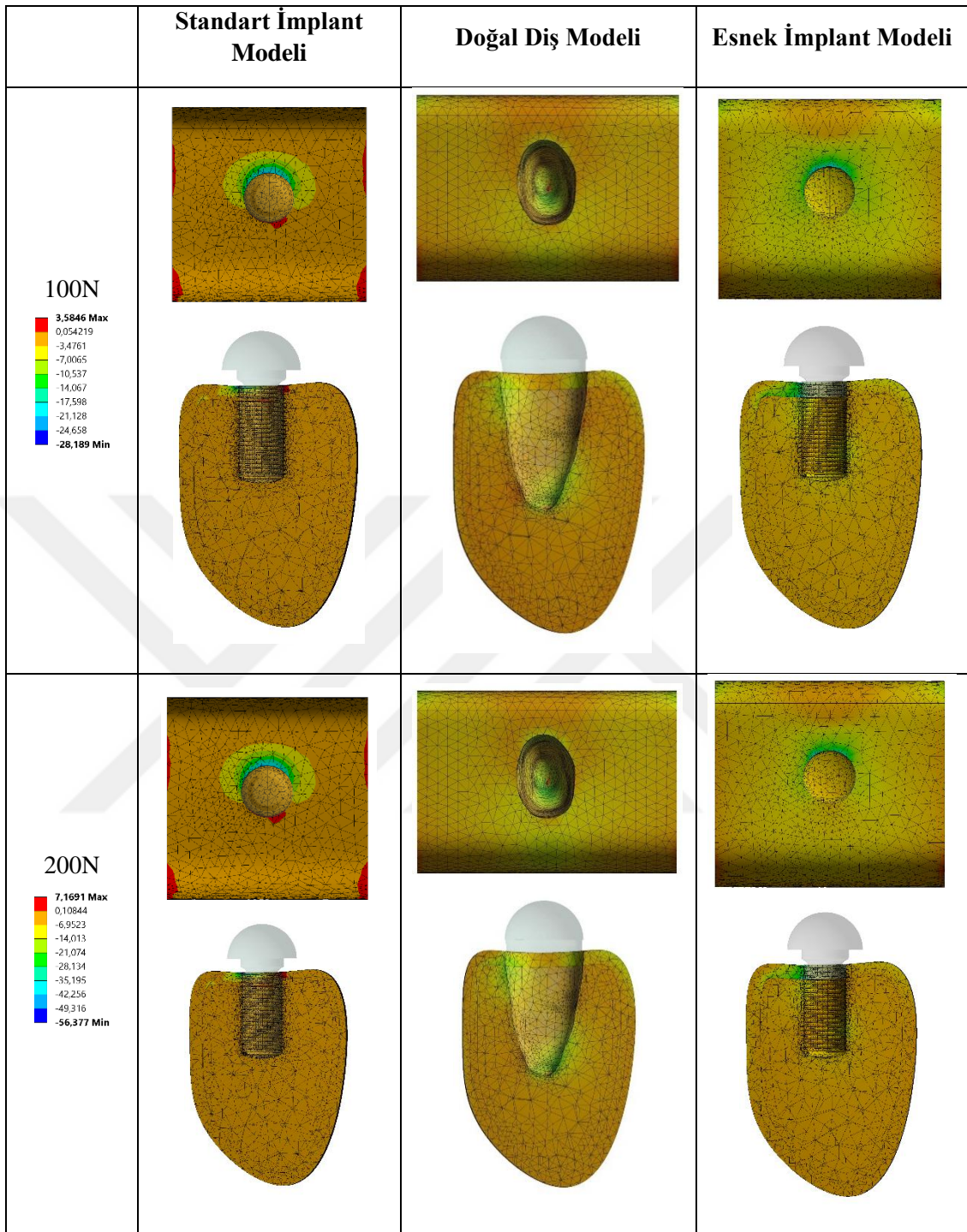
Tablo 4.8. Oblik Kuvvetler Altında İzlenen Sıkışma Stres Değerleri (HEA)

	30N	80N	100N	200N
Standart İmplant Modeli	-8,4554	-22,5480	-28,1890	-56,3770
Doğal Diş Modeli (HEA)	-5,4833	-15,3340	-19,4090	-39,7220
Esnek İmplant Modeli (HEA)	-5,1220	-14,0320	-15,8650	-32,4350

**Şekil 4.10.** Oblik Kuvvetler Altında İzlenen Sıkışma Stres Değerleri (HEA)



Şekil 4.11. Oblik Kuvvetler Altında İzlenen Sıkışma Stres Değerleri (30N, 80N) (HEA)



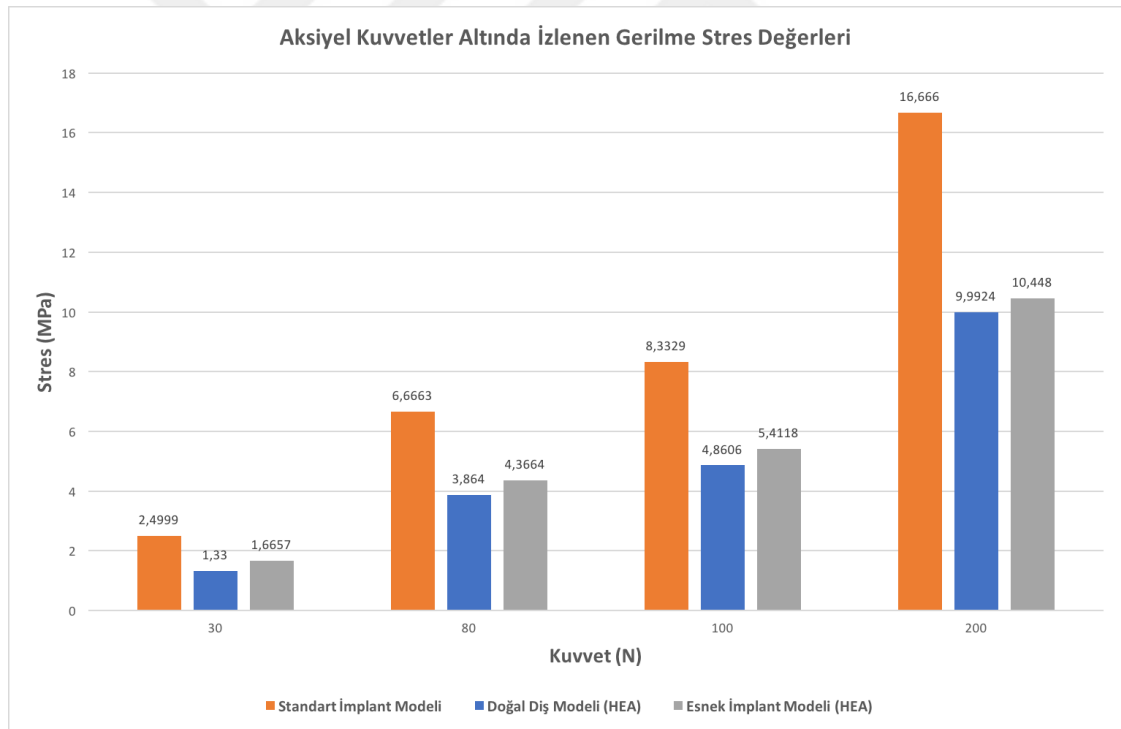
Şekil 4.12. Oblik Kuvvetler Altında İzlenen Sıkışma Stres Değerleri (100N, 200N) (HEA)

4.2.3. Aksiyel Kuvvetler Altında İzlenen Gerilme Stres Değerler (HEA)

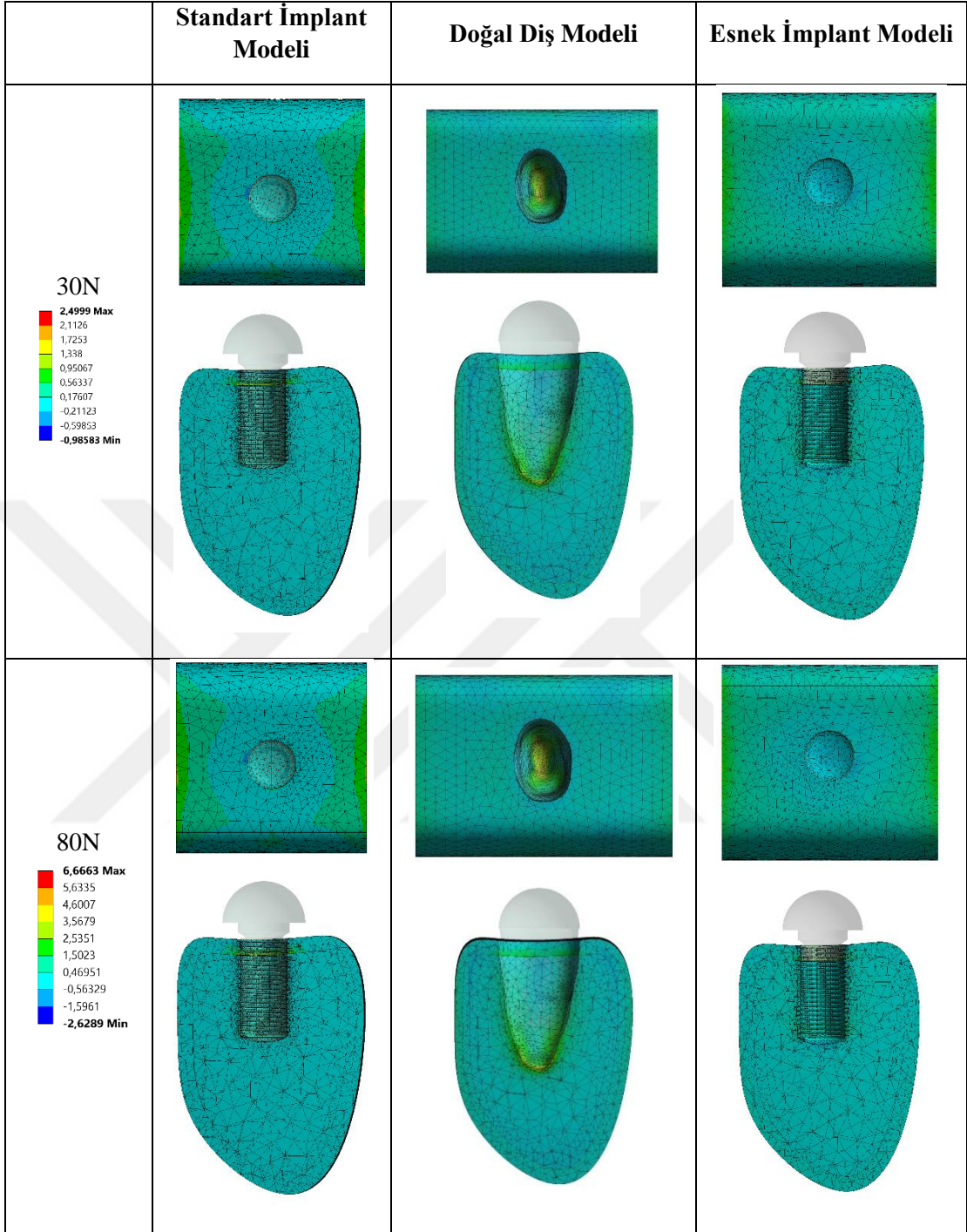
Hiper elastik analiz ile çalışmada uygulanan aksiyel yöndeki tüm kuvvetler altında izlenen gerilme stres değerleri SİM’de diğer modellere göre yüksek izlenmiştir. EİM ve DDM’de izlenen gerilme stres değerleri benzerdir.

Tablo 4.9. Aksiyel Kuvvetler Altında İzlenen Gerilme Stres Değerleri (HEA)

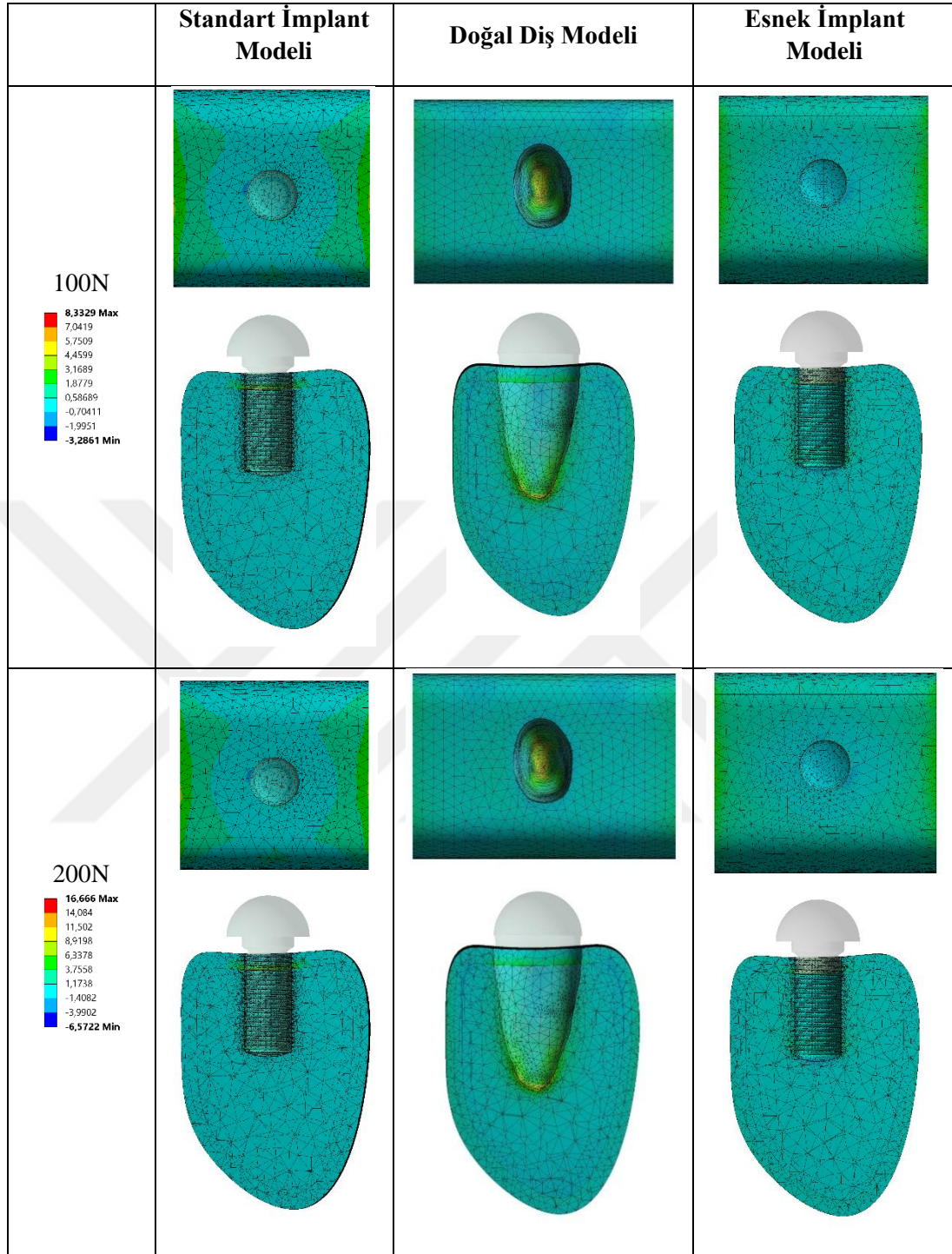
	30N	80N	100N	200N
Standart İmplant Modeli	2,4999	6,6663	8,3329	16,6660
Doğal Diş Modeli (HEA)	1,3300	3,8640	4,8606	9,9924
Esnek İmplant Modeli (HEA)	1,6657	4,3664	5,4118	10,4480



Şekil 4.13. Aksiyel Kuvvetler Altında İzlenen Gerilme Stres Değerleri (HEA)



Şekil 4.14. Aksiyel Kuvvetler Altında İzlenen Gerilme Stres Değerleri (30N, 80N) (HEA)



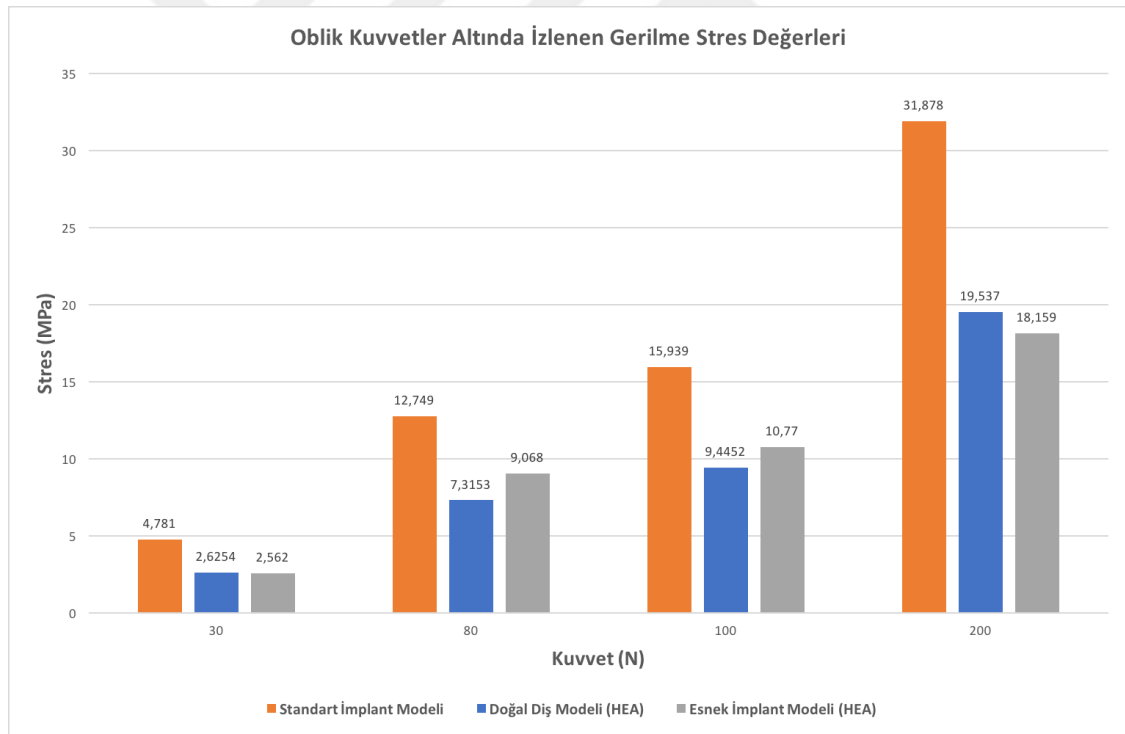
Şekil 4.15. Aksiyel Kuvvetler Altında İzlenen Gerilme Stres Değerleri (100N, 200N) (HEA)

4.2.4. Oblik Kuvvetler Altında İzlenen Gerilme Stres Değerler (HEA)

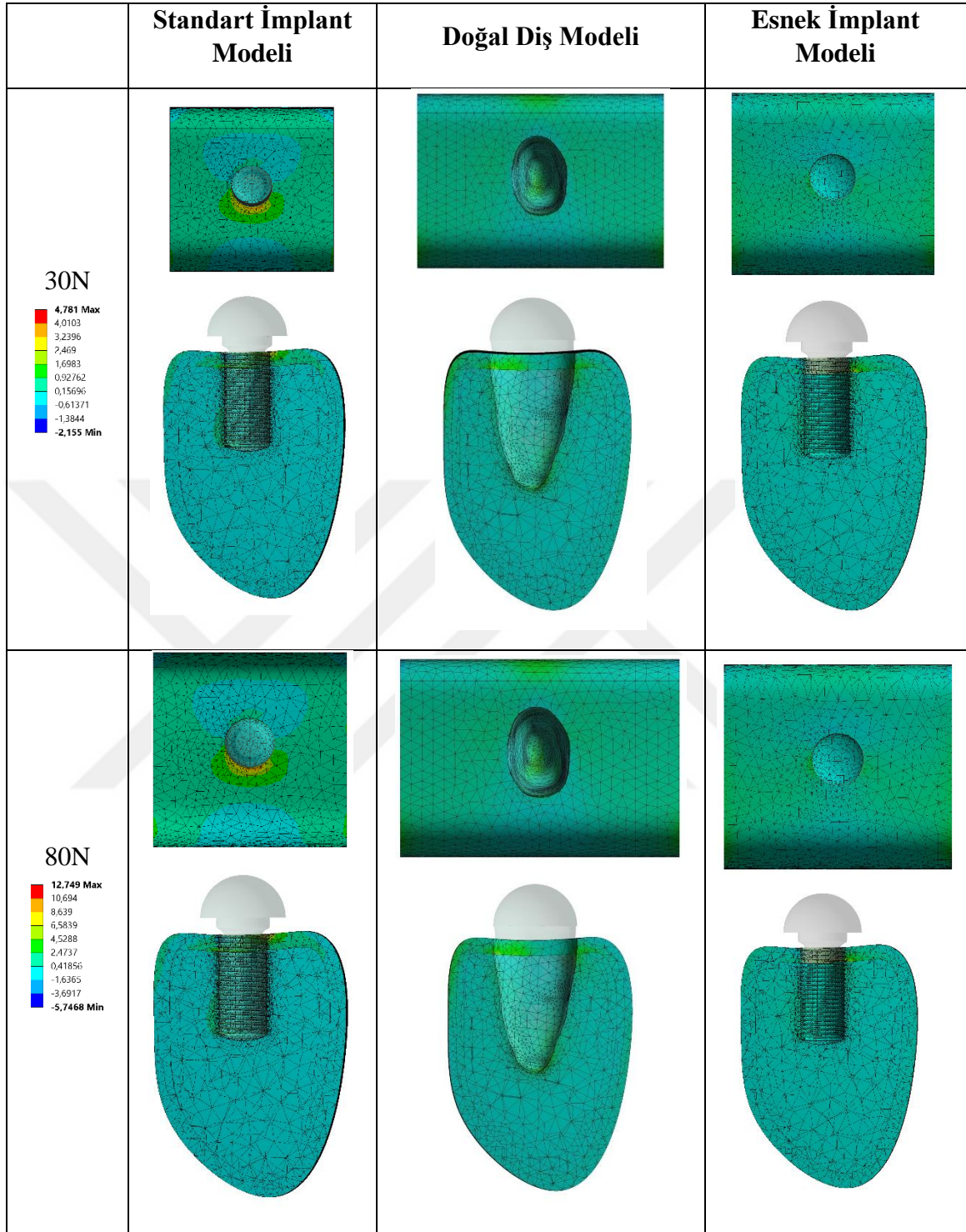
Hiper elastik analiz ile çalışmada uygulanan oblik yöndeki tüm kuvvetler altında izlenen gerilme stres değerleri SİM’de diğer modellere göre yüksek izlenmiştir. EİM ve DDM’de izlenen gerilme stres değerleri benzerdir.

Tablo 4.10. Oblik Kuvvetler Altında İzlenen Gerilme Stres Değerleri (HEA)

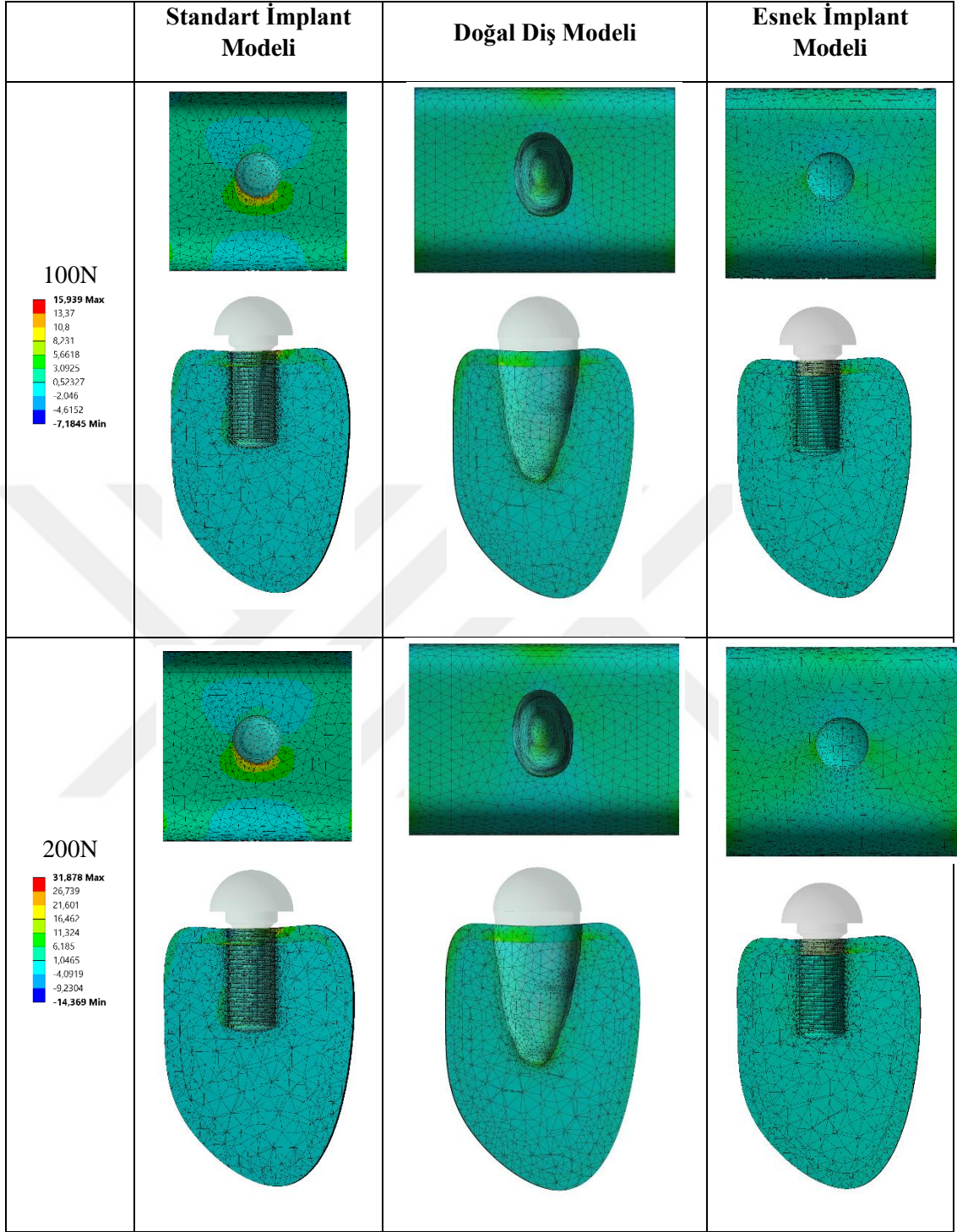
	30N	80N	100N	200N
Standart İmplant Modeli	4,7810	12,7490	15,9390	31,8780
Doğal Diş Modeli (HEA)	2,6254	7,3153	9,4452	19,5370
Esnek İmplant Modeli (HEA)	2,5620	9,0680	10,7700	18,1590



Şekil 4.16. Oblik Kuvvetler Altında İzlenen Gerilme Stres Değerleri (HEA)



Şekil 4.17. Oblik Kuvvetler Altında İzlenen Gerilme Stres Değerleri (30N, 80N) (HEA)



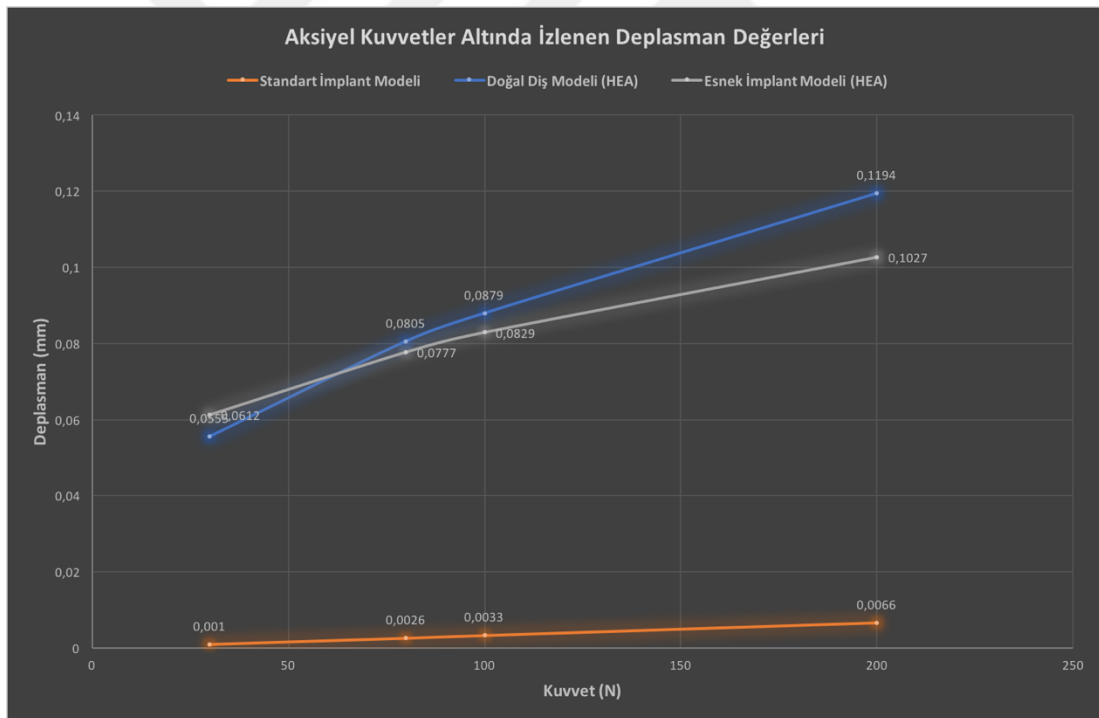
Şekil 4.18. Oblik Kuvvetler Altında İzlenen Gerilme Stres Değerleri (100N, 200N) (HEA)

4.2.5. Aksiyel Kuvvetler Altında İzlenen Deplasman Değerleri (HEA)

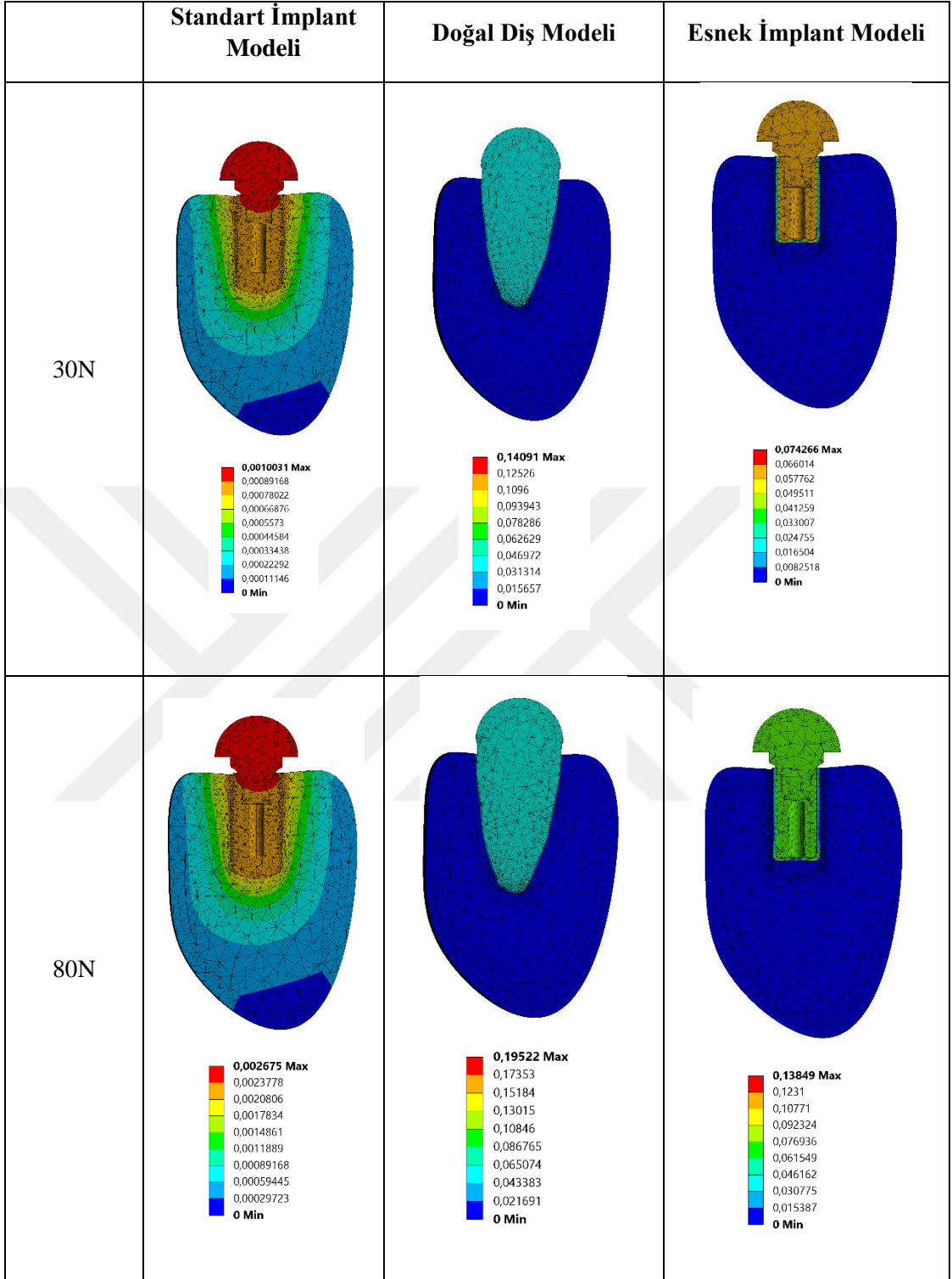
Hiper elastik analiz ile çalışmada uygulanan aksiyel yöndeki tüm kuvvetler altında izlenen deplasman değerleri SİM’de diğer modellerden düşük bulunmuştur. DDM ve EİM’de izlenen deplasman değerleri yakın olarak izlenmiştir.

Tablo 4.11. Aksiyel Kuvvetler Altında İzlenen Deplasman Değerleri (HEA)

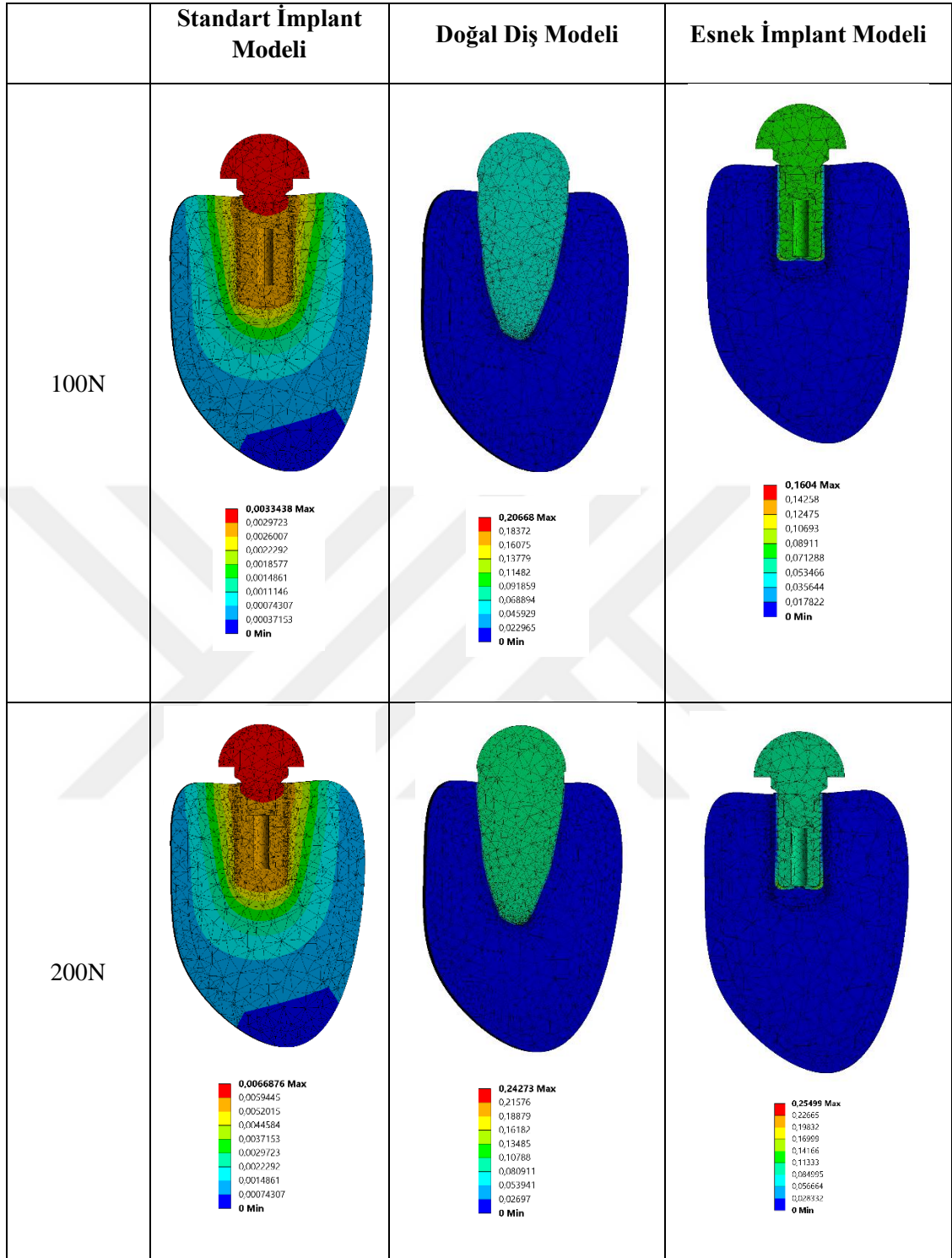
	30N	80N	100N	200N
Standart İmplant Modeli	0,0010	0,0026	0,0033	0,0066
Doğal Diş Modeli (HEA)	0,0555	0,0805	0,0879	0,1194
Esnek İmplant Modeli (HEA)	0,0612	0,0777	0,0829	0,1027



Şekil 4.19. Aksiyel Kuvvetler Altında İzlenen Deplasman Değerleri (HEA)



Şekil 4.20. Aksiyel Kuvvetler Altında İzlenen Deplasman Değerleri (30N, 80N) (HEA)



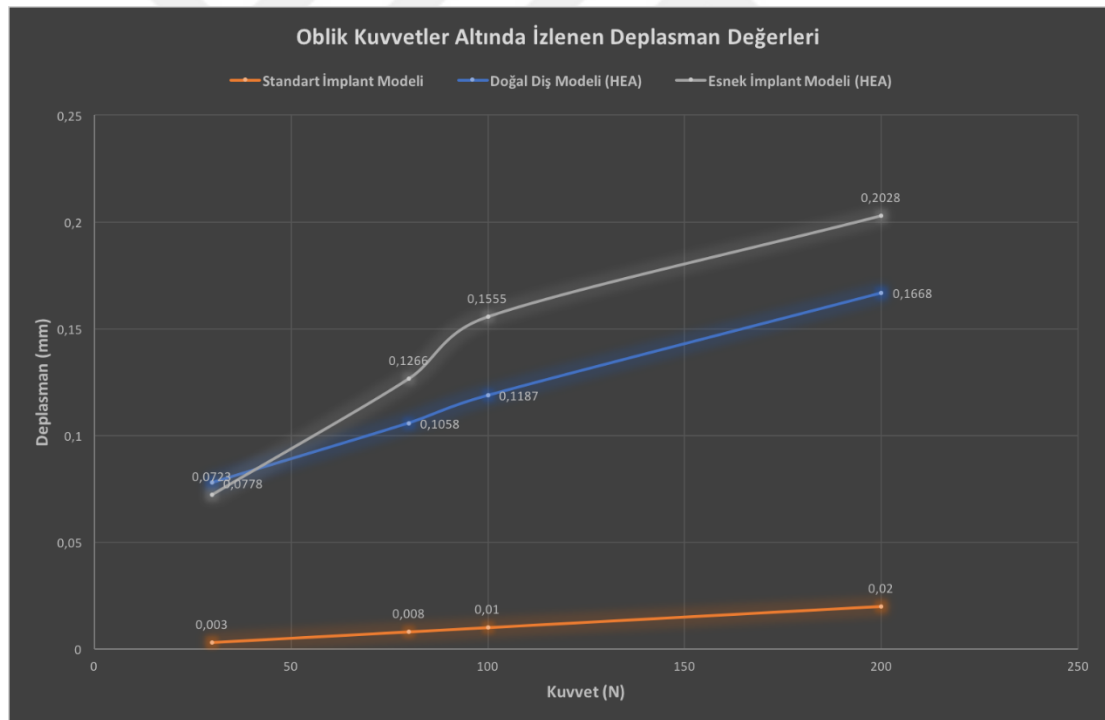
Şekil 4.21. Aksiyel Kuvvetler Altında İzlenen Deplasman Değerleri (100N, 200N) (HEA)

4.2.6. Oblik Kuvvetler Altında İzlenen Deplasman Değerleri (HEA)

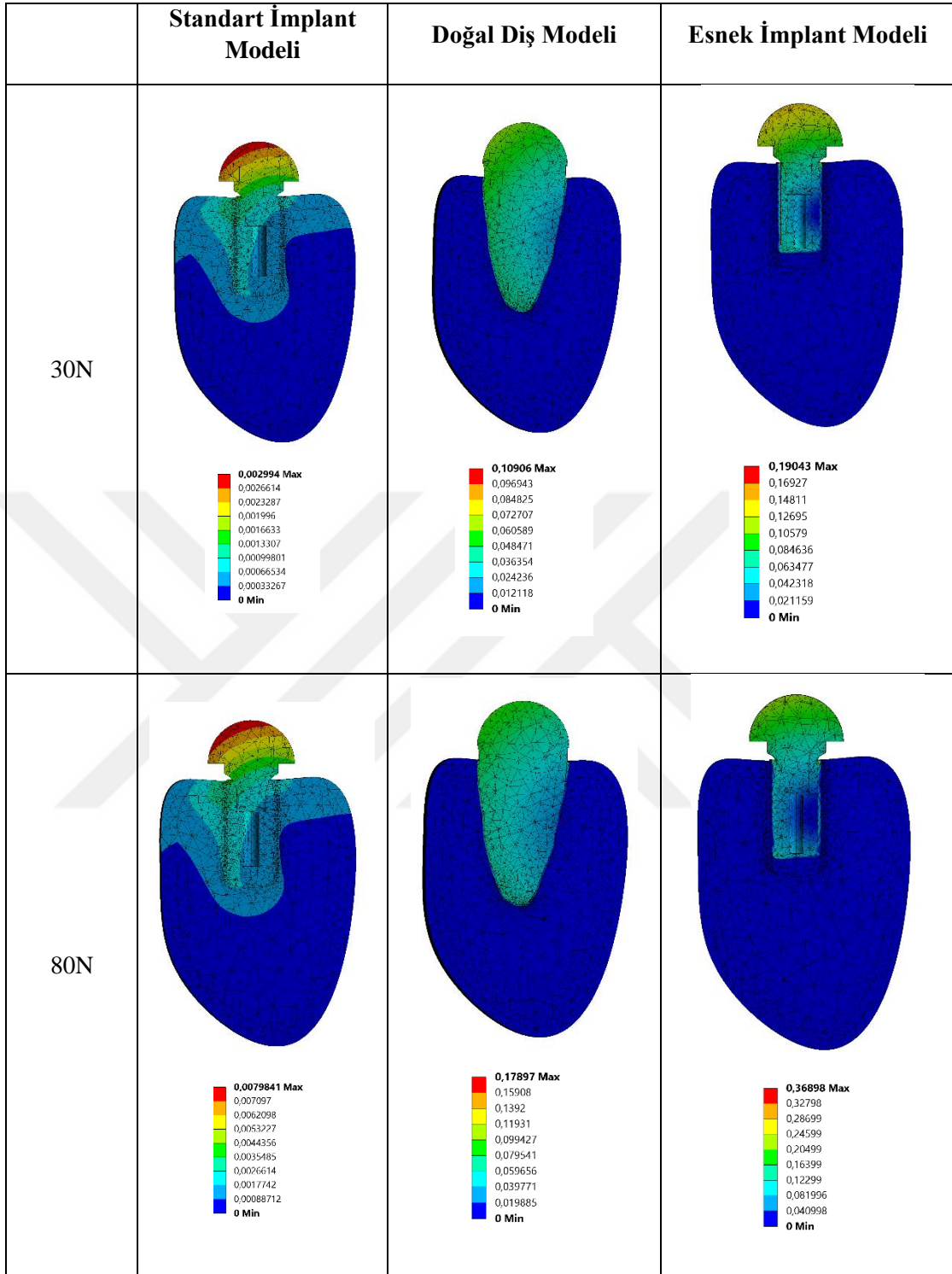
Hiper elastik analiz ile çalışmada uygulanan oblik yöndeki tüm kuvvetler altında izlenen deplasman değerleri SİM’de diğer modellerden düşük bulunmuştur. DDM ve EİM’de izlenen deplasman değerleri yakın olarak izlenmiştir.

Tablo 4.12. Oblik Kuvvetler Altında İzlenen Deplasman Değerleri (HEA)

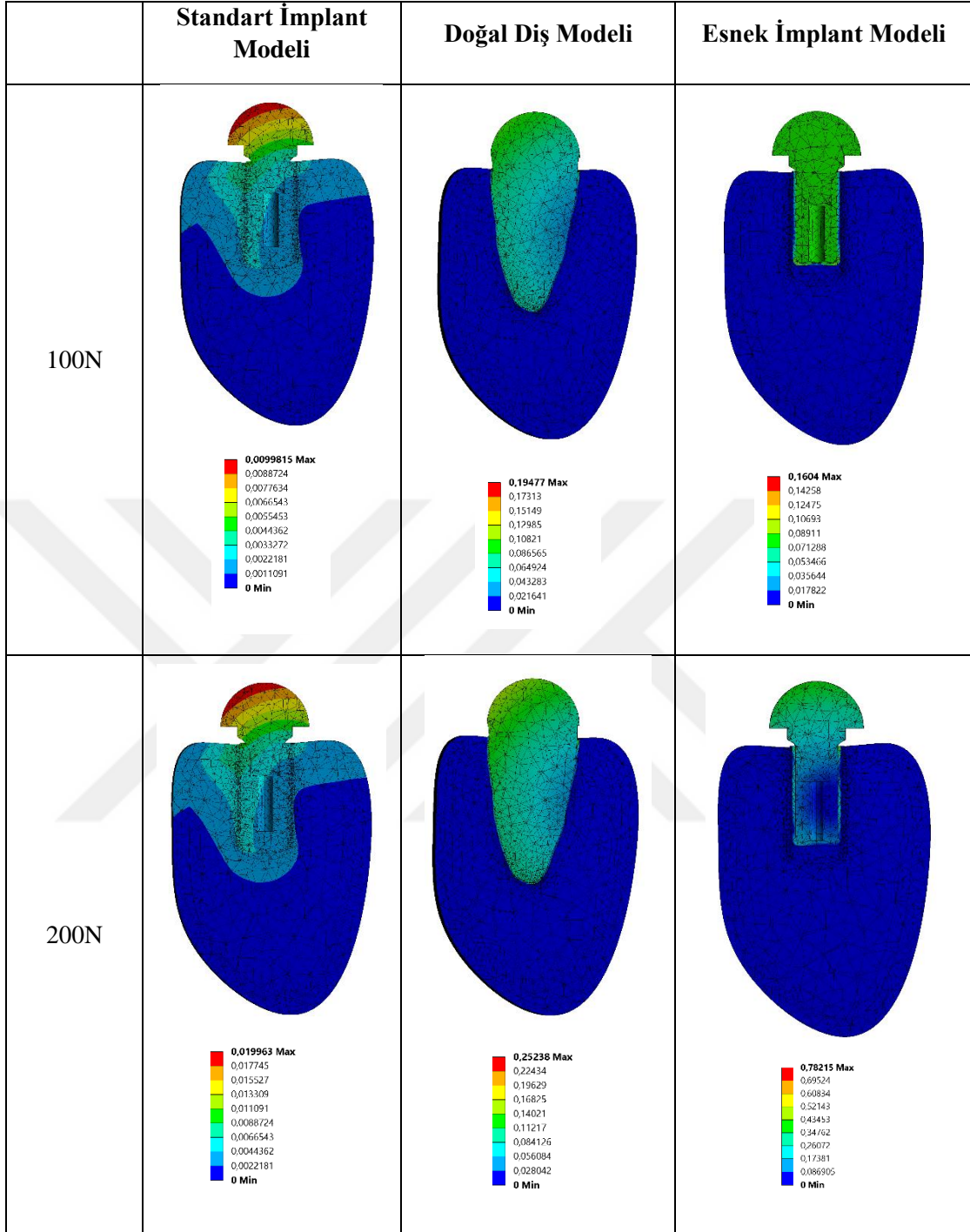
	30N	80N	100N	200N
Standart İmplant Modeli	0,0030	0,0080	0,0100	0,0200
Doğal Diş Modeli (HEA)	0,0778	0,1058	0,1187	0,1668
Esnek İmplant Modeli (HEA)	0,0723	0,1266	0,1555	0,2028



Şekil 4.22. Oblik Kuvvetler Altında İzlenen Deplasman Değerleri (HEA)



Şekil 4.23. Oblik Kuvvetler Altında İzlenen Deplasman Değerleri (30N, 80N) (HEA)



Şekil 4.24. Oblik Kuvvetler Altında İzlenen Deplasman Değerleri (100N, 200N) (HEA)

5. TARTIŞMA

Dental implantlar günümüzde diş eksikliklerinin giderilmesinde doğal dişe en yakın tedavi seçeneği olarak kullanılmaktadır. Bununla beraber biyomekanik özellikleri henüz tedavi gereksinimlerini yeterince karşılayamadığı için optimal özellikleri elde etmek hedefiyle yapılan çalışmalar ve araştırmalar ile gelişimini halen sürdürmektedir. Diş ve implant arasındaki en temel farklılıklardan biri iki yapının farklı biyomekanik karakterleridir (5, 48, 54, 122). İmplantın biyomekanik özelliklerinin dişi taklit etmesi için çeşitli tasarımlar önerilmiştir (123-127).

Bu çalışmada kendi tasarımıımız olan kuvvet kırıcı ve mikro-hareket özelliği bulunan bir dental implant modelinin, doğal diş ve günümüzde rutin olarak kullanılan standart bir implant modeli ile biyomekanik özellikleri karşılaştırılmıştır. Bu amaçla modellenen EİM'de, titanyum diş kabuk, anatomik olarak periodontal liflerin bağlandığı alveoler soketi döşeyen kortikal kemik yapısının (bundle bone), silikon elastomer PDL yapısının ve merkezdeki titanyum ise anatomik kökün analoğu olarak tasarlanmıştır.

Analiz sırasında diş ve implantların uzun akslarına paralel ve 45 derece açıyla; 30N, 80N, 100N ve 200N büyüklüğündeki kuvvetler, uygulama noktasının yüzey yapısı ve geometrisinin standardizasyonu amacıyla diş kronunu taklit eden, titanyumdan imal edilmiş olarak kabul edilen yarım küre geometrisine sahip yapının en üst noktasından uygulanmıştır. Diş ve İmplantların etrafında izlenen maksimum sıkışma ve gerilme tipi stres ve ilgili yapının tümünde izlenen maksimum deplasman değerleri SEA yöntemi ile elde edilmiş ve değerlendirilmiştir.

1960 yıllarında havacılık uzay alanındaki yapısal problemlerin çözümlenmesi amacıyla geliştirilen SEA yönteminin kullanım alanı kısa sürede genişleyerek ısı transferi, sıvı akışı ve elektromanyetik alanda izlenen problemlerin çözümlenmesinde kullanılmıştır. SEA diş hekimliğinde ilk kez 1973 yılında Farah (109) tarafından kullanılırken, dental implant üzerinde ilk kez 1976 yılında Weinstein (128) tarafından kullanılmıştır ve sonrasında hızla gelişmiştir. Atmaram ve Muhammed (129) tek implant çevresindeki stres dağılımını, Borchers ve Richard (130) farklı kemik implant

arayüzü yapılarını, Cook (131) poröz implant yapısını, Meroueh (132) silindirik implant yapısını, William ve ark.(133) dental implant destekli kantilever protezleri ve Akpınar ve ark.(134) diş-implant kombinasyonunu SEA çalışmaları ile değerlendirmişlerdir (56).

SEA kompleks geometriye sahip yapılara ait problemlerde tercih edilen analitik çözümleme yöntemidir. SEA yöntemi; ana yapının daha küçük boyutlardaki alt birimlere ayrılması ve alt birimler seviyesinde çözülen problemlerin uygun bir şekilde birleştirilmesi prensibine dayanır. Başka bir deyişle, problemin ana yapının tümünde çözümlenmesi yerine; ana yapının alt birimlere ayrılması, problemin bu alt birimler seviyesinde çözümlenmesi ve elde edilen verilerin uygun bir formülle birleştirilmesidir. Bu sebeple dental implant-kemik kompleksi gibi oldukça karmaşık bir geometriye sahip yapılara ait çözümlenmelerde sıklıkla tercih edilmektedir (56). İn-vitro koşullarda; diş ile implantın kemik içerisindeki biyomekaniğinin değerlendirilmesinin zorluğu ve kemik içerisindeki kuvvet birikiminin sayısal olarak elde edilememesi sebebiyle bu çalışmada sonlu elemanlar analizi yöntemi tercih edilmiştir.

Dental implantlar üzerine etkiyen kuvvetlerin ve implant biyomekaniğinin değerlendirilmesinde kullanılabilen diğer yöntemler; matematiksel hesaplamalar (135), fotoelastik stres analizleri (136), 2 veya 3 boyutlu sonlu eleman analizleri (72, 107) ve strain gauge analiz (137) yöntemidir (55). Strain gauge yönteminin çalışma prensibi implant ve ilgili yapıların elektriksel direncine dayalıdır ve ölçümler kuvvet altındaki cismin 3 boyutlu yapısındaki elastik limitler dahilinde olan deformasyonlar sonucu izlenen materyalin iki ucu arasındaki elektriksel direncin değişmesiyle elde edilebilmektedir (138). Strain gauge yöntemi ile statik ve dinamik kuvvetler altında, in vitro ve in vivo ölçümler yapılabilmektedir (55, 106).

Fotoelastik analiz, transparan materyallerin ışık kırıcılığı özelliğine dayanmaktadır (139). Analiz öncesinde, incelenecek materyalin fotoelastik modelinin elde edilmesi gereklidir. Modele uygulanan kuvvetin yönü ve büyüklüğü, modelin şekli, model ve modelin destek yapıları gerçek yapıya uygun olarak tasarlanmalıdır. Mühendislik ve endüstride uzun yıllar kullanılan fotoelastik analiz yöntemi, diş

hekimliğinde de ortodonti, protez, cerrahi, implantoloji ve dental materyallerle ilgili çalışmalarda kullanılmaktadır (106, 140). Fotoelastik model analizinde; deneysel bir model kullanılması ve modelin iç stres birikiminin vizüalize edilmesi en önemli avantajlarından (141). Gerçek modelin elde edilmesinde ve kortikal ve spongiöz kemiğin ayırt edilmesindeki güçlükler (142) fotoelastik analizin en büyük dezavantajlarıdır (140).

Üç boyutlu sonlu eleman analizi dental implant üzerine gelen kuvvetler karşısında var olan yapıların ve modifikasyonların davranışlarının ve etkinliğinin değerlendirilmesinde tercih edilir (55). Sonlu eleman analizinin çalışmalarda sıklıkla tercih edilmesinin en önde gelen sebeplerinden biri çok yönlülüğüdür. Bu metot ile birçok fiziksel durumun simülasyonu elde edilebilir (106). SEA sırasında kullanılan tasarımlar, iyi bir mühendislik ve tecrübe ile gerçeğe oldukça yakın üretilebilir (143). SEA çok yönlülüğü sayesinde; dişsiz maksillada implant destekli değişik tedavi alternatiflerinin değerlendirilmesinde (144), total protezler ve overdenture protezlerin stres dağılımlarının incelenmesinde (145), farklı ataçman sistemlerine sahip implant destekli overdenture protezlerin stres dağılımlarının değerlendirilmesinde (145), dental implantların yiv yükseklik ve derinliğinin değerlendirilmesinde (146), implant sistemi, kemik densitesi, implant pozisyonunun stres dağılımı üzerine etkisinin değerlendirilmesinde (147) kullanılmıştır (106).

Fotoelastik analiz ile kaliteli niteliksel veriler elde edilebilse de kantitatif olarak yeterli bilgi verememektedir. Strain gauge yöntemiyle sadece ölçüm aletinin olduğu bölgeden veri elde edilebilmektedir. SEA yönteminde ise bilgisayar ortamında hazırlanan modellerden gerilim, gerinim ve deplasman değerleri elde edilebilmektedir. Analiz bilgisayar ortamında olduğu için sınır koşulları rahatlıkla değiştirilebilir ve tekrarlayan analizlerle tasarımlar optimal hale getirilebilir. Ayrıca SEA klinik olarak gözlemlenmenin güç olduğu noktalar ile ilgili verileri kolaylıkla ortaya koyabilir (106).

Dental implantların mekanik özelliklerinin değerlendirilmesindeki en temel zorluk; kemik ve periodontal ligament yapısının modellenmesi ve bu yapı üzerindeki biyomekanik etkinin değerlendirilmesidir. Analizin ve modellemelerin çözümü için

bazı varsayımlarda bulunulması gerekmektedir. Kemik ve periodontal ligament dokusunun non-homojen ve non-izotropik yapısı sebebiyle; kuvvet altında izlenen deformasyon da non-linear olacaktır (148). Ancak dokunun bu özellikleri güncel teknoloji ile bilgisayar ortamına tam anlamıyla aktarılamamaktadır. Yapılan SEA çalışmalarında PDL biyomekaniğinin lineer elastik, viskoelastik ve hiper elastik analiz olmak üzere üç farklı metot ile değerlendirilebildiği görülmektedir. Çalışmaların birçoğunda metodun kolaylığından dolayı lineer elastik analiz (49, 51) tercih edilmiş olsa da PDL'nin elastik yapısının non-linear olduğunu bildirilmektedir (51, 149-152). Ayrıca lineer elastik çalışmalarda PDL'nin Young modülü 0,01-1750 MPa, Poisson oranı ise 0.28-0.49 (49) gibi oldukça geniş bir aralıkta alınması sebebiyle elde edilebilecek sonuçlar oldukça değişkendir. Çalışmamızda başlangıçta önceki literatür bilgilerine dayanarak lineer elastik analiz kullanıldı. Ancak neredeyse sıkıştırılmayan özelliği ve non-linear yapısı nedeniyle sonuçların PDL'yi yeterince temsil edemediğini ve hiper elastik simülasyon sonuçlarının gerçeğe yakınlığını (51, 111) göz önünde bulundurarak modelleri hiper elastik analiz yöntemi ile bir kez daha değerlendirilip, çalışma bu değerler üzerinden sürdürüldü. Çalışmamızda yapıların biyomekanik özellikleri zamana bağlı kuvvet frekansından bağımsız olarak değerlendirildiği için viskoelastik analiz yöntemi tercih edilmedi (51, 111).

PDL gibi yumuşak dokuların, yük altındaki davranışları başlangıç, lineer ve yetmezlik olmak üzere 3 ayrı süreçte izlenebilir. Yumuşak dokuya uygulanan kuvvet ilk önce katılığı daha az olan yapı tarafından karşılanırken (başlangıç fazı), kuvvet arttıkça yumuşak dokunun da sertliği artar (lineer faz). Kuvvet artmaya devam ettikçe bir noktada dokunun tolere edebileceği seviyenin üzerine çıkar (yetmezlik fazı) (51).

Çalışmamızda kemik dokusu homojen, izotropik, lineer elastik ve kemik-implant kontağı %100 olarak kabul edilmiştir. Geçmişte SEA yöntemi ile elde edilen veriler klinik ve deneysel çalışmalarla karşılaştırıldığında sonuçların birbirleri ile uyumlu olduğu izlenmiştir (56). Bu durum yapılan varsayımların analiz sonuçları üzerinde gerçek dışı bir etkisi olmadığını göstermektedir.

SEA yönteminde ana model küçük alt birimlere ayrılmıştır ve bu alt birimler düğüm noktalarından birbirlerine bağlanmaktadır. SEA'nın sistemi düşünüldüğünde,

analizdeki alt birim ve düğüm sayısının artırılması, sonuçların daha hassas ve gerçeğe yakın olarak elde edilmesini sağlayacaktır (153). Bu çalışmaya benzer bir şekilde sadece implant ve çevresindeki kemik dokusunun modellenmesinin yapıldığı çalışmalarda; Tada ve ark. (74) 12,212 eleman ve 14,281 düğüm, Geramy ve ark. (107) 37.975 eleman ve 13.233 düğüm, Sevimay ve ark. (154) 180.884 eleman ve 32.083 düğüm, Baggi ve ark. (155) farklı implant modellemelerine göre 102.079 - 156.793 eleman ve 116.052 - 178.447 düğüm, Winter ve ark. (156) 160.000 eleman ve modellemeye göre 600.000-650.000 arası düğüm kullanmışlardır. Yaptığımız bu çalışmada ise düğüm sayıları EİM'de 127919, DDM'de 114377, SİM'de 126397 iken, eleman sayıları EİM'de 72840, DDM'de 70171 ve SİM'de 74261'dir. SEA matematiksel bir denklem çözümü esasına dayandığından; kullanılan bilgisayar programı, materyal özellikleri gibi değişkenler sebebiyle alınan sonuçların yaklaşık sonuçlar olduğu göz önünde bulundurulmalıdır (157).

Modelleme sırasındaki en önemli basamaklardan bir diğeri ise sınır koşullarının belirlenmesidir. Birçok SEA çalışmasında sadece ilgili bölge modellenirken (74, 79, 107, 154, 158, 159), kimi çalışmalarda ise tomografi görüntülerinden elde edilen veriler ile mandibula modellenmesi yapıp, bölgede kas, ligament ve temporomandibuler eklem hareketleri de modele aktarılmıştır (160). Teixeira ve ark. yaptıkları çalışmada, 3 boyutlu modellerde incelenen İmplantların mezial ve distalinden 4,2 mm uzunluğundan daha fazla yapılan modellemelerin çalışma sonuçlarını etkilemediğini göstermiştir (161). Bu sebeple, çalışmamızda tüm mandibula modellenmesine gerek duyulmamış, mandibula kesiti modellenmiştir.

Kemik yapısı ve kalitesi dental implantların biyomekaniğini ve implantların uzun dönem başarısını etkilemektedir. Lekholm ve Zarb (17) tarafından yapılan kemik kalitesi ile ilgili sınıflama günümüzde alveoler kemik değerlendirmelerinde sıklıkla tercih edilmektedir. Yapılan klinik çalışmalarda Tip I ve Tip II kemik dokusuna yerleştirilmiş olan implantların uzun dönem prognozları başarılı olarak bulunurken; poröz yapılı Tip IV kemik dokusu prognozu en zayıf olarak gösterilmiştir (74, 162-165). Beş yıllık takip çalışmasında, Tip I – II ve III kemiklerde izlenen implant kayıp oranı %3 olarak verilirken, bu oran tip IV kemikte %35 olarak bildirilmiştir (162). Çalışmada kullanılan kemik modelleri Lekholm ve Zarb'ın (17) yaptığı sınıflama

referans alınarak yapılmıştır. Alveoler kemiğin çoğunluğunun korunduğu, dış korteksi kalın kortikal kemiğin, merkez bölgeyi ise yoğun kansellöz kemiğin oluşturduğu kemik bloğu mandibular premolar bölgeyi temsilen modellenmiştir (166).

Dental implantların kemiğe kuvvet iletimi temas halindeki yüzeylerden olmaktadır ve KİT artması daha homojen stres dağılımı sağlamaktadır (167). Kortikal kemiğin Young modülü kansellöz kemiğe göre daha yüksektir. Bu sebeple aksiyel olmayan kuvvetler uygulandığında rotasyon eksenini kortikal kemik üzerinde oluşacak ve bölgede kansellöz kemiğe oranla daha yüksek stres değerleri izlenmesine neden olacaktır (115, 168-170). Yapılan SEA (169, 171-175) çalışmalarında implantların geometrik özelliklerinden bağımsız olarak en yüksek stres değerlerinin implant boynunu destekleyen kortikal kemik tabakasında izlendiği bildirilmiştir (74). Az yoğunluktaki kansellöz kemik dokusunun kuvvetlere diğerleri kadar etkili direnci gösteremediği ve bunun sonucunda izlenen deformasyon sebebiyle kemik dokusunda izlenen stres daha koronal bölgeden apikale doğru yayıldığı bildirilmiştir (74, 156).

Protetik restorasyonlar arasında çiğneme kuvveti en yüksek ve en etkili olan yöntem dental implant destekli restorasyonlardır (2). Kimi çalışmalarda implant destekli protezin çiğneme kuvveti doğal dişten daha yüksek bulunmuştur. Bu durumun implant çevresinde PDL gibi özelleşmiş bir doku olmaması sonucu implantın propriyoseptif kapasitesinin eksikliğinden kaynaklı olabileceği bildirilmiştir (2). İmplantlar, 'osseoperception' olarak tanımlanan fenomen ile diş çekimini takiben kaybolan PDL'nin propriyosepsiyon duyusunu kısmen de olsa taklit etmektedirler (176-178). Doğal diş ve implant üzeri sabit restorasyonlar karşılaştırıldığında maksimum çiğneme kuvveti implant üzerinde 353,61N dişte ise 275,48N olarak bildirilmiştir (179).

Trulsson ve ark. yaptıkları çalışmada implant kullanan hastaların doğal diş oranla 4 kat daha fazla kuvvet uygulayabildiklerini göstermiş ve bu durumun implantın oluşturduğu propriyoseptif algı eksikliğinden kaynaklanabileceğini belirtmişlerdir (122). Propriyosepsiyon üzerine yapılan başka bir çalışmada, implant üzerine yapılan protezler ile doğal dişlerin dokusal duyuları karşılaştırılmış ve implantlar belirgin olarak zayıf bulunmuştur (180). Literatürde bu durumu destekleyen çalışmalarda

implantın dokusal duyu eşiği doğal dişe oranla 3-6 kat daha yüksek gösterilmiştir (176, 177). Bu durum dental implantların daha yüksek kuvvetlere göreceli olarak daha sık maruz kaldığını gösterebilir.

Doğal dişlerin üzerine fonksiyonel hareketler sırasında gelen kuvvetler genellikle tek bir doğrultuda değildir. Dental implantlar da doğal dişler gibi aksiyel kuvvetlerden ziyade; vertikal ve lateral doğrultudaki kuvvetlerin bileşkesiyle oluşan oblik kuvvetlere maruz kalırlar. Çalışmamızda modeller üzerine uygulanan kuvvetler 30N, 80N, 100N ve 200N olarak belirlenmiş ve bu kuvvetler yapıların uzun akslarına paralel ve 45° açıyla uygulanmıştır. Yapılan tüm yüklemeler, diş kronunu taklit eden yarım küre yapısının en üst noktasından; DDM, EİM ve SİM'nin tam merkezinden geçecek şekilde uygulanmıştır. Yapılan bir sistematik literatür derlemesinde; dental implantlar üzerine aksiyel yönde uygulanan kuvvetlerin 50N-500N aralığında; oblik yönde uygulanan kuvvetlerin ise en düşük 50N ve en yüksek 249,9N olarak; 15° ile 75° arasında değişen açılarla uygulandığını bildirmiştir (181). Peters ve ark. (182) maksimum ısırma kuvvetini 112N ve ortalama çiğneme kuvvetini 12-22N arasında bildirmiştir (183). Literatürdeki çiğneme kuvveti aralığının oldukça geniş olduğu izlenmektedir ve 17N ile 450 N arasında değiştiğini bildirmiştir (119-121). Çalışmamızda kullanılan kuvvet aralıkları literatürdeki diğer çalışmalarda tutarlı ve fizyolojik sınırlar içerisindedir.

İmplant-kemik ara yüzündeki sürtünme katsayısı, komşu kemik dokunun elastik modülü, implant-kemik arasında tercih edilen bağlantı tipi ve implantın geometrik özellikleri biyomekanik üzerine yapılan SEA çalışmalarında kullanılan değişkenlerdendir (156).

Yük altındaki implantın etrafındaki kemik dokusunda izlenen stres değerinin implantın uzunluğu arttıkça azaldığı, ancak implant uzunluğunun 10mm'yi geçtiği durumlarda gerilimdeki azalmanın daha etkisiz seviyelerde olduğu gösterilmiştir (72). İmplant çapının artırılması ve boyunun uzatılması ile tüm kemik tiplerinde kortikal kemik seviyesinde izlenen stres değerlerinde azalma beklenebileceği bildirilmektedir

(116). 4 mm arası çapa sahip implantların başarı oranı %90,7 iken 4 ile 5 mm arası çapa sahip implantların başarı oranı %94,6 olarak bildirilmiştir (184).

Çalışmada kullanılan modellerin hepsinde kemik dokusunun mekanik özellikleri aynı tutulmuştur. Tüm yapılar tamamen bağlı (fully bonded) olarak kabul edilip sürtünme katsayısı “0” kabul edilmiştir. Çalışmada kullanılan DDM’de alınan kron ve kök uzunlukları “Wheeler’s Dental Anatomy, Physiology and Occlusion” kaynak alınarak belirlenmiştir. EİM ve SİM’de implant boyu ve çapı ikinci premolar bölgede kullanılan çoğu implant tasarımının üretim aralığında olan 4,8mm çap ve 10mm boyunda olacak şekilde belirlenmiştir. Çalışmamızda kullanılan tüm modellerin kemik seviyesi üzerinde kalan yapılarının uzunluğu sabit şekilde modellenmiştir.

Mikro-hareket, bir yapıyı meydana getiren parçaların göreceli olarak farklı deplasman değerleri göstermesi sonucu izlenen bir durumdur. PDL lifleri ve komşu kemik dokusunun elastik deformasyonu dişlerin kuvvet altında gösterdikleri mikro-hareketten sorumlu temel yapıdır. Günümüzde kullanılmakta olan dental implantlarda izlenen mikro-hareket ise implant-dayanak bağlantısı (185) ve implant-kemik bağlantısı (186) olmak üzere iki farklı seviyede izlenebilmektedir (156). İmplant mikro-hareketinin değerlendirilmesinde kullanılacak sensörlerin ağız içi bölgeye zor adaptasyonu, yeterli hassasiyette olamayışı ve osseoentegrasyon seviyesindeki değişiklikler sebebiyle SEA çalışmalarının bu alanda kullanışlı olduğu gözlenmektedir (156).

Fonksiyon altındaki doğal dişlerde izlenen mikro-hareket miktarı ortalama 25-100 mikron iken, bu değerlerin dental implantlarda 3-5 mikron arasında olduğu gösterilmiştir (5). Yapılan SEA çalışmalarında standart dental implantta izlenen mikro-hareket miktarı; aksiyel kuvvetlerin altında 0,9-3,1 mikron, oblik kuvvetlerin ise 5,2-14,3 mikron arasında değiştiği bildirilmiştir (187, 188). KİT oranı arttıkça izlenen hareketin de azaldığı vurgulanmıştır (187).

Hareket miktarının yanı sıra dişin hareketi de iki farklı paternde izlenmektedir. Dişe kuvvet uygulandığı anda izlenen hareket ilk olarak PDL’nin yapısından kaynaklanan, lineer olmayan ve kompleks hareket izlenir. Bunu takiben izlenen ikinci

hareket ise kemikteki elastik deformasyon sonucunda karşımıza çıktığı düşünülmektedir. Dental implantlarda PDL'nin biyomekanik özelliklerini karşılayan bir yapı olmadığı için sadece kemik deformasyonu sonucu meydana gelen hareket izlendiği bildirilmektedir (5). Diş lateral yönde kuvvet uygulandığı durumda, genellikle kökün 2/3'ü seviyesinde (189) rotasyon eksenini oluşturduğu ve dişte 56-108 mikron hareket izlendiği bildirilmiştir (190). Dental implantlarda ise aynı büyüklükteki lateral yüklerde daha az miktarda hareket izlenmektedir (5). Boldt ve ark. (120) tarafından yapılan 30N kuvvet altında maksiller anteriorda lokalize dental implant ve dişlerin kuvvet deplasman değerleri ve hareket paterni incelenmiştir. Çalışma sonuçlarında benzer kuvvetler altında doğal dişlerin hareket miktarının dental implantlardan yaklaşık 10 kat daha fazla olduğu izlenmiş ve doğal dişlere kuvvet uygulandığı anda izlenen patlayıcı deplasmanı artıran kuvvetle birlikte daha lineer bir hareketin takip ettiği bifazik hareket paterni bildirilmiştir.

Yaptığımız çalışmada, aksiyel yönde uygulanan tüm yüklemelerde (30,80,100,200 N) DDM ve EİM'nin mikro-hareket değerleri birbirine oldukça yakın çıkmış, buna karşılık SİM hareket sonuçları diğer iki modelden belirgin miktarda daha düşük olduğu gözlenmiştir. Aksiyel yönde uygulanan kuvvet arttıkça tüm modellerde izlenen mikro-hareket değerleri de artmıştır. SİM'de uygulanan kuvvet arttıkça izlenen mikro-hareket miktarında doğrusal bir artış izlenmiştir. DDM'de ise düşük yük değerlerinde ortaya çıkan yüksek hareket miktarının, yük değeri arttıkça hareket artış oranında bir azalma ile devam ettiği gözlenmiştir. Bu iki aşamalı mikro-hareket karakterinin, kuvvetin ilk olarak PDL tarafından soğurulması ve ardından olaya kemikte izlenen elastik deformasyonun dahil olmasıyla oluştuğu düşünülmektedir. EİM ile yapılan analizlerde elde edilen veriler DDM ile elde edilen verilerle benzer karakterdedir. İlk kuvvet uygulandığında PDL'yi taklit etmesi amacıyla kullanılan silikon elastomer yapıdan kaynaklı bir deplasman izlenmiştir. Yapıya etkiyen kuvvet arttıkça DDM'de izlendiği şekilde mikro-hareket artış oranında bir azalma gözlemlenmiştir.

Oblik kuvvetler ile yapılan değerlendirme sonuçları benzer şekilde tüm yükleme koşullarında (30,80,100,200 N) DDM ve EİM'nin birbirine yakın bir eğride oluştuğunu, buna karşılık SİM sonuçlarının belirgin miktarda daha az değerlerde

oluşturduğunu göstermiştir. Aksiyel kuvvetler altında olduğu gibi oblik kuvvetlerde de EİM ve DDM modelleri iki aşamalı ve benzer değerlerde mikro-hareket karakteri göstermiştir.

Doğal dişlerdeki PDL'nin ve EİM'de kullanılan silikon elastomer yapının, mikro-harekete olan etkisinin daha gerçekçi sonuçlar ile değerlendirileceği düşünülerek hiper elastik analiz kullanılmıştır. Çalışmamızda yapılan analiz sonuçlarına göre aksiyel ve oblik kuvvetler altında izlenen mikro-hareket değerleri literatürde bildirilen değerler ile tutarlılık göstermektedir (5, 48, 120, 191) .

Dental implantlar, üzerlerine uygulanan kuvvetleri çevre kemiğe ileterek bölgede gerilim/gerinim alanı oluşturarak dokuda çeşitli reaksiyonlara yol açar. Gerilim/gerinim değerleri bir noktada diğer tüm yapılarda olduğu gibi kemik dokusunda da hasar ve yıkıma sebep olabilir. İmplant biyomekaniği üzerine yapılan çalışmalar da bu alana yönelmiştir. Birçok çalışma (192-194) implantın çevresinde izlenen yüksek gerilim birikiminin peri-implant kemik dokunun kayıp sebepleri arasında olduğunu bildirmiştir (6).

İshigaki ve arkadaşlarının (54) bizim çalışmamıza benzer bir şekilde, doğal diş ve dental implantın biyomekanik özelliklerini değerlendirdiği çalışmada, doğal dişte furkasyon alanı hariç daha homojen bir stres dağılımı görüldüğünü, dental implant modelinde ise kuvvetin implantın koronal kısmında yoğunlaştığı bildirilmiştir. Araştırmacılar bu durumu dental implant çevresinde PDL yapısının bulunmamasına ve dental implant çapının doğal diştten daha küçük olmasında bağlamıştır.

Osteolojik çalışmalarda (195, 196) normal kemik doku üzerindeki mikro-hasarlanmaların mikro-kırıklarda ve kemiğin kırılabilirliğinde artmaya sebep olduğu bildirilmiştir. Bu mikro-hasarlanmanın kemikte izlenen yeniden şekillenme ile poröz kemik formasyonu ve kemik yapısının zayıflaması ile yeni bir mikro-hasarlanmaya dönüşmesi sonucu kısır bir döngüye girebileceği ileri sürülmüştür (197). İmplant yerleştirilmiş ve yüklenmiş çenelerde, kemik-implant ara yüzünde izlenen kemik yeniden şekillenmesi sırasında oluşan durumun, bu çalışmaların sonucunda normal

kemikte gerekleŖtiđi bildirilen bu Ŗekildeki bir kısır döngüye benzer Ŗekilde olduğu dŖnlebilir.

Yapılan hayvan alıŖmaları yüksek büyüklükteki aksiyel kuvvetlerin implantlarda, dŖk kuvvet uygulanan kontrol gruplarına oranla daha fazla krestal kemik kaybı ve osseoentegrasyon kaybına yola açtığını bu durumun “kemiğin iyileŖme potansiyelinin üzerindeki mikro-kırıklara” bağlı geliŖtiđi gsterilmiŖtir (172, 197-199) . Buna karŖılık diğer alıŖmalar normal limitlerde kuvvet uygulanan implantların çevresinde daha yüksek yoğunlukta kemik dokusu olduğu ve kemik-implant temasının daha yüksek olduğunu göstermektedir (200).

Prabhu ve Brunski (201), 2-3 ay fonksiyonda kalmasından sonra, mezial yüzeyinde rezorpsiyon görülmesi üzerine, durumu SEA ile deđerlendirmiŖlerdir. AraŖtırmacılar analiz sonucunda; stresin, rezorpsiyon izlenen bölgede yođunlaŖtıđını ve bu sonucun peri-implant bölgede izlenen stresin rezorpsiyonu tetiklediğini kanıtlamasa da destekler nitelikte olduğu bildirmiŖtir (197).

Yaptığımız alıŖmada, aksiyel ve oblik yönde uygulanan tüm yüklemelerde (30, 80, 100, 200 N) DDM ve EİM’de izlenen sıkıŖma stres değerleri (minimum principal stres) ve gerilme stres değerleri (maksimum principal stres) oldukça yakın izlenmekteyken, SİM’de izlenen değerler diğer iki modele göre oldukça yüksek bulunmuŖtur. Modellere uygulanan kuvvet arttığı tüm modellerde izlenen hem sıkıŖma stres (minimum principal stres) değerleri hem de gerilme stres değerleri (maksimum principal stres) artmıŖtır. Tüm modellerde oblik kuvvetler altında izlenen stres değerleri daha yüksektir. Literatürde insan kortikal kemiğinin dayanım sınırının gerilim bölgelerinde 72-76 MPa arasında, sıkıŖma bölgelerinde ise 140-170 MPa aralığında izlendiği bildirilmiŖtir (202). alıŖmada tüm yükleme koŖullarında ve tüm modellerde elde edilen değerler bu limitlerin altındadır. Yine de en yüksek maksimum ve minimum principal stres değerleri SİM’de izlenmiŖtir. DDM ile EİM kullanılarak yapılan analizlerde elde edilen veriler birbirlerine görece yakın bulunmuŖtur. alıŖmada SİM’de izlenen stres değerleri kortikal kemikte yođunlaŖmıŖtır ve bu durum birçok alıŖmayla uyumludur (135, 169, 175, 202, 203).

Günümüzde kullanılmakta olan dental implantlarda biyoinert yapısı ve mekanik özellikleri sebebiyle Ti-6Al-4V materyal olarak kullanılmaktadır ve EİM modelinde dış kabuk ve merkezde implant materyali olarak Ti-6Al-4V kullanılmıştır. EİM modelinde PDL analogu olarak planlanan elastik yapı içinde silikon elastomerler tercih edilmiştir. 1960'lerden itibaren silikon elastomerler medikal alanda kendini kanıtlamış ve sıkça kullanılan bir materyaldir. Silikon yapılar gösterdiği yüksek biyouyumluluk ve biyodurabilite özelliği, düşük yüzey gerilimi göstermesi, hidrofobik özelliği, termal ve kimyasal stabilitesi gibi medikal alanda kullanımı için gerekli niteliklere sahiptir (204). Günümüzde silikon elastomerler; katater, şant, diren, implantlar gibi birçok yapıda kullanılmaktadır. Metilklorosilanlar, hidrofobik yapısından dolayı 1946 yılında pıhtılaşmanın inhibisyonu amacıyla tüplerin iç yüzeyine uygulanmıştır aynı süreçte Dr. Lahey safra kanalı tamiri için silikon elastomer tüp implante etmiştir ve bu bildirilen ilk silikon implanttır (205). 1948'de Dr. NeNicola silikondan üretilen 9.5 cm uzunluğunda üretra yerleştirmiş, 14 aylık takip sırasında hasta genitouriner fonksiyonları problemsiz bir şekilde yerine getirmiş ve bu sırada herhangi bir yabancı cisim enfeksiyonu izlenmemiştir (206).

Silikon materyallerin medikal alanda kullanım alanları artarak devam etmektedir. Göz için üretilen silikon elastomer bantlar, silikon vitröz sıvı replasmanları, elastomer intraokular lensler, yumuşak kontakt lensler; kulak için üretilen otolojik ventilasyon tüpleri, elektronik kohlear implant izolasyonu, trakea ve özefagus arasında yerleştirilen ses implantları; toraksta kalp pili, gastrik band silikon elastomerlerin kullanım alanlarındandır(204). Silikonlar ortopedik alanda en sık el ve ayak eklem implantları olarak kullanılmaktadır. Dr. Alfred Swanson'un 1968 yılında geliştirdiği el eklem implantından itibaren günümüze halen küçük eklem cerrahilerinde en yaygın materyal olan silikon şok kırıcı özellikleri sebebiyle tibial ve femoral implantlarda da kullanılmıştır (204, 207).

Çalışmada EİM'de PDL'nin elastisitesini taklit etmesi amacıyla, yukarıda sayılan özellikleri nedeniyle silikon elastomer tercih edilmiştir. Silikon elastomerlerin biyomekanik olarak hiper elastik özellik sergilemesi sebebiyle (112, 208) çalışmamızda EİM ile yapılan analizlerde hiper elastik analiz yöntemi kullanılmıştır.

Silikon-elastomerlerin biyomekanik özellikleri yapılarına eklenen doldurucu maddeler ile değiştirilebilmektedir (208, 209). EİM tasarımında kullanılan silikon elastomer yapının mekanik karakteri için ilk aşamada herhangi bir deneysel analiz yapılmamış, Meunier ve ark. (112) tarafından yapılan, doldurucu içermeyen silikonun mekanik özellikleri ile ilgili bir çalışmadan elde edilen kat sayılar kullanılmıştır.

Literatürde dental implantların biyomekanik özelliklerinin geliştirilmesi amacıyla önerilen çeşitli tasarımlar mevcuttur. Bunlar genel olarak; implant gövdesi ve üst yapı komponentlerin olmak üzere iki farklı seviyede karşımıza çıkmaktadır (123, 124, 126, 127, 210-215). Üst yapı üzerinde izlenen tasarımlarda IMZ implant sistemi öne çıkmaktadır. IMZ implant sisteminde polioksimetinden üretilen iki farklı dayanak üretilmiştir. Yapılan çalışmalarda IMZ implantlarının başarı oranı %93'un üzerinde gösterilmiş olmasına rağmen dayanak kaynaklı komplikasyonlar sebebiyle popülerliğini kaybetmiştir (210-212). Bunun yanında üst yapı üzerinde elastik ve şok emici komponentleri olan başka tasarımlar da öne sürülmüştür (124-126, 215). Ancak bu yapılar da rutin klinik uygulamaya geçememişlerdir. Üst yapı üzerinde yapılan en güncel tasarımlardan biri Pektaş ve ark. (127) aittir. Dayanak seviyesindeki bu tasarımın yalnızca aksiyel yöndeki kuvvet altında diş benzer biyomekanik özellik sergilediği bildirilmiştir.

İmplant gövdesi üzerinde izlenen tasarımlarda (123, 214) genel olarak implant içerisinde esnek bir bölge yaratılmaya çalışılmıştır. Ancak tasarımlardaki bu yapı ve madde tam olarak belirtilememiş, implantlar tasarımsal boyutta kalmıştır.

Gerek dayanak gerekse gövde seviyesinde tasarlanan bu esneme yeteneği olan dental implantların, rijit implantlara olan biyomekanik üstünlükleri ile çeşitli kazanımlar elde edilebilir. Dental implantlara diş benzeri biyomekanik özellikler kazandırılmasıyla kuvvet altında peri-implant kemik dokusuna iletilen kuvvetin daha homojen ve düşük limitlerde tutulması hedeflenmektedir. Bunun yanında dişte izlenen mikro-hareketin bir kısmının implant yapısı içerisinde sağlanması, kısa dönemde kemik-implant ara yüzünde ve uzun dönemde kemik üzerinde izlenen hareket miktarının azaltılması öngörülmektedir.

Dental implantlar peri-implant kemik dokusunda stres birikimine neden olmaktadır ve alvoler kemiklerin fizyolojik tolerans limitleri tam olarak bilinmemektedir. Dental implantların doğal dişlere oranla daha yüksek stres birikimine sebep olması sebebiyle bölgede yıkım süreçlerini indüklediği düşünülmektedir. (36, 55). Rijit dental implantlar doğal dişlerle okluzyonda iken biyomekanik olarak dişin şok absorpsiyon özelliğinden de faydalanabilirler (89). Karşılıklı iki arkın dental implantlar yardımıyla rehabilitasyonunda, dental implant biyomekaniği sebebiyle karşılaşılan komplikasyonların da önüne geçileceği düşünülebilir.

Dental implantlar kemik dokusuna yerleştirildikten sonra, protetik yapı için iki farklı protokol önerilmiştir. İki aşamalı teknikte osseoentegrasyon sağlandıktan sonra protetik yükleme yapılmaktadır (216). Tek aşamalı teknik ise immediate yükleme olarak tanımlanmaktadır ve implantın dokuya yerleştirildikten sonra 48 saat içinde fonksiyonel okluzal yüklenmesi olarak tarif edilmiştir (216, 217).

Immediate yükleme; azalmış travma ve tedavi süresi, anksiyetede azalma, hastalar tarafından yüksek kabul oranı ve artmış estetik ve fonksiyon sebebiyle günümüzde sıkça tercih edilmektedir (216). Diğer yandan immediate yükleme prosedüründe; okluzal kuvvetler, kemik yapısı ve miktarı, implant yapısı, primer stabilizasyon gibi değişkenlere bağlı olarak implantın kaybı izlenebilir (218). Tüm bu faktörler arasında primer stabilizasyon en önemli olanıdır. İmplant ve kemik arasında izlenen istenmeyen hareketler, implant-kemik ara yüzünde fibröz doku oluşmasına ve osseoentegrasyonun kaybına sebep olabilir (216). Immediate yükleme protokolüne göre kemik-implant arasındaki hareket 50-150 mikron arasında olmalıdır ve bu değerlerin üzerine çıktığında osseoentegrasyon sürecinde başarısızlık izlenebilir (218).

Tek diş içeren restorasyonların yanı sıra diş-implant destekli sabit restorasyonlarda stres dağılımının homojen ve fizyolojik limitler içerisinde olması için implantın mobilitesinin diş benzer olması beklenmektedir. Ancak dişte izlenen hareket bifaziktir ve izlenen ilk hareket PDL yapısından kaynaklanmaktadır. İkinci

aşamada lineer bir hareket olan kemiğin elastik deformasyonu izlenir. İmplant ise mekanik olarak sadece ikinci hareketi taklit edebilmektedir (5).

Uzun dönemli birçok çalışma sadece implantlar tarafından desteklenen sabit köprü restorasyonlarının tercih edilmesi gerektiğini vurgulamaktadır (219). Anatomik limitasyonlar ve ekonomik sebepler gibi çeşitli etkenler ile diş-implant destekli sabit restorasyonların kullanım ihtiyacı ortaya çıkabilir (220). Bu durumda protezi destekleyen yapıların farklı esnekliği sebebiyle, yük dağılımı eşit olmamaktadır. Yükün büyük kısmı rijiditesi yüksek olan kısımda yoğunlaşmaktadır. Bu nedenle implant çevresinde aşırı stres birikiminin önüne geçilmesi amacıyla sisteme rijit olmayan yapıların ilavesi önerilmektedir (7). Yapılan çalışmalar diş-implant destekli rijit olarak bağlanmış restorasyonlarda, periodontal ligamentin deformasyonu ile izlenen hareket sonucu, köprünün kantilever benzeri bir mekanik davranış sergilediği ve implant etrafında izlenen stres yoğunluğunun diştten daha yüksek olduğunu bildirmektedir (221).

Çalışmamızda gözlemlediğimiz limitasyonlar önceki SEA çalışmaları ile benzerlik göstermektedir. Kullanılan anatomik modellemeler gerçek anatomik yapılarla göre daha basitleştirilmiş modellerdir. Kemik segmentinde 2mm kalınlığındaki kortikal kemik dokusunun çevrelediği yoğun kansellöz kemik dokusu modellenmiştir (17). Ancak kemik morfolojisi bireyden bireye farklılık göstermektedir ve kemiğin biyomekanik özellikleri de bu sebeple değişkenlik gösterebilir. Çalışmada KİT %100 olarak kabul edilmiştir. Ancak hiçbir durumda kemik implant teması %100 olamamaktadır (82, 222). DDM’de kullanılan PDL yapısı ve mekanik özellikleri homojen kabul edilirken, doğal dişlerde bu yapının kalınlığı, liflerin yoğunluğu, kan dolaşımı gibi değişkenlerden kaynaklı olarak homojen dağılım izlenmez ve mekanik özellikleri bölgeden bölgeye değişkenlik göstermektedir. Çalışmada ilk olarak PDL’nin mekanik özellikleri lineer-elastik olarak düşünülmüş ancak elde edilen verilerin gerçekçiliği sebebiyle analiz hiper elastik olarak tekrarlanmıştır. Yine de PDL’nin yukarıda belirtilen özellikleri göz önünde bulundurulduğunda da analiz sonuçlarının çeşitli standardizasyon ve basitleştirmeler sonucunda elde edildiği göz ardı edilmemelidir.

Çalışmada değerlendirilen ve yeni tasarımı yapılan dental implantın yapısında esnek materyal olarak silikon elastomer tercih edilmiştir. Silikon elastomer yapılar günümüzde birçok medikal uygulamada kullanılmaktadır ancak dental implantların bir yapısal elemanı olarak kullanımını literatürde izlenememiştir. Tasarımda kullanılan esnek implant modelinde kullanılan silikon elastomerin direk doku teması olmamasına rağmen ağız içi ortamdaki sıcaklık değişiklikleri, bakteriyel kontaminasyon ihtimali, tükürük ve dişeti oluşu sıvısı etkileri, yorulma (fatigue) direnci gibi faktörler modellerde yansıtılamamıştır.

Çalışmada kullanılan kuvvetler fonksiyonel limitler dahilinde olsa da bu yapılara etkiyen kuvvet ve vektörleri oldukça değişkendir. Çalışmada kullanılan kuvvetler dahilinde EİM biyomekanik olarak SİM'den farklı davranış gösterirken, DDM ve EİM'nin biyomekanik davranışları birebir aynı olmamakla birlikte oldukça yakın izlenmiştir. Dental anatomideki ve morfolojideki farklılıklar düşünüldüğünde, doğal dişlerde de fonksiyon sırasında izlenen mikro-hareket ve çevre dokularda stres birikimi bire bir aynı olmayacaktır. Ayrıca fizyolojik diş hareketinin miktarı, bireyden bireye değişebildiği gibi günden güne hatta saatten saate değiştiği bildirilmektedir (45). Bu sebeple çalışmada DDM ve EİM modellerinden elde edilen verilerdeki küçük farklılıklar göz ardı edilebilir. İleride yapılacak olan deneysel çalışmalarda gerek görülürse, bu çalışmada EİM yapısında kullanılmış olan ve doldurucu içermeyen elastomer yapısına eklenecek doldurucularla modelin optimizasyonu da mümkün olabilir.

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Mikro-hareket özellikli dental implant tasarımının biyomekanik olarak değerlendirilmesi amacıyla yaptığımız SEA çalışması sonuçlarına göre;

1. EİM tüm koşullar altında DDM'ye oldukça yakın biyomekanik davranış sergilemiştir.

2. EİM ve DDM'de artan kuvvete cevap olarak izlenen mikro-hareket benzer bir şekilde artarken, SİM'nin mikro-hareket şekli daha doğrusaldır ve miktar olarak EİM ve DDM'den oldukça azdır.

3. Tüm modellerde izlenen mikro-hareket miktarı oblik kuvvetlerde artmaktadır. Oblik kuvvetler altında da EİM ve DDM benzer hareket değerleri ve şekli sergilemiştir. SİM ve diğer modeller oblik kuvvetler altında değerlendirildiğinde, SİM'in mikro-hareket miktarı diğer modellerden belirgin bir şekilde daha küçüktür.

4. EİM tüm koşullarda DDM'ye oldukça yakın gerilme ve sıkışma stres değeri gösterirken, SİM diğer iki modelden oldukça farklı biyomekanik özellikler sergilemiştir.

5. Gerilme stres değeri (Maksimum principal stres) ve sıkışma stres değerleri (minimum principal stres) SİM'de diğer modellere göre oldukça yüksek izlenmiştir. Modeller arasındaki fark özellikle oblik kuvvetlerde daha belirgin olarak izlenmektedir.

6. PDL gibi sıkıştırılmaz yapıların SEA ile değerlendirilmesinde hiper elastik model analizi daha doğru sonuç verecektir. Bu çalışmada elde edilen veriler literatürde mevcut çalışmalarla tutarlılık göstermektedir.

7. EİM'nin SİM'den daha çok DDM'ne yakın sonuçlar göstermesi, bu tip bir tasarımın immediate implant yerleştirme, implant – doğal diş bağlantısı oluşturma gibi durumlarda, standart implantlara göre biyomekanik açıdan daha uygun bir alternatif oluşturduğu düşünülebilir.

8. İleride yapılacak deneysel çalışmalar ile bu çalışmada analizi yapılan tasarımın geliştirilmesi ve optimizasyonu sonucunda dental implant tedavisi sırasında karşılaşılan krestal kemik rezorpsiyonları, vida kırıkları gibi biyomekanik komplikasyonların önüne geçilmesi söz konusu olabilir.



7. KAYNAKÇA

1. The Glossary of Prosthodontic Terms: Ninth Edition. *J Prosthet Dent.* 2017;117(5S):e1-e105.
2. Rosa LB, Bataglioni C, Siéssere S, Palinkas M, Mestriner Jr W, de Freitas O, et al. Bite force and masticatory efficiency in individuals with different oral rehabilitations. *Open Journal of Stomatology.* 2012;2(01):21.
3. Abraham CM. A brief historical perspective on dental implants, their surface coatings and treatments. *Open Dent J.* 2014;8:50-5.
4. Newman MG, Takei H, Klokkevold PR, Carranza FA. *Carranza's clinical periodontology: Elsevier health sciences;* 2011.
5. Kim Y, Oh TJ, Misch CE, Wang HL. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clin Oral Implants Res.* 2005;16(1):26-35.
6. Brunski J. Biomechanical considerations in dental implant design. *The International journal of oral implantology: implantologist.* 1988;5(1):31.
7. Weinberg LA, Kruger B. Biomechanical considerations when combining tooth-supported and implant-supported prostheses. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology.* 1994;78(1):22-7.
8. Muhlemann HR. Tooth mobility: a review of clinical aspects and research findings. *J Periodontol.* 1967;38(6):Suppl:686-713.
9. Karring T, Nyman S, Gottlow J, Laurell L. Development of the biological concept of guided tissue regeneration--animal and human studies. *Periodontol* 2000. 1993;1(1):26-35.
10. Seo BM, Miura M, Gronthos S, Bartold PM, Batouli S, Brahimi J, et al. Investigation of multipotent postnatal stem cells from human periodontal ligament. *Lancet.* 2004;364(9429):149-55.
11. Ciancio SC, Neiders ME, Hazen SP. The principal fibers of the periodontal ligament. *Periodontics.* 1967;5(2):76-81.
12. Gillespie BR, Chasens AI, Brownstein CN, Alfano MC. The relationship between the mobility of human teeth and their supracrestal fiber support. *J Periodontol.* 1979;50(3):120-4.
13. Groeneveld MC, Van den Bos T, Everts V, Beertsen W. Cell-bound and extracellular matrix-associated alkaline phosphatase activity in rat periodontal ligament. *Experimental Oral Biology Group. J Periodontal Res.* 1996;31(1):73-9.
14. Management of Dental Patients Taking Anticoagulants or Antiplatelet Drugs *Dental Clinical Guidance.* In: Programme SDCE, editor. 2015.
15. Zhang X, Schuppan D, Becker J, Reichart P, Gelderblom HR. Distribution of undulin, tenascin, and fibronectin in the human periodontal ligament and cementum: comparative immunoelectron microscopy with ultra-thin cryosections. *J Histochem Cytochem.* 1993;41(2):245-51.

16. Bodic F, Hamel L, Lerouxel E, Basle MF, Chappard D. Bone loss and teeth. *Joint Bone Spine*. 2005;72(3):215-21.
17. Branemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T, Rosen HM. *Tissue-Integrated Prostheses. Osseointegration in Clinical Dentistry*. LWW; 1986.
18. Misch CE, Dietsh-Misch F, Hoar J, Beck G, Hazen R, Misch CM. A bone quality-based implant system: first year of prosthetic loading. *Journal of Oral Implantology*. 1999;25(3):185-97.
19. Misch CE, Judy KW. Classification of partially edentulous arches for implant dentistry. *Int J Oral Implantol*. 1987;4(2):7-13.
20. Berretin-Felix G, Nary Filho H, Padovani CR, Trindade Junior AS, Machado WM. Electromyographic evaluation of mastication and swallowing in elderly individuals with mandibular fixed implant-supported prostheses. *J Appl Oral Sci*. 2008;16(2):116-21.
21. Misch CE. *Contemporary Implant Dentistry-E-Book*: Elsevier Health Sciences; 2007.
22. Ring ME. *Dentistry: An Illustrated History*: Abrams; 1985.
23. Linkow LI, Dorfman JD. Implantology in dentistry. A brief historical perspective. *N Y State Dent J*. 1991;57(6):31-5.
24. Burch RH. Dr. Pinkney Adams--a dentist before his time. *Ark Dent*. 1997;68(3):14-5.
25. Goldberg NI, Gershkoff A. The implant lower denture. *Dent Dig*. 1949;55(11):490-4.
26. Branemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent*. 1983;50(3):399-410.
27. Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl*. 1977;16:1-132.
28. Laney WR. In recognition of an implant pioneer: Professor Dr. Andre Schroeder. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1993;8(2):135-6.
29. Babbush CA, Kirsch A, Mentag PJ, Hill B. Intramobile cylinder (IMZ) two-stage osteointegrated implant system with the intramobile element (IME): part I. Its rationale and procedure for use. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1987;2(4):203-16.
30. Kirsch A, Ackermann KL. The IMZ osteointegrated implant system. *Dent Clin North Am*. 1989;33(4):733-91.
31. Patrick D, Zosky J, Lubar R, Buchs A. Longitudinal clinical efficacy of Core-Vent dental implants: a five-year report. *J Oral Implantol*. 1989;15(2):95-103.
32. Krekeler G, Schilli W, Sutter F. [ITI-Implant type H: technical development, animal experiments and clinical results]. *Quintessenz*. 1984;35(12):2253-63.
33. Schulte W, Kleineikenscheidt H, Lindner K, Schareyka R. [The Tübingen immediate implant in clinical studies]. *Dtsch Zahnärztl Z*. 1978;33(5):348-59.

34. McKinney RV. Endosteal dental implants: Mosby Year Book; 1991.
35. Helkimo E, Carlsson GE, Helkimo M. Bite force and state of dentition. *Acta Odontol Scand.* 1977;35(6):297-303.
36. Bidez MW, Misch CE. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. *J Oral Implantol.* 1992;18(3):264-74.
37. Bates JF, Stafford GD, Harrison A. Masticatory function--a review of the literature. 1. The form of the masticatory cycle. *J Oral Rehabil.* 1975;2(3):281-301.
38. Raadsheer MC, van Eijden TM, van Ginkel FC, Prah-Andersen B. Contribution of jaw muscle size and craniofacial morphology to human bite force magnitude. *J Dent Res.* 1999;78(1):31-42.
39. Kiliaridis S, Kjellberg H, Wenneberg B, Engström C. The relationship between maximal bite force, bite force endurance, and facial morphology during growth: A cross-sectional study. *Acta Odontologica Scandinavica.* 1993;51(5):323-31.
40. Gibbs CH, Mahan PE, Mauderli A, Lundeen HC, Walsh EK. Limits of human bite strength. *J Prosthet Dent.* 1986;56(2):226-9.
41. Caputo A, Wylie R. Force generation and reaction within the periodontium. UCLA School of Dentistry. 2007.
42. Haraldson T, Carlsson GE, Ingervall B. Functional state, bite force and postural muscle activity in patients with osseointegrated oral implant bridges. *Acta Odontologica Scandinavica.* 1979;37(4):195-206.
43. Misch CE. *Dental Implant Prosthetics-E-Book*: Elsevier Health Sciences; 2014.
44. Misch CE. Contemporary Implant Dentistry. *Implant Dentistry.* 1999;8(1):90.
45. O'Leary TJ, Rudd KD, Nabers CL. Factors affecting horizontal tooth mobility. *Periodontics.* 1966;4(6):308-15.
46. MORITA Y, UCHINO M, TODO M, MATSUSHITA Y, ARAKAWA K, KOYANO K. Relationship Between The Load-Displacement Curve And Deformation Distribution In Porcine Mandibular Periodontium. *Journal of Biomechanical Science and Engineering.* 2009;4(3):336-44.
47. Noda K, Nakamura Y, Oikawa T, Hirashita A. Tooth movement limited to periodontal ligament width using interrupted orthodontic force. *Orthodontic Waves.* 2006;65(2):73-80.
48. Chen Y-Y, Kuan C-L, Wang Y-B. Implant occlusion: biomechanical considerations for implant-supported prostheses. *J Dent Sci.* 2008;3(2):65-74.
49. Fill TS, Carey JP, Toogood RW, Major PW. Experimentally determined mechanical properties of, and models for, the periodontal ligament: critical review of current literature. *Journal of dental biomechanics.* 2011;2011.
50. Rees J, Jacobsen P. Elastic modulus of the periodontal ligament. *Biomaterials.* 1997;18(14):995-9.

51. Chang C-H, Lei Y-N, Ho Y-H, Sung Y-H, Lin T-S. Predicting the holistic force-displacement relation of the periodontal ligament: in-vitro experiments and finite element analysis. *Biomedical engineering online*. 2014;13(1):107.
52. Chavez H, Ortman LF, DeFranco RL, Medige J. Assessment of oral implant mobility. *J Prosthet Dent*. 1993;70(5):421-6.
53. Misch CE. Early bone loss etiology and its effect on treatment planning. *Dent Today*. 1996;15(6):44-51.
54. Ishigaki S, Nakano T, Yamada S, Nakamura T, Takashima F. Biomechanical stress in bone surrounding an implant under simulated chewing. *Clin Oral Implants Res*. 2003;14(1):97-102.
55. Şahin S, Çehreli MC, Yalçın E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses—a review. *Journal of dentistry*. 2002;30(7):271-82.
56. Geng J-P, Tan KB, Liu G-R. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2001;85(6):585-98.
57. Bidez M, Misch C. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. *The Journal of oral implantology*. 1992;18(3):264-74.
58. Frost HM. A 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians. *The Angle Orthodontist*. 2004;74(1):3-15.
59. Roberts W. Fundamental principles of bone physiology, metabolism and loading. *Osseointegration in oral rehabilitation An introductory textbook* London: Quintessence. 1993:163-4.
60. Pilliar R, Deporter D, Watson P, Valiquette N. Dental implant design—effect on bone remodeling. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*. 1991;25(4):467-83.
61. Frost H. Skeletal structural adaptations to mechanical usage (SATMU): 1. Redefining Wolff's law: the bone modeling problem. *The Anatomical Record*. 1990;226(4):403-13.
62. Huiskes R, Weinans H, Van Rietbergen B. The relationship between stress shielding and bone resorption around total hip stems and the effects of flexible materials. *Clinical orthopaedics and related research*. 1992:124-34.
63. Sykaras N, Iacopino AM, Marker VA, Triplett RG, Woody RD. Implant materials, designs, and surface topographies: their effect on osseointegration. A literature review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15(5):675-90.
64. Kobayashi E, Matsumoto S, Doi H, Yoneyama T, Hamanaka H. Mechanical properties of the binary titanium-zirconium alloys and their potential for biomedical materials. *J Biomed Mater Res*. 1995;29(8):943-50.
65. Niinomi M. Recent research and development in titanium alloys for biomedical applications and healthcare goods. *Science and technology of advanced Materials*. 2003;4(5):445.

66. Niinomi M. Mechanical properties of biomedical titanium alloys. *Materials Science and Engineering: A*. 1998;243(1):231-6.
67. Wataha JC. Materials for endosseous dental implants. *J Oral Rehabil*. 1996;23(2):79-90.
68. Lemons JE. Dental implant biomaterials. *The Journal of the American Dental Association*. 1990;121(6):716-9.
69. Biesbrock AR, Edgerton M. Evaluation of the clinical predictability of hydroxyapatite-coated endosseous dental implants: a review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1995;10(6):712-20.
70. Meijer GJ, Heethaar J, Cune MS, De Putter C, Van Blitterswijk CA. Flexible (Polyactive) versus rigid (hydroxyapatite) dental implants. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 1997;26(2):135-40.
71. Chapman RJ, Kirsch A. Variations in occlusal forces with a resilient internal implant shock absorber. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1990;5(4):369-74.
72. Chun HJ, Cheong SY, Han JH, Heo SJ, Chung JP, Rhyu IC, et al. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *Journal of oral rehabilitation*. 2002;29(6):565-74.
73. Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15:76-94.
74. Tada S, Stegaroiu R, Kitamura E, Miyakawa O, Kusakari H. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2003;18(3).
75. Lee J-H, Frias V, Lee K-W, Wright RF. Effect of implant size and shape on implant success rates: a literature review. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2005;94(4):377-81.
76. Nelson SJ. *Wheeler's Dental Anatomy, Physiology and Occlusion-E-Book*: Elsevier Health Sciences; 2014.
77. Steigenga JT, Al-Shammari KF, Nociti FH, Misch CE, Wang H-L. Dental implant design and its relationship to long-term implant success. *Implant dentistry*. 2003;12(4):306-17.
78. Strong J, Misch C, Bidez M, Nalluri P. Functional surface area: thread-form parameter optimization for implant body design. *Compend Contin Educ Dent*. 1998;19(3):4-9.
79. Kong L, Zhao Y, Hu K, Li D, Zhou H, Wu Z, et al. Selection of the implant thread pitch for optimal biomechanical properties: A three-dimensional finite element analysis. *Advances in Engineering Software*. 2009;40(7):474-8.
80. Jung UW, Hwang JW, Choi DY, Hu KS, Kwon MK, Choi SH, et al. Surface characteristics of a novel hydroxyapatite-coated dental implant. *J Periodontal Implant Sci*. 2012;42(2):59-63.

81. Alla RK, Ginjupalli K, Upadhya N, Shammam M, Ravi RK, Sekhar R. Surface roughness of implants: a review. *Trends in Biomaterials and Artificial Organs*. 2011;25(3):112-8.
82. Jemat A, Ghazali MJ, Razali M, Otsuka Y. Surface modifications and their effects on titanium dental implants. *BioMed research international*. 2015;2015.
83. Misch CE. Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing, and progressive bone loading. *The International journal of oral implantology: implantologist*. 1990;6(2):23.
84. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark P-I. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *International journal of oral surgery*. 1981;10(6):387-416.
85. Bahat O. Osseointegrated implants in the maxillary tuberosity: report on 45 consecutive patients. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1992;7(4).
86. Sullivan DY, Sherwood RL, Collins TA, Krogh PH. The reverse-torque test: a clinical report. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1996;11(2).
87. 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.
88. Van Oosterwyck H, Duyck J, Vander Sloten J, Van der Perre G, De Coomans M, Lieven S, et al. The influence of bone mechanical properties and implant fixation upon bone loading around oral implants. *Clinical oral implants research*. 1998;9(6):407-18.
89. Hekimoglu C, Anil N, Cehreli MC. Analysis of strain around endosseous dental implants opposing natural teeth or implants. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2004;92(5):441-6.
90. Choi K, Joo W, Kwon I, Choi J, Moon H, Shin J, et al., editors. The effect of a shock-absorbable polymer membrane on the mechanical behavior of dental implants. *ANNUAL MEETING OF THE AMERICAN SOCIETY OF BIOMECHANICS (23: 1999: Pittsburgh) Anais Pittsburgh: University of Pittsburgh; 1999*.
91. Bumgardner JD, Wisner R, Gerard PD, Bergin P, Chestnutt B, Marini M, et al. Chitosan: potential use as a bioactive coating for orthopaedic and craniofacial/dental implants. *Journal of Biomaterials Science, Polymer Edition*. 2003;14(5):423-38.
92. Warriner K, Karring T, Gotfredsen K. Periodontal ligament formation around different types of dental titanium implants. I. The self-tapping screw type implant system. *Journal of periodontology*. 1993;64(1):29-34.
93. Jahangiri L, Hessamfar R, Ricci JL. Partial generation of periodontal ligament on endosseous dental implants in dogs. *Clinical oral implants research*. 2005;16(4):396-401.

94. Parlar A, Bosshardt DD, Ünsal B, Çetiner D, Haytaç C, Lang NP. New formation of periodontal tissues around titanium implants in a novel dentin chamber model. *Clinical oral implants research*. 2005;16(3):259-67.
95. Kirsch A, Ackermann K. The IMZ osteointegrated implant system. *Dental Clinics of North America*. 1989;33(4):733-91.
96. Smith DC. Dental implants: materials and design considerations. *International Journal of Prosthodontics*. 1993;6(2).
97. Craig RG, Welker D, Rothaut J, Krumbholz KG, Stefan KP, Dermann K, et al. *Dental materials: Wiley Online Library*; 2000.
98. Boschian Pest L, Guidotti S, Pietrabissa R, Gagliani M. Stress distribution in a post-restored tooth using the three-dimensional finite element method. *Journal of oral rehabilitation*. 2006;33(9):690-7.
99. Caputo AA, Standlee JP. *Biomechanics in clinical dentistry: Quintessence Publishing (IL)*; 1987.
100. Cowin SC. *Bone mechanics handbook: CRC press*; 2001.
101. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L. Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. AÜ Basımevi, Ankara. 1993:515.
102. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips' science of dental materials: Elsevier Health Sciences*; 2013.
103. Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y. Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. *Journal of dentistry*. 2008;36(7):463-71.
104. Ulm C, Kneissel M, Hahns M, Solar P, Matejka M, Donath K. Characteristics of the cancellous bone of edentulous mandibles. *Clinical oral implants research*. 1997;8(2):125-30.
105. ADIGÜZEL Ö. Sonlu elemanlar analizi: Derleme bölüm I: Dişhekimliğinde Kullanım Alanları, Temel Kavramlar ve Eleman Tanımları. *Dicle Dişhekimliği Dergisi*. 2010;11:18-23.
106. Assunção WG, Barão VAR, Tabata LF, Gomes EA, Delben JA, dos Santos PH. Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. *Journal of Craniofacial Surgery*. 2009;20(4):1173-7.
107. Geramy A, Morgano SM. Finite element analysis of three designs of an implant-supported molar crown. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2004;92(5):434-40.
108. Szabo BA, BabuÂška I. *Finite element analysis: John Wiley & Sons*; 1991.
109. Farah J, Craig RG, Sikarskie DL. Photoelastic and finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. *Journal of Biomechanics*. 1973;6(5):511IN9515-514520.
110. Rees J. An investigation into the importance of the periodontal ligament and alveolar bone as supporting structures in finite element studies. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2001;28(5):425-32.

111. Natali A, Pavan P, Carniel E, Dorow C. Viscoelastic response of the periodontal ligament: an experimental–numerical analysis. *Connective tissue research*. 2004;45(4-5):222-30.
112. Meunier L, Chagnon G, Favier D, Orgéas L, Vacher P. Mechanical experimental characterisation and numerical modelling of an unfilled silicone rubber. *Polymer Testing*. 2008;27(6):765-77.
113. 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. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2004;92(6):523-30.
114. Liao Z, Chen J, Li W, Darendeliler MA, Swain M, Li Q. Biomechanical investigation into the role of the periodontal ligament in optimising orthodontic force: A finite element case study. *Archives of oral biology*. 2016;66:98-107.
115. Akça K, İplikçioğlu H. Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2001;16(5).
116. Demenko V, Linetsky I, Nesvit V, Linetska L, Shevchenko A. FE study of bone quality effect on load-carrying ability of dental implants. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*. 2014;17(16):1751-61.
117. Henry D. *Materials and coatings for medical devices: cardiovascular*. ASM International, Ohio, USA. 2009:151-86.
118. Minch L. Material properties of periodontal ligaments. *Advances in Hygiene and Experimental Medicine*. 2013;67:1261-4.
119. Morneburg TR, Proschel PA. Measurement of masticatory forces and implant loads: a methodologic clinical study. *Int J Prosthodont*. 2002;15(1):20-7.
120. Boldt J, Knapp W, Proff P, Rottner K, Richter E-J. Measurement of tooth and implant mobility under physiological loading conditions. *Annals of Anatomy-Anatomischer Anzeiger*. 2012;194(2):185-9.
121. Kayumi S, Takayama Y, Yokoyama A, Ueda N. Effect of bite force in occlusal adjustment of dental implants on the distribution of occlusal pressure: comparison among three bite forces in occlusal adjustment. *International journal of implant dentistry*. 2015;1(1):14.
122. Trulsson M, Gunne HS. Food-holding and -biting behavior in human subjects lacking periodontal receptors. *J Dent Res*. 1998;77(4):574-82.
123. Anders I. Dental implant with shock absorbent cushioned interface. *Google Patents*; 1995.
124. Gaggl A, Schultes G. Biomechanical properties in titanium implants with integrated maintenance free shock absorbing elements. *Biomaterials*. 2001;22(22):3061-6.
125. Chen Y-Y, Chen W-P, Chang H-H, Huang S-H, Lin C-P. A novel dental implant abutment with micro-motion capability—Development and biomechanical evaluations. *Dental Materials*. 2014;30(2):131-7.

126. Achour T, Merdji A, Bouiadjra BB, Serier B, Djebbar N. Stress distribution in dental implant with elastomeric stress barrier. *Materials & Design*. 2011;32(1):282-90.
127. Pektaş Ö, Tönük E. Mechanical design, analysis, and laboratory testing of a dental implant with axial flexibility similar to natural tooth with periodontal ligament. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*. 2014;228(11):1117-25.
128. Weinstein AM, Klawitter JJ, Anand SC, Schuessler R. Stress analysis of porous rooted dental implants. *Journal of Dental Research*. 1976;55(5):772-7.
129. Atmaram G, Mohammed H, Schoen F. Stress Analysis of Single-Tooth Implants I. Effect of Elastic Parameters and Geometry of Implant. *Biomaterials, medical devices, and artificial organs*. 1979;7(1):99-104.
130. Borchers L, Reichart P. Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. *Journal of Dental Research*. 1983;62(2):155-9.
131. Cook S, Weinstein A, Klawitter J. Materials Science: A Three-dimensional Finite Element Analysis of a Porous Rooted Co-Cr-Mo Alloy Dental Implant. *Journal of Dental Research*. 1982;61(1):25-9.
132. Meroueh K, Watanabe F, Mentag P. Finite element analysis of partially edentulous mandible rehabilitated with an osteointegrated cylindrical implant. *The Journal of oral implantology*. 1987;13(2):215.
133. William K, Watson C, Murphy W, Scottt J, Gregory M, Sinobad D. Finite element analysis of fixed prostheses attached to osseointegrated implants. *Quintessence International*. 1990;21(7).
134. Akpınar I, Demirel F, Parnas L, Sahin S. A comparison of stress and strain distribution characteristics of two different rigid implant designs for distal-extension fixed prostheses. *Quintessence International*. 1996;27(1).
135. Weinberg LA, Kruger B. A comparison of implant/prosthesis loading with four clinical variables. *International Journal of Prosthodontics*. 1995;8(5).
136. Clelland NL, Gilat A, McGlumphy EA, Brantley WA. A photoelastic and strain gauge analysis of angled abutments for an implant system. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1993;8(5).
137. Mericske-stern R, Assal P, Buergin W. Simultaneous force measurements in 3 dimensions on oral endosseous implants in vitro and in vivo. A methodological study. *Clinical oral implants research*. 1996;7(4):378-86.
138. Cehreli MC, Akkocaoglu M, Comert A, Tekdemir I, Akca K. Bone strains around apically free versus grafted implants in the posterior maxilla of human cadavers. *Medical & biological engineering & computing*. 2007;45(4):395-402.
139. Theocaris PS, Gdoutos EE. *Matrix theory of photoelasticity*: Springer; 2013.
140. Corrêa CB, Ribeiro ALR, Reis JMdsN, Vaz LG. Photoelasticity in Dentistry: a literature review. *RSBO (Online)*. 2014;11(2):178-84.

141. Goiato MC, Tonella BP, do Prado Ribeiro P, Ferraço R, Pellizzer EP. Methods used for assessing stresses in buccomaxillary prostheses: photoelasticity, finite element technique, and extensometry. *Journal of Craniofacial Surgery*. 2009;20(2):561-4.
142. Sadowsky SJ, Caputo AA. Effect of anchorage systems and extension base contact on load transfer with mandibular implant-retained overdentures. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2000;84(3):327-34.
143. Assunção WG, Gomes ÉA, Barão VAR, de Sousa EAC. Stress analysis in simulation models with or without implant threads representation. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2009;24(6).
144. Bergkvist G, Simonsson K, Rydberg K, Johansson F, Dérand T. A finite element analysis of stress distribution in bone tissue surrounding uncoupled or splinted dental implants. *Clinical implant dentistry and related research*. 2008;10(1):40-6.
145. Assunção WG, Tabata L, Barao VAR, Rocha EP. Comparison of stress distribution between complete denture and implant-retained overdenture-2D FEA. *Journal of oral rehabilitation*. 2008;35(10):766-74.
146. Kong L, Hu K, Li D, Song Y, Yang J, Wu Z, et al. Evaluation of the cylinder implant thread height and width: a 3-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2008;23(1).
147. Quaresma SE, Cury PR, Sendyk WR, Sendyk C. A finite element analysis of two different dental implants: stress distribution in the prosthesis, abutment, implant, and supporting bone. *Journal of Oral Implantology*. 2008;34(1):1-6.
148. Cochran DL. The scientific basis for and clinical experiences with Straumann implants including the ITI® Dental Implant System: a consensus report. *Clinical oral implants research*. 2000;11(s1):33-58.
149. Kawarizadeh A, Bourauel C, Jäger A. Experimental and numerical determination of initial tooth mobility and material properties of the periodontal ligament in rat molar specimens. *The European Journal of Orthodontics*. 2003;25(6):569-78.
150. Poppe M, Bourauel C, Jäger A. Determination of the elasticity parameters of the human periodontal ligament and the location of the center of resistance of single-rooted teeth a study of autopsy specimens and their conversion into finite element models. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie*. 2002;63(5):358-70.
151. Ziegler A, Keilig L, Kawarizadeh A, Jäger A, Bourauel C. Numerical simulation of the biomechanical behaviour of multi-rooted teeth. *The European Journal of Orthodontics*. 2005;27(4):333-9.
152. Huang H, Tang W, Tan Q, Yan B. Development and parameter identification of a visco-hyperelastic model for the periodontal ligament. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2017;68:210-5.

153. More ST, Bindu R. Effect of Mesh Size on Finite Element Analysis of Plate Structure. *International Journal of Engineering Science and Innovative Technology*. 2015;4:181-5.
154. Sevimay M, Turhan F, Kilicarslan M, Eskitascioglu G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2005;93(3):227-34.
155. 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. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2008;100(6):422-31.
156. Winter W, Klein D, Karl M. Effect of model parameters on finite element analysis of micromotions in implant dentistry. *Journal of Oral Implantology*. 2013;39(1):23-9.
157. Maezawa N, Shiota M, Kasugai S, Wakabayashi N. Three-dimensional Stress Analysis of Tooth/Implant-Retained Long-Span Fixed Dentures. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2007;22(5).
158. Himmlova L, Dostálová Tj, Kácovský A, Konvičková S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2004;91(1):20-5.
159. Gerami A, Dadgar S, Rakhshan V, Jannati P, Sobouti F. Displacement and force distribution of splinted and tilted mandibular anterior teeth under occlusal loads: an in silico 3D finite element analysis. *Progress in orthodontics*. 2016;17(1):16.
160. Gröning F, Fagan M, O'higgins P. Modeling the human mandible under masticatory loads: which input variables are important? *The Anatomical Record*. 2012;295(5):853-63.
161. Teixeira E, Sato Y, Akagawa Y, Shindoi N. A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics. *Journal of oral rehabilitation*. 1998;25(4):299-303.
162. Jaffin RA, Berman CL. The excessive loss of Branemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis. *Journal of periodontology*. 1991;62(1):2-4.
163. van Steenberghe D, Lekholm U, Bolender C, Folmer T, Henry P, Herrmann I, et al. The Applicability of Osseointegrated Oral Implants in the Rehabilitation of Partial Edentulism: A Prospective Multicenter Study on 558 Fixtures. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1990;5(3).
164. Fugazzotto P, Gulbransen H, Wheeler S, Lindsay J. The use of IMZ osseointegrated implants in partially and completely edentulous patients: success and failure rates of 2,023 implant cylinders up to 60+ months in function. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 1993;8(6):617-21.
165. Engquist B, Bergendal T, Kallus T, Linden U. A retrospective multicenter evaluation of osseointegrated implants supporting overdentures. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1988;3(2).

166. Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimay M, Soykan E, Unsal E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: a three-dimensional finite element study. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2004;91(2):144-50.
167. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1983;49(6):843-8.
168. Rodríguez-Ciurana X, Vela-Nebot X, Segalà-Torres M, Rodado-Alonso C, Méndez-Blanco V, Mata-Bugueroles M. Biomechanical repercussions of bone resorption related to biologic width: a finite element analysis of three implant-abutment configurations. *The International journal of periodontics & restorative dentistry*. 2009;29(5):479.
169. Junior JFS, Pellizzer EP, Verri FR, de Carvalho PSP. Stress analysis in bone tissue around single implants with different diameters and veneering materials: a 3-D finite element study. *Materials Science and Engineering: C*. 2013;33(8):4700-14.
170. Verri FR, Junior JFS, de Faria Almeida DA, de Oliveira GBB, de Souza Batista VE, Honório HM, et al. Biomechanical influence of crown-to-implant ratio on stress distribution over internal hexagon short implant: 3-D finite element analysis with statistical test. *Journal of biomechanics*. 2015;48(1):138-45.
171. Chen J, Lu X, Paydar N, Akay H, Roberts W. Mechanical simulation of the human mandible with and without an endosseous implant. *Medical engineering & physics*. 1994;16(1):53-61.
172. Hoshaw SJ, Brunski JB, Cochran GV. Mechanical Loading of Brånemark Implants Affects Interfacial Bone Modeling and Remodeling. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1994;9(3).
173. Meijer H, Starmans F, Bosman F, Steen W. A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *Journal of oral rehabilitation*. 1993;20(2):147-57.
174. Stegaroiu R, Sato T, Kusakari I, Miyakawa O, editors. Stress distribution in bone related to implant-supported prosthesis design. *JOURNAL OF DENTAL RESEARCH*; 1996: AMER ASSOC DENTAL RESEARCH 1619 DUKE ST, ALEXANDRIA, VA 22314.
175. Romeed SA, Malik R, Dunne SM. Marginal bone loss influence on the biomechanics of single implant crowns. *Journal of Craniofacial Surgery*. 2013;24(4):1459-65.
176. Jacobs R, Van Steenberghe D. From osseoperception to implant-mediated sensory-motor interactions and related clinical implications. *J Oral Rehabil*. 2006;33(4):282-92.
177. Abarca M, Van Steenberghe D, Malevez C, Jacobs R. The neurophysiology of osseointegrated oral implants. A clinically underestimated aspect. *J Oral Rehabil*. 2006;33(3):161-9.

178. Enkling N, Heussner S, Nicolay C, Bayer S, Mericske-Stern R, Utz KH. Tactile sensibility of single-tooth implants and natural teeth under local anesthesia of the natural antagonistic teeth. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2012;14(2):273-80.
179. Akça K, Uysal S, Çehreli MC. Implant–tooth-supported fixed partial prostheses: correlations between in vivo occlusal bite forces and marginal bone reactions. *Clinical oral implants research*. 2006;17(3):331-6.
180. Kazemi M, Geramipanah F, Negahdari R, Rakhshan V. Active tactile sensibility of single-tooth implants versus natural dentition: a split-mouth double-blind randomized clinical trial. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2014;16(6):947-55.
181. Maminskas J, Puisys A, Kuoppala R, Raustia A, Juodzbaly G. The prosthetic influence and biomechanics on peri-implant strain: a systematic literature review of finite element studies. *Journal of oral & maxillofacial research*. 2016;7(3).
182. Peters A. Untersuchungen zur Kaubelastung natürlicher Seitenzähne 1992.
183. Richter E-J. In vivo horizontal bending moments on implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1998;13(2).
184. Winkler S, Morris HF, Ochi S. Implant survival to 36 months as related to length and diameter. *Annals of Periodontology*. 2000;5(1):22-31.
185. Meng JC, Everts JE, Qian F, Gratton DG. Influence of connection geometry on dynamic micromotion at the implant-abutment interface. *International Journal of Prosthodontics*. 2007;20(6).
186. Leucht P, Kim J-B, Wazen R, Currey JA, Nanci A, Brunski JB, et al. Effect of mechanical stimuli on skeletal regeneration around implants. *Bone*. 2007;40(4):919-30.
187. Marcián P, Borák L, Valášek J, Kaiser J, Florian Z, Wolff J. Finite element analysis of dental implant loading on atrophic and non-atrophic cancellous and cortical mandibular bone—a feasibility study. *Journal of biomechanics*. 2014;47(16):3830-6.
188. Akca K, Cehreli MC. Biomechanical consequences of progressive marginal bone loss around oral implants: a finite element stress analysis. *Medical and Biological Engineering and Computing*. 2006;44(7):527-35.
189. Halazonetis DJ. Computer experiments using a two-dimensional model of tooth support. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 1996;109(6):598-606.
190. Hillam D. Stresses in the periodontal ligament. *Journal of periodontal research*. 1973;8(1):51-6.
191. Schulte W. Implants and the periodontium. *Int Dent J*. 1995;45(1):16-26.
192. Quirynen M, Naert I, Van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and future success in the Brånemark® system. *Clinical oral implants research*. 1992;3(3):104-11.
193. van Steenberghe D, Tricio J, Van den Eynde E, Naert I, Quirynen M. Soft and hard tissue reactions towards implant design and surface characteristics and the influence of plaque and/or occlusal loads. 1993.

194. Rangert B, Krogh PH, Langer B, Van Roekel N. Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. *International journal of oral & maxillofacial implants*. 1995;10(3).
195. Martin B. Mathematical model for repair of fatigue damage and stress fracture in osteonal bone. *Journal of Orthopaedic Research*. 1995;13(3):309-16.
196. Burr DB, Forwood MR, Fyhrie DP, Martin RB, Schaffler MB, Turner CH. Bone microdamage and skeletal fragility in osteoporotic and stress fractures. *Journal of Bone and Mineral Research*. 1997;12(1):6-15.
197. Brunski JB, Puleo DA, Nanci A. Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: current status and future developments. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15(1):15-46.
198. Isidor F. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. *Clinical oral implants research*. 1996;7(2):143-52.
199. Isidor F. Histological evaluation of peri-implant bone at implants subjected to occlusal overload or plaque accumulation. *Clinical oral implants research*. 1997;8(1):1-9.
200. Gotfredsen K, Berglundh T, Lindhe J. Bone reactions adjacent to titanium implants subjected to static load. *Clinical Oral Implants Research*. 2001;12(1):1-8.
201. Prabhu A, Brunski J. An overload failure of a dental prosthesis: a 3D finite element nonlinear contact analysis. *ASME-PUBLICATIONS-BED*. 1997;36:141-2.
202. 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. *Journal of Prosthetic dentistry*. 1996;76(6):633-40.
203. Juodzbaly G, Kubilius R, Eidukynas V, Raustia AM. Stress distribution in bone: single-unit implant prostheses veneered with porcelain or a new composite material. *Implant dentistry*. 2005;14(2):166-75.
204. Ratner BD, Hoffman AS, Schoen FJ, Lemons JE. *Biomaterials science: an introduction to materials in medicine*: Elsevier; 2004.
205. Andriot M, Chao S, Colas A, Cray S, DeBuyl F, DeGroot J, et al. *Silicones in industrial applications*. *Inorganic polymers*: Nova Science Publishers Inc.; 2007. p. 61-161.
206. De Nicola RR. Permanent artificial (silicone) urethra. *The Journal of urology*. 1950;63(1):168-72.
207. Mazas FB. Guepar total knee prosthesis. *Clinical orthopaedics and related research*. 1973;94:211-21.
208. Noor S, Khairuddin MAF, Mahmud J. Biocomposite silicone: synthesis, mechanical testing and analysis. *New Dev Mech Mech Eng*. 2012;1(1):113-7.
209. Song P, Peng Z-J, Yue Y-L, Zhang H, Zhang Z, Fan Y-C. Mechanical properties of silicone composites reinforced with micron-and nano-sized magnetic particles. *Express Polymer Letters*. 2013;7(6).

210. Meijer HJ, Raghoobar GM, Van't Hof MA, Visser A. A controlled clinical trial of implant-retained mandibular overdentures: 10 years' results of clinical aspects and aftercare of IMZ implants and Brånemark implants. *Clinical oral implants research*. 2004;15(4):421-7.
211. Meijer HJ, Geertman ME, Raghoobar GM, Kwakman JM. Implant-retained mandibular overdentures: 6-year results of a multicenter clinical trial on 3 different implant systems. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2001;59(11):1260-8.
212. Staubli PE. *Attachments & Implants Reference Manual: Attachments International*; 2001.
213. Behr M, Lang R, Leibrock A, Rosentritt M, Handel G. Complication rate with prosthodontic reconstructions on ITI and IMZ dental implants. *Clinical Oral Implants Research*. 1998;9(1):51-8.
214. Genna* F, Paganelli C, Salgarello S, Sapelli P. Mechanical response of bone under short-term loading of a dental implant with an internal layer simulating the nonlinear behaviour of the periodontal ligament. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*. 2003;6(5-6):305-18.
215. Mehdi G, Belarbi A, Mansouri B, Azari Z. Numerical study of effect of elastomeric stress absorbers on stress reduction in bone-dental implant interface. *Journal of Applied Oral Science*. 2015;23(1):87-93.
216. Rosenlicht JL, Ward JA, Krauser JT. *Immediate loading of dental implants. Dental implants: the art and science 2nd ed Philadelphia: Saunders*. 2010:340-54.
217. Wang H-L, Ormianer Z, Palti A, Perel ML, Trisi P, Sammartino G. Consensus conference on immediate loading: the single tooth and partial edentulous areas. *Implant dentistry*. 2006;15(4):324-33.
218. Flanagan D, Ilies H, Lasko B, Stack J. Force and movement of non-osseointegrated implants: an in vitro study. *Journal of Oral Implantology*. 2009;35(6):270-6.
219. Becker CM, Kaiser DA, Jones JD. Guidelines for splinting implants. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2000;84(2):210-4.
220. Ochiai KT, Ozawa S, Caputo AA, Nishimura RD. Photoelastic stress analysis of implant-tooth connected prostheses with segmented and nonsegmented abutments. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2003;89(5):495-502.
221. Menicucci G, Mossolov A, Mozzati M, Lorenzetti M, Preti G. Tooth–implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. *Clinical oral implants research*. 2002;13(3):334-41.
222. Cruz R, Lemos CAA, Oliveira HFF, Souza Batista VEd, Pellizzer EP, Verri FR. Comparison of the use of titanium-zirconium alloy and titanium alloy in dental implants: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Oral Implantology*. 2018.