

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**MANDİBULADA ALL-ON-FOUR VE TREFOİL
KONSEPTLERİNİN FARKLI OKLÜZYON KOŞULLARDA
YÜKLENMESİYLE OLUŞAN STRESLERİN SONLU
ELEMENLAR ANALİZİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

Berna DERİNPINAR

DİŞ HEKİMLİĞİ UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN

Doç. Dr. Mehmet Mustafa ÖZARSLAN

2021-ANTALYA

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**MANDİBULADA ALL-ON-FOUR VE TREFOİL
KONSEPTLERİNİN FARKLI OKLÜZYON KOŞULLARDA
YÜKLENMESİYLE OLUŞAN STRESLERİN SONLU
ELEMENLAR ANALİZİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

Berna DERİNPINAR

DİŞ HEKİMLİĞİ UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN
Doç. Dr. Mehmet Mustafa ÖZARSLAN

2021-ANTALYA

ONAY SAYFASI

Berna Derinpınar tarafından sunulan bu çalışma jürimiz tarafından oy birliği/~~oy çokluğu~~ ile Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.
29/07/21

İmza

Tez Danışmanı : Doç. Dr. Mehmet Mustafa Özarslan
Akdeniz Üniversitesi

Üye : Prof. Dr. Ulviye Şebnem Büyükkaplan
Akdeniz Üniversitesi

Üye : Doç. Dr. Ömer Kırmalı
Akdeniz Üniversitesi

Üye : Dr. Öğr. Üyesi Özlem Üstün
Akdeniz Üniversitesi

Üye : Dr. Öğr. Üyesi Göknıl Alkan Demetoğlu
Adnan Menderes Üniversitesi

Bu tez, tarih ve sayılı Yönetim Kurulu kararıyla belirlenen ve yukarıda imzaları bulunan jüri üyeleri tarafından kabul edilmiştir.

Diş Hekimliği Fakültesi

Kurum Yöneticisi

Prof. Dr. Alper KUŞTARCI

ETİK BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı beyan ederim.

Aday

BERNA DERİNPINAR

İmza

Tez Danışmanı

DOÇ. DR. MEHMET MUSTAFA ÖZARSLAN

İmza

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimi gördüğüm süreç boyunca ve tez çalışmam süresince bilgisini ve desteğini hiçbir zaman esirgemeyen değerli tez hocam Doç. Dr. Mehmet Mustafa ÖZARSLAN'a; klinik çalışma sürecim boyunca verdiği desteğin yanında tez çalışmamın her aşamasında büyük katkısı ve desteği olan abim Doç. Dr. Nurullah TÜRKER'e;

Tecrübesi ve bilgisini her zaman hissettiğim Akdeniz Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı başkanımız saygıdeğer hocam Prof. Dr. Ulviye Şebnem BÜYÜKKAPLAN'a, her anlamda bilgisini ve yol göstericiliğini esirgemeyen saygıdeğer hocalarım; Doç. Dr. Ömer KIRMALI, Dr. Öğr. Üyesi Özlem ÜSTÜN'e ve Doç. Dr. Kubilay BARUTÇUGİL'e teşekkürlerimi sunarım.

Klinik çalışma sürecim boyunca severek çalıştığım paylaştıkça öğrendiğim çok değerli meslektaşım olan dostlarıma, uzman abi ve ablalarım, asistan arkadaşlarıma ve tüm mesai arkadaşlarıma minnetlerimi ve teşekkürlerimi belirtmek isterim.

Bugünlere gelmem için tüm hayatım boyunca yanımda olup sonsuz fedakarlıklarda bulunan babam Cahit ESEN, annem Saliha ESEN ve kardeşlerime çok teşekkür ederim. Son olarak hayatımı paylaştığım, her zaman yanımda olan sevgili eşim Furkan DERİNPINAR'a desteği ve özverisi için minnettarım.

ÖZET

Amaç: Bu çalışmanın amacı, All-on-Three ve All-on-Four olmak üzere iki farklı implant destekli sabit protez konseptinde dört farklı yükleme koşulunda kemik, implant ve vida üzerinde oluşan maksimum stresleri araştırmaktır.

Yöntem: Üç boyutlu mandibular modeller All-on-Four ve All-on-Three konseptine göre tasarlandı. Maksimum interkusal pozisyon, kanin koruyuculu oklüzyon, grup fonksiyonlu oklüzyonu ve kantilever yüklemesi koşulları altında temas noktalarına maksimum ısırma kuvvetleri uygulandı. Kortikal kemik üzerindeki maksimum gerilimler ve implant ve vida üzerindeki von Mises stres gerilimleri, sonlu elemanlar analizi yöntemi kullanılarak farklı oklüzyonlar arasında karşılaştırmalı olarak hesaplandı.

Bulgular: Maksimum ısırmada en yüksek stres seviyeleri, All-on-Three modelinin distal implantlarında bulundu. All-on-Three sistemindeki anterior implant, vida, kortikal kemik, All-on-Four sistemindeki anterior implant, vida ve kemiğe göre 4 kat daha fazla stres değerleri hesaplandı. Tüm gruplarda kanin koruyuculu oklüzyonda, çalışan tarafta daha yüksek stres değerleri gözlemlendi. İmplant ve kemik seviyelerinde stres konsantrasyonları her iki modelde de benzerdi. Bununla birlikte, All-on-Three modelinde merkezi implant vidasında önemli ölçüde daha yüksek stres seviyeleri gözlemlendi. Grup fonksiyonlu oklüzyonunda, All-on-Three sisteminde implant, vida ve kemik seviyelerinde daha yüksek stres konsantrasyonları gözlenirken, çalışma tarafında daha yüksek stres seviyeleri gözlemlendi. Kantilever yüklemede; All-on-Three modelinde önemli derecede abutment vida stresleri bulundu. Öte yandan, All-on-Four modelinde distal implantlar ve çevreleyen kortikal kemik çevresinde maksimum stres değerleri gözlemlendi. Grup fonksiyonlu oklüzyon, tüm yapılar içinde daha yüksek gerilimlere sahiptir.

Sonuç: Bu çalışmanın sınırlamaları dahilinde, All-on-Four ve All-on-Three sistemlerde kortikal kemik, vidalar, implantlardaki stresler göz önüne alındığında kanin koruyuculu oklüzyon uygulanması önerilebilir. İmplant destekli protezler için optimal oklüzyon tipinin uzun süreli klinik deneylerle araştırılması gerekmektedir.

Anahtar kelimeler: All-on-Four, All-on-Three, sonlu elemanlar analizi, oklüzyon

ABSTRACT

Objective: The aim of this study was to investigate the maximum stresses that occur on the bone, the implant and the screw under four loading conditions in two different implant supported fixed prosthesis concepts, All-on-Three and All-on-Four.

Method: Three dimensional mandibular models were designed according to All-on-Four and All-on-Three concept. Maximum bite forces were applied to the contact points under the conditions of maximum intercuspal position, canine protective occlusion, group function occlusion and cantilever loading. The maximum principal stresses on cortical bone and Von Mises stresses implant and screw were calculated comparatively between different occlusions using the finite element analysis method.

Results: The highest stress levels at maximum bite forces were found in the distal implants of the All-on-Three model. The anterior implant, screw, cortical bone in All-on-Three system was calculated to 4 times more stress than the anterior implant, screw and bone in the All-on-Four system. Canine-protected occlusion, higher stresses were observed on the working side in all groups. At the implant and bone levels, stress concentrations were similar in both models. However, significantly higher stress levels were observed around the screw of the central implant in the All-on-Three model. In the group-function occlusion, higher stress concentrations were observed at the implant, screw and bone levels in the All-on-Three system, with higher stress levels observed on the working side. Cantilever loading; significant level abutment screws stresses was found the All-on-Three model. On the other hand, maximum stress values were observed around the distal implants and the surrounding cortical bone in the All-on-Four model. Group function occlusion caused higher stresses for all structures.

Conclusion: Within the limitations of this study, it may be suggested apply a canine protected occlusion when stresses in the cortical bone, screws, implants are considered in All-on-Four and All-on-Three systems. The optimal occlusion type for implant prostheses needs to be investigated with long-term clinical trials.

Key words: All-on-Four, All-on-Three, finite element analysis, occlusion

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	i
ABSTRACT.....	ii
İÇİNDEKİLER.....	iii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	viii
ŞEKİLLER.....	x
TABLolar.....	xii
1. GİRİŞ	1
2.GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Dental İmplantoloji Tarihi.....	3
2.2. Dental İmplantların Sınıflandırılması:	4
2.3. Kemik Sınıflandırması	5
2.4.Osseintegrasyon Kavramı	7
2.5.İmplant Destekli Protezler.....	8
2.5.1.İmplant Destekli Hareketli Protezler.....	9
2.5.2.İmplant Destekli Sabit Protezler	10
2.5.3.All On Four Konsepti.....	10
2.5.3.1.All-On-Four Konseptinin Avantajları	11
2.5.3.2.All-On-Four Konseptinin Dezavantajları.....	12
2.5.4.Üç İmplant Destekli Sabit Protez (Trefoil Konsepti).....	12

2.6. İmplant Üstü Protezlerin Başarısına Etki Eden Biyomekanik Faktörler	13
2.7. İmplant Ve Kemiğe Ait Biyomekanik Prensipler	14
2.7.1. İmplantın Biyomekanik Özellikleri	14
2.7.2. Kemik Yapısı	15
2.7.3. Protezin Türü.....	16
2.7.4. Oklüzal Şema	17
2.8. İmplant Üstü Protezlerde Oklüzyon Türleri.....	18
2.8.1. Tam Ark Sabit Restorasyonlarda Oklüzyon	19
2.8.1.1. Kanin Koruyuculu Oklüzyon	20
2.8.8.2. Bilateral Balanslı Oklüzyon	20
2.8.8.3. Unilateral Balanslı Oklüzyon.....	21
2.8.8.4. Lingualize Oklüzyon.....	22
2.9. Biyomekanik Prensipler	22
2.9.1. Kuvvetin Tanımı Ve Dental İmplantlar Üzerine Etki Eden Kuvvetler.....	22
2.9.2. Gerilme (Stres).....	23
2.9.3. Gerinim (Strain)	24
2.9.4. Mohr Dairesi Ve Asal Gerilme	24
2.9.5. Elastiklik Modülü	25
2.9.6. Poisson Oranı	25
2.10. Gerilme Analizinde Kullanılan Yöntemler	26

2.10.1. Gerilim Ölçer (Strain Gauge) Kuvvet Analiz Yöntemi	26
2.10.2. Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi	27
2.10.3. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi	27
2.10.4. Radyotelemetri Kuvvet Analiz Yöntemi.....	27
2.10.5. Kırılğan Vernik (Brittle Lacquer) Kuvvet Analiz Yöntemi.....	27
2.10.6. Holografik İnterferometri İle Kuvvet Analizi Yöntemi (Lazer Işını)	28
2.10.7. Sonlu Elemanlar Kuvvet Analiz Yöntemi	28
3. MATERYAL METOD	33
3.1. Sonlu Elemanlar Analizi Yapılan Cihaz Ve Yöntem.....	33
3.2. Alt Çene Modellerin Oluşturulması	33
3.3. Çalışma Gruplarının Kategorize Edilmesi	34
3.4. Çalışmada Kullanılan İmplantlara Ait Materyal Özellikleri.....	35
3.5. Bar Yapısının Tasarlanması	36
3.6. Protetik Yapının Tasarlanması	36
3.7. Farklı Oklüzal Şemaya Sahip Modellerin Elde Edilmesi	37
3.8. Analiz Verilerini Belirleyen Materyallerin Özellikleri	38
3.9. Modellerin Katı Cisme Dönüştürülmesi ve Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi.....	39
3.10. Modellerde Temas Yüzeylerin Belirlenmesi	39
3.11. Sınır Koşullarının Oluşturulması	40

3.12. Yükleme Koşullarının Belirlenmesi.....	40
3.13. Sonuçların Değerlendirilmesi	41
4. BULGULAR.....	43
4.1. All-On-Four Konseptinde Elde Edilen Bulgular	43
4.1.1. All-On-Four Tasarımında Maksimum İnterkuspal Pozisyonda Gerçekleşen Streslerin Değerlendirilmesi.....	43
4.1.1.1. Kortikal Kemikte Meydana Gelen Stres Değerleri (Mpa);	43
4.1.1.3. Abutment Vidası Üzerinde Meydana Gelen Stres Değerleri (Mpa);	44
4.1.2. All-On-Four Tasarımında Kanin Koruyuculu Oklüzyon Durumunda Yapılara Gelen Streslerin Değerlendirilmesi	44
4.1.2.1.Kortikal Kemikte Meydana Gelen Stres Değerleri (Mpa);	45
4.1.2.2.İmplantlarda Meydana Gelen Stres Değerleri (Mpa);.....	45
4.1.2.3.Abutment Vidası Üzerinde Meydana Gelen Stres Değerleri (Mpa);	46
4.1.3. All-On-Four Tasarımında Grup Fonksiyonlu Oklüzyon Durumunda Yapılara Gelen Streslerin Değerlendirilmesi	46
4.1.3.1. Kortikal Kemikte Meydana Gelen Stres Değerleri (Mpa);	46
4.1.3.2. İmplantlarda Meydana Gelen Stres Değerleri (Mpa);.....	47
4.1.3.3 Abutment Vidası Üzerinde Meydana Gelen Stres Değerleri (Mpa);	48
4.1.4. All-On-Four Tasarımında Kantilever Yükleme Durumunda Yapılara Gelen Streslerin Değerlendirilmesi.....	48
4.1.4.1 Kortikal Kemikte Meydana Gelen Stres Değerleri (Mpa);	48

4.1.4.2 İmplantlarda Meydana Gelen Stres Değerleri (Mpa);.....	49
4.1.4.3. Abutment Vidası Üzerinde Meydana Gelen Stres Değerleri (Mpa);	50
4.2. All-On-Three Konseptinde Elde Edilen Bulgular	50
4.2.1. All-On-Three Tasarımında Maksimum İnterkuspal Pozisyonda Gerçekleşen Streslerin Değerlendirilmesi.....	50
4.2.1.1. Kortikal Kemikte Meydana Gelen Stres Değerleri (Mpa);	50
4.2.1.2. İmplantlarda Meydana Gelen Stres Değerleri (Mpa);.....	51
4.2.1.3. Abutment Vidası Üzerinde Meydana Gelen Stres Değerleri (Mpa);	51
4.2.2. All-On-Three Tasarımında Kanin Koruyuculu Oklüzyon Durumunda Yapılara Gelen Streslerin Değerlendirilmesi	51
4.2.2.1. Kortikal Kemikte Meydana Gelen Stres Değerleri (Mpa);	51
4.2.2.2. İmplantlarda Meydana Gelen Stres Değerleri (Mpa);.....	52
4.2.2.3. Abutment Vidası Üzerinde Meydana Gelen Stres Değerleri (Mpa);	53
4.2.3. All-On-Three Tasarımında Grup Fonksiyonlu Oklüzyon Durumunda Yapılara Gelen Streslerin Değerlendirilmesi	53
4.2.3.1. Kortikal Kemikte Meydana Gelen Stres Değerleri (Mpa);	53
4.2.3.2. İmplantlarda Meydana Gelen Stres Değerleri (Mpa);.....	54
4.2.3.3. Abutment Vidası Üzerinde Meydana Gelen Stres Değerleri (Mpa);	54
4.2.4. All-On-Three Tasarımında Kantilever Yükleme Durumunda Yapılara Gelen Streslerin Değerlendirilmesi.....	54
4.2.4.1. Kortikal Kemikte Meydana Gelen Stres Değerleri (Mpa);	54

4.2.4.2. İmplantlarda Meydana Gelen Stres Değerleri (Mpa);.....	55
4.2.4.3. Abutment Vidası Üzerinde Meydana Gelen Stres Değerleri (Mpa).....	56
5.TARTIŞMA.....	65
6.SONUÇLAR.....	84
KAYNAKLAR.....	85
ÖZGEÇMİŞ	105



SİMGELER ve KISALTMALAR

Ark.	: Arkadaşları
3D	: Three Dimension
FEA	: Finite Element Analysis
SP	: Sabit Protez
HP	: Hareketli Protez
E modül	: Elastisite Modülü
Ti	: Titanyum
CAD	: Computer Aided Design
CAM	: Computer Aided Manufacturing
.stl	: Standard Tessellation Language
N	: Newton
σ	: Asal Gerilme
σ_1	: Maksimum Asal Gerilme
σ_3	: Minimum Asal Gerilme
kgf	: Kilogramkuvvet
MPa	: Megapaskal
mm ²	: Milimetrekaare
(GPa)	: Giga Pascal
CT	: Computer Tomography
SEA	: Sonlu Elemanlar Analizi
mm	: Milimetre
ISQ	: İmplant Stability Quotient

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2. 1 Lekholm&Zarb kemik tipi sınıflandırması	6
Şekil 2. 2. Misch kemik tipi sınıflandırması	7
Şekil 2. 3. Trefoil konsepti (NobelBiocare)	13
Şekil 2. 4. Lekholm ve Zarb'a (1985) göre kemiğin dört yoğunluk kategorisi	16
Şekil 3. 1. Alt çene modellerinin, mandibula anatomisine göre oluşturulması	34
Şekil 3. 2. Tasarlanan implantların All on Four ve All on Three modellemesi	36
Şekil 3. 3. Bar yapısının tasarımı	36
Şekil 3. 4. Protetik yapının tasarımı	37
Şekil 3. 5. Modele ait mesh görüntüsü	39
Şekil 3. 6. İmplantların çene kemiğiyle bağlanması	40
Şekil 3. 7. Modellere uygulanan kuvvet değerlerinin referans alındığı çalışma	41
Şekil 4. 1. Maksimum interkusal pozisyonda kortikal kemikte meydana gelen maksimum asal gerilme	44
Şekil 4. 2. Maksimum interkusal pozisyonda implantlarda meydana gelen Von Mises stres değerleri	44
Şekil 4. 3. Kanin koruyucu oklüzyonda kortikal kemikte meydana gelen maksimum asal gerilme	45
Şekil 4. 4. Kanin koruyucu oklüzyonda implantlarda meydana gelen Von Mises stres değerleri	46
Şekil 4. 5. Grup fonksiyonlu oklüzyonda kortikal kemikte meydana gelen maksimum asal gerilme	47
Şekil 4. 6. Grup fonksiyonlu oklüzyonda implantlarda meydana gelen Von Mises stres değerleri	48
Şekil 4. 7. Kantilever yüklemede kortikal kemikte meydana gelen maksimum asal gerilme	49
Şekil 4. 8. Kantilever yüklemede implantlarda meydana gelen Von Mises stres değerleri	49

Şekil 4. 9. Maksimum interkusal pozisyonda kortikal kemikte meydana gelen maksimum asal gerilme.....	51
Şekil 4. 10. Maksimum interkusal pozisyonda implantlarda meydana gelen Von Mises stres değerleri	51
Şekil 4. 11. Kanin koruyuculu oklüzyonda kortikal kemikte meydana gelen maksimum asal gerilme	52
Şekil 4. 12. Kanin koruyuculu oklüzyonda implantlarda meydana gelen Von Mises stres değerleri.....	52
Şekil 4. 13. Grup fonksiyonlu oklüzyonda kortikal kemikte meydana gelen maksimum asal gerilme	53
Şekil 4. 14. Grup fonksiyonlu oklüzyonda implantlarda meydana gelen Von Mises stres değerleri.....	54
Şekil 4. 15. Kantilever yüklemde kortikal kemikte meydana gelen maksimum asal gerilme.....	55
Şekil 4. 16. Kantilever yüklemde implantlarda meydana gelen Von Mises stres değerleri.....	55
Şekil 4. 17. All-on-Three ve All-on-Four tasarımlarının kortikal kemikte yarattığı streslerin karşılaştırması.....	61
Şekil 4.18. Tüm modellerde posterior implantlarda oluşan Von Mises değerleri	62
Şekil 4.19. Tüm modellerde posterior kortikal kemikte oluşan gerilme değerleri	62
Şekil 4.20. Tüm modellerde posterior vidalarda oluşan Von Mises değerleri	63
Şekil 4.21. All-on-Three ve All-on-Four posterior kortikal kemikteki streslerin karşılaştırılması	63
Şekil 4.22. All-on-Three ve All-on-Four posterior implanttaki Von Mises gerilme değerlerinin karşılaştırılması.....	64
Şekil 4.23. All-on-Three ve All-on-Four posterior vidada oluşan Von Mises değerlerinin karşılaştırılması.....	64

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 3. 1. Alt çene modellerinin, mandibula anatomisine göre oluşturulması	35
Tablo 3. 2. Sonlu elemanlar analizinde kullanılan materyallerin özellikleri	38
Tablo 4. 1. Maksimum interkuspasyon sırasında yapısal modellerde ortaya çıkan gerilmelerin (Mpa) karşılaştırılması.....	57
Tablo 4. 2. Kanin koruyuculu oklüzyonda yapısal modellerde ortaya çıkan gerilmelerin karşılaştırılması (Mpa)	58
Tablo 4. 3. Grup fonksiyonlu oklüzyon sırasında yapısal modellerde ortaya çıkan gerilmelerin karşılaştırılması(Mpa).....	59
Tablo 4. 4. Kantilever yükleme sırasında yapısal modellerde ortaya çıkan gerilmelerin karşılaştırılması(Mpa)	60

1. GİRİŞ

İmplant destekli sabit tam ark protezler, köklü ve öngörülebilir bir tedavi seçeneği olarak mandibulanın rehabilitasyonu için yaygın olarak kullanılmaktadır. Branemark ve arkadaşları ilk olarak sabit bir çene protezini desteklemek için mandibulanın foraminalar arasındaki bölgeye beş veya altı implant üzerine tek parçalı bir üst yapı içeren standart protokolü tanıtmıştır (1). Bu sistemin tanıtılmasından itibaren, daha iyi cerrahi ve protetik sonuçlar elde etmek ve tedavi maliyetini düşürmek için bu protokolün çeşitli modifikasyonları açıklanmıştır. 1999 yılında, mental foramenlerin yanında iki distal implant ve orta hatta tek bir merkezi implanta sahip üç paralel dikey implantın uygulanmasıyla beraber hemen yüklenen tam sabit restorasyona dayanan Branemark Novum protokolü tanıtılmıştır (2). Kısa süreli takipte % 91-96,7 aralığında yüksek sağkalım oranları bildirilmesine rağmen, dişsiz mandibuladaki üç implant destekli sabit protezlerin biyomekanik özelliklerini araştıran yeterli araştırma bulunamamıştır (3, 4). 2003 yılında, kemik ogmentasyonu prosedürleri olmaksızın atrofik çenelerde kalan kemiğin kullanımını en üst düzeye çıkarmak amacıyla” All-on-Four “olarak adlandırılan başka bir protokol geliştirilmiştir (5). Kavram, foraminalar arasına hemen yükleme protokolüyle yerleştirilen dört implanta dayanmaktadır. Bu konsept; mandibula parasimfiz bölge içinde aksiyal olarak yerleştirilen iki anterior implant ve distal eğimli olarak yerleştirilen iki posterior implanta dayanmaktadır. Tanıtıldığı günden bu yana, bu kavram dişsiz mandibulada sabit restorasyon protokolleri için yüksek başarı oranlarına sahip basit ve uygun maliyetli bir alternatif olarak yaygın bir şekilde kullanılmaktadır (6). Yaygın olarak bildirilen klinik başarısına rağmen, eğimli implantlar ve kemik üzerindeki yük dağılımı ve sonuçta ortaya çıkan stres dahil olmak üzere biyomekanik hususlar hakkındaki tartışmalar devam etmektedir. Bazı araştırmacılar, 45 dereceye kadar posterior implantların açılanmasının, azaltılmış kantilever uzunluğu nedeniyle kemik ve implantlar üzerindeki baskıyı azaltabileceğini (7), diğerleri ise eğimli implantların daha yüksek stres konsantrasyonları oluşturacağına ve kemik erimesine yol açacağına inanmaktadır (8). Stres analizi, dental biyomekanikte önemli bir ilgi alanıdır. Gerilim dağılımını değerlendirmek için gerilim ölçer stres analizi, fotoelastik gerilim analizi ve sonlu eleman analizi (SEA) gibi çeşitli yöntemler kullanılır. Bunlar arasında, üç boyutlu sonlu eleman analizinin (3D SEA) implant ve çevresindeki kemik dokusu çevresinde indüklenen stresi araştırmak için uygun bir araç olduğu kanıtlanmıştır (9).

Dişsiz mandibulada farklı implant protokolleri üzerinde kapsamlı araştırmalar yapılmış olmasına rağmen, üç implant destekli sabit protezin biyomekanik davranışını ve All-on-Four tedavisini karşılaştırmak için yapılan çalışmalar yeterli düzeyde değildir. Çalışmamızda farklı oklüzal konseptlerde yüklemeye maruz kalan dişsiz bir mandibuladaki implantlar, implant çevresindeki kemik ve abutment vidaları üzerindeki stresler açısından bu tedavi protokollerini karşılaştırmalı olarak değerlendirmek amaçlanmaktadır. Böylece daha fazla kuvvete sebep olan çiğneme fonksiyonu sırasında oluşan lateral hareketlerin, normal ısırma durumuyla kıyaslanarak, az sayıda implant kullanmayı gerektiren durumlarda, başarı şansını artırmak ve yapılara gelen kuvvet miktarlarını değerlendirerek tedavi planını daha iyi oluşturabilmek hedeflenmiştir. Çalışmamızın hipotezleri;

1. Azaltılmış implant sayısına sahip All-on-Three konseptinde tüm yapılar için artmış stres değerleri beklenmektedir.
2. Kanin koruyuculu oklüzyonun All-on-Three ve All-on-Four modelleri için en ideal oklüzyon olacağı sonucu beklenmektedir.
3. Meydana gelen streslerin kortikal kemik ve implant yapıları için ideal stres sınırları içinde olacağı düşünülmektedir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplantoloji Tarihi

Dental implantoloji uygulamalarına en eski uygarlıklarda bile rastlanmaktadır. İmplant diş hekimliği pratiği, uzun tarihsel bir retrospektife sahiptir. Dişsiz çenelerin rehabilitasyon arayışı eski zamanlardan beri insanların ilgisini çekmiştir. Mısır ve Maya uygarlıklarından 1930'lara kadar olan dönemde eksik bir diş çeşitli malzemeler kullanarak yerini doldurmaya çalıştıkları zaman bile önemlidir. “Modern çağın şafağı” olarak bilinen dikkat çekici bir dönem olan 1937 yılında, kobalt, krom ve molibden karışımı olan ‘vitalium’ adlı bir alaşım malzemesinin icadındaki rolü nedeniyle Venable ve arkadaşları öne çıkmaktadır. Daha sonra, 1939'da Strock (10), bu eşsiz metal alaşımını kullanarak yaptığı hayvan deneyleri sonucunda biyouyumluluğunu doğrulamıştır. Bu malzeme çok iyi özelliklere sahip olduğundan onlarca yıldır hem diş hekimliği hem de tıp alanlarında implantoloji dünyasına pratik kullanımda hakim olmuştur. Dental implantın daha önceki popüler formu düz şekildedir. Dar olan alveolar sırt, kök formunda tasarlanan implantın yerleştirilmesini desteklemediğinden, rezorpsiyona uğrayan dar alveolar çıkıntıda kullanılmak üzere bıçak formda tasarım tanıtılmıştır. 1950'lerin başlarında, çok sayıda temel ve klinik araştırma yapılmaya başlanmıştır. Bu araştırma verileri, dünya çapındaki her pratisyen hekimin kliniğinde pratik kullanımda yaygınlaşan vitalliumdan yapılmış diş implantlarının kullanımının dikkat çekerek büyümesine destek vermiştir. 1953'te Sollier ve Chercheve, kemik içindeki implantları uzatarak transosseos implantı geliştirmişlerdir (236). Bu dönemdeki en büyük katkıyı, tek taraflı subperiostal implantları ve sonrasında 1967 yılında bıçak yivli implantları icat etmesiyle ün kazanan Alman diş hekimi Leonard I. Linkow sağlamıştır (237). Kemik fizyolojisi, frezle delme protokolü, implant tasarımı ve yüzey dokusu, primer implant stabilitesi, tek aşamalı implant cerrahisi ve implantların anında yüklenmesi ile ilgili eleştirel anlayış, modern implant uygulamasında eksik dişlerin yerine geçmesi için öngörülebilir bir tedavi yöntemi haline gelmiştir. İmplantların kemikle bağlantısının gevşemesi; eklem sorunlarına

neden olmuş ve rekonstrüktif cerrahi ihtiyacı doğurmuştur. İmplant çevresinde gelişen fibröz doku tabakasının implant/kemik arayüzünün bütünlüğünü ve mekanik stabilitesini azalttığı düşünülmektedir (11). 1950'lerde Brånemark, metal titanyumdan yapılmış odaların kalıcı olarak kemikle birleşebileceğini göstermiştir. Yani canlı kemik, implantın titanyum oksit tabakasıyla o kadar kaynaşabilir ki, ikisi kırılmadan ayrılamaz (12). Brånemark, titanyumun kemik dokusuna stabil fiksasyonu için bu yöntemi tanımlamak için "osseointegrasyon" terimini tanıtmıştır (238). Kemikğin mikro sirkülasyonunu gözlemlemeye odaklanan deneylerdeki bu keşiften, laboratuvar gelişimi ve diş hekimliğinde ilk kez uygulanması yoluyla, osseointegrasyon tanımı gerçekleşmiştir. Osseointegrasyon, başlangıçta canlı kemik ile yük taşıyan bir implantın, yüzeyi arasındaki doğrudan yapısal ve işlevsel bir bağlantı olarak tanımlanmıştır. Günümüzde implant ile doğrudan temas ettiği kemik arasında nispi hareket olmadığında bir implantın osseointegre olarak kabul edildiği söylenebilir (13). Pratikte anlamda, canlı olmayan bileşenlerin güvenilir ve tahmin edilebilir bir şekilde canlı kemiğe dahil edilebildiği ve bu ankrajın tüm normal yükleme koşulları altında devam edebileceği bir ankraj mekanizması olduğu anlamına gelir (13).

2.2. Dental İmplantların Sınıflandırılması:

Kemikle Olan İlişkilerine Göre İmplantlar;

- Subperiostal implantlar
- Endoosseoz (kemik içi) implantlar
- İntramukosal implantlar
- Endodontal implantlar
- Transmandibuler (transossöz) implantlardır.

İmplant Üretiminde Yararlanılan Materyallere Göre İmplantlar;

Dental implant üretiminde kullanılan materyaller, Sykaras ve ark. Tarafından iki farklı şekilde sınıflandırmaktadır (14):

Kimyasal yapısına göre:

- Metaller

- Polimerler
- Seramikler

Yerleştirildiği dokuyla uzun dönemdeki ilişkisine göre:

- Biyotolere: Canlı dokulara yerleştirildikten sonra kapsül şeklinde fibröz bir tabaka ile kaplanan materyallerdir.

- Biyoinert: Yüzeyinde yakın kemik apozisyonuna izin vererek temas osteogenezi sağlayan materyallerdir.

-Biyoaktif: Yüzeyinde yeni kemiğin oluşumuna izin verirken aynı zamanda temas ettiği dokuyla iyon alışverişinde bulunan materyallerdir. Kimyasal bir yapışma sağlayarak, yapışma osteogenezi meydana getirirler (15).

2.3. Kemik Sınıflandırması

Lekholm & Zarb (1985): Kemik sınıflandırma sisteminde en eski ve en sık kullanılan referans, geleneksel radyografi ve histolojik bileşenlere dayanan Lekholm ve Zarb tarafından önerilmiştir (16).

Lekholm ve Zarb'ın tanımlamalarına göre dört tip kemik vardır (Şekil 2.1):

Tip 1: Homojen kortikal kemik.

Tip 2: Yoğun trabeküler kemiği kaplayan kalın kortikal kemik.

Tip 3: Yoğun trabeküler kemiği kaplayan ince kortikal kemik.

Tip 4: Yoğunluğu az trabeküler kemiği kaplayan ince kortikal kemik.

		KEMİK TİPİ	GÖRÜNTÜLER
Lekholm & Zarb (1985)	Radyografik Morfolojik	Tip 1: Homojen kortikal kemik	
		Tip 2: Yoğun trabeküler kemiği kaplayan kalın kortikal kemik.	
		Tip 3: Yoğun trabeküler kemiği kaplayan ince kortikal kemik.	
		Tip 4: Yoğunluğu az trabeküler kemiği kaplayan ince kortikal kemik	

Şekil 2. 1. Lekholm&Zarb kemik tipi sınıflandırması (16)

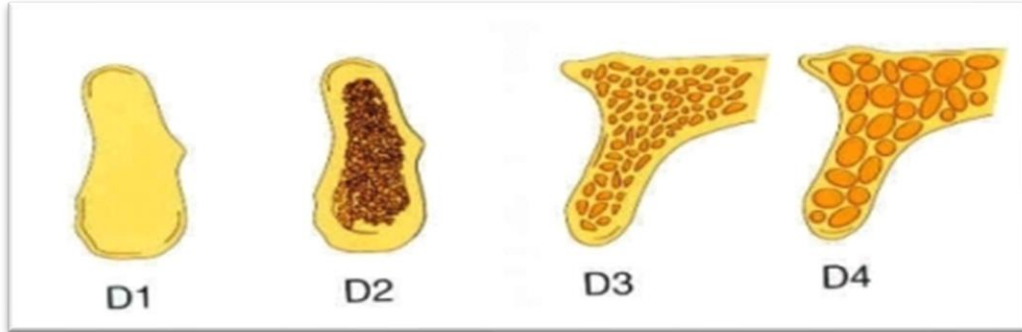
Misch (1990- 2008): Misch sınıflandırmasında kemik tipi tanımlayıcı morfoloji ve klinisyenin dokusal duyusuna göre çenelerin tüm bölgelerinde dört yoğunluk grubuna (D1-D4) göre tanımlandı (Şekil 2. 2).

D1 kemik: D1 kemik tipi, çoğunlukla orta derecede kemik rezorpsiyonu olan mandibula ön çenede bulunan homojen, yoğun bir kortikal tabakaya sahiptir. D1 tipindeki kortikal lameller kemik çoğunlukla yoğunluğa katkıda bulunur. Bu küçük boşluklu yapı kemik oluşumuyla iyileşmeyi indükler ve implantın yanında mükemmel birincil stabilite sağlar. Ek olarak, bu tipte operasyon sonrasında yüksek kemik-implant temasından kaynaklanan en güçlü osseointegrasyon vardır. Bununla birlikte, daha az kan damarı ve D1 kemiğin apikal kısmında meydana gelen ısı oluşumu, yetersiz beslenme ve gecikmiş kemik iyileşmesi ile bazı sorunlara neden olabilir.

D2 kemik: D2 kemik tipi, kret üzerindeki yoğun-gözenekli kortikal kemik ile iç tarafta % 40 ile % 60 arasında trabeküler kemiğe sahiptir. En sık anterior mandibulada daha az sıklıkla posterior mandibulada görülmektedir. Bu kemik tipi, mükemmel bir implant arayüzü iyileşmesi ve öngörülebilir osseointegrasyon sağlar. Kemik dokusu içindeki homojen kan beslemesi, osteotomi sırasında kanamaya izin verir ve bu da cerrahi boşluk hazırlığı sırasında aşırı ısınmayı azaltmada çok faydalıdır.

D3 kemik: D3 kemik tipi, kret üzerinde daha gözenekli, ince kortikal kemik ve içinde ince trabeküler kemikten oluşur. Trabeküllerin iç kısımlarının yoğunluğu % 50'den azdır. D3 kemiği sıklıkla ön maksillada ve her iki arkın arka bölgelerinde bulunur. Bununla birlikte, D3 kemiğe sahip anterior maksilla genellikle mandibular D3'ten daha

dardır. D2 kemiğinden daha zayıf olmasının yanında kemik-implant teması da D3 kemikte daha azdır bu da daha yüksek implant başarısızlığı riskine neden olur.



Şekil 2. 2. Misch kemik tipi sınıflandırması (Misch CE. Contemporary Implant Dentistry. Elsevier Health Sciences; 2007)

D4 kemik: D4 kemiği, kortikal krestal kemiğin çok az olduğu veya hiç olmadığı en az trabeküler yoğunluğa sahiptir. D1'in (yoğun kortikal kemik) zıt yapısıdır. Bu tip kemik için en yaygın konumlar, maksilla'nın arka bölgesidir. Nadiren mandibulada görülür. Kemik trabekülleri, D1'in kortikal kemiğinden 10 kat daha zayıf olabilir. Ek olarak, ilk yüklemmeden sonra kemik-implant teması, boşluklu yapıda kemik oldukları için genellikle %25'ten azdır, herhangi bir implant tasarımının ilk yerleşimi cerrahi zorluk teşkil eder. İlk yüklemmeden sonraki implant başarısızlığının en yüksek oranı bu durumu açıklar. Üstelik yerleştirme sonrası implant ile entegre olması en uzun süreyi alır. İlk implant yerleşimi sonucunu iyileştirmek için genellikle kemik grefti veya kemik genişletilmesi gereklidir ve bu kemik tipinde stabiliteyi artırmak için implantların zamanla beraber artan yüklemesi önerilmiştir.

2.4. Osseintegrasyon Kavramı

Brånemark (17) düzenli canlı kemik ile yük taşıyan bir implant yüzeyi arasında doğrudan yapısal ve işlevsel bir bağlantı anlamına gelmek üzere osseointegrasyon terimini öne sürmüştür. Brånemark'ın amacı, fibröz dokudan kaçınmaktır. Bunun çözümü de derin kemik-implant bağlantısı sağlamaktır. Daha derin bağ dokularının bir implant çevresinde düzgün bir şekilde iyileşmesi sağlanırsa, o zaman implant kemiğe sıkıca sabitlenecek ve kuvvetleri daha iyi destekleyebilecek ve uygun bir permukozal arayüz oluşumuna izin verecektir. Osseintegrasyonu elde etmek için bir implant materyali (saf Ti), geometrisi (vida şekli), cerrahi protokol (yavaş hızda drilleme, iki aşamalı implantasyon) ve uygun protetik teknikler tasarlayarak geliştirmiştir.

Branemark ve ark. sistemi biyomekanik, biyomateryal, biyolojik ve klinik testler kullanarak değerlendirmiştir (18).

Biyomekanik faktörler, oral implantların uzun vadeli hayatta kalmasında önemli bir rol oynar. İmplant konumlarının, protez tasarımının ve üst yapı malzemesinin seçimi, implant protezinin uzun ömürlülüğü ve stabilitesi için kritik öneme sahiptir (19-23). İmplantın tutuculuk kaybına neden olan yüklerin doğası ve büyüklüğü bilinmemektedir, bu nedenle kuvvetlerin minimumda kalması önerilmiştir. Osseointegre implant, kemikle doğrudan temas sağlar ve mikro hareketlere sahip değildir. Bu nedenle uygulanan tüm stres dalgaları veya şoklar implantlara iletilir. Osseointegre implantların mikro hareketlerinin olmaması nedeniyle, kuvvet dağılımının çoğu kret tepesinde yoğunlaşır ve bu durum kemik rezorpsiyonuna ve ardından implantın kaybına neden olabilir. Kemik-implant arayüzündeki viskoelastisite eksikliğinden dolayı implant üzerindeki yükleri azaltmak için, osseointegre implantlar tarafından desteklenen üst yapılara stres emici veya yük azaltıcı sistemlerin dahil edilmesi önerilmiştir. Brånemark sisteminin üreticisi (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç) protezlerin oklüzal yüzeylerinin üretimi için akrilik reçine önermiştir (24-26). Diğer araştırmacılar da akrilik reçinenin, yaygın olarak görülen çiğneme kuvvetlerini hafifletmek için yeterli tamponlama etkisine sahip olduğunu ve bu nedenle bir amortisör görevi gördüğünü göstermiştir (27, 28). Bununla birlikte, akrilik reçine doğal dişlerin ve porselenin aksine hızlanmış bir oranda aşınma gösterir (29, 30). Oklüzal yüzeylerdeki bu tür değişiklikler çiğneme etkinliğini azaltacak ve maksillomandibuler ilişkileri değiştirebilecektir (31).

2.5. İmplant Destekli Protezler

1993 yılında; Misch'in yaptığı sınıflandırmaya göre implant destekli protezler aşağıdaki gibi sınıflandırılmıştır:

- Sadece implant destekli protezler
- Diş-implant destekli protezler
- İmplant-doku destekli protezler

Daha sonradan bu sınıflandırma geliştirilerek Misch (2014) tarafından; implant destekli sabit protezler (SP) ve hareketli protezler (HP) diye gruplandırılmıştır. Sabit protezler doku kaybına göre kendi arasında 3 kategoriye ayrılırken, hareketli protezler doku desteklerine göre 2 kategoriye ayrılmaktadır:

SP1: Minimum doku kaybının bulunduğu vakalarda sadece kayıp kron boşluğunu dolduran, dışardan bakıldığında doğal dişe çok benzeyen implant destekli sabit protezlerdir.

SP2: Doku kaybının biraz daha fazla olduğu kron ile beraber kök boşluğunun bir kısmını da içine alan implant destekli sabit protezlerdir.

SP3: Kaybedilen kron başta olmak üzere gingival dokunun da içinde bulunduğu dişsiz alanı da rehabilite eden implant destekli sabit protezlerdir.

HP4: Desteğinin tamamını implanttan alan hareketli protezlerdir.

HP5: Yumuşak dokuyla beraber implantlarla desteklenen hareketli protezlerdir.

2002 yılında McGill Üniversitesi'nde gerçekleştirilen konsensus bildiriminde; tam dişsiz hastalar için uygulanacak tedavi protokolünde; minimum 2 adet endosteal (kemik içi) implant destekli alt tam protezlerin tedavi alternatifi olarak kullanılması kabul edilmiştir (32). İmplant uygulamasını takiben tam protezlerde mekanik stabilitenin ve tutuculuğun artışı sonucunda hasta memnuniyetinin de artmasının yanında kemik rezorbsiyonunun da azalması implantın tercih edilme sebeplerindendir. Hastaların estetik ve fonksiyonel beklentileri, sosyoekonomik durumu, alveolar kemik anatomisi ve çeneler arası ilişkiler de göz önünde tutularak, tam dişsiz hastalar implant destekli protezler ile tedavi edilirken; implant destekli sabit protezler ya da implant destekli hareketli protezler olmak üzere iki farklı tedavi planı uygulanabilir.

2.5.1. İmplant destekli hareketli protezler

Serbest sonlanan hareketli protezler, dişlerin ve fibromukozanın farklı reziliyensi, anatomik özellikleri ve çiğneme kuvvetlerini iletmedeki değişiklikler sebebiyle bazı kısıtlamalara sahiptir. İmplant destekli hareketli protezler, hasta konforundaki problemler sebebiyle geleneksel hareketli protezlere, kemik yüksekliği ve kalınlığının yetersiz olması durumunda implant destekli sabit protezlere bir alternatif olmalıdır. Mitrani ve ark. (33) implant destekli hareketli protez kullanan hastaların memnuniyetinde artış, minimum bileşen aşınması, normal sınırlar içinde kemik kaybı ve implant peri-implant yumuşak dokuların stabilitesinde bir artış gözlemlenmiştir. Benzer şekilde, Mijiritsky ve Karas (34) daha fazla tutuculuk, stabilite ve gelişmiş hasta memnuniyeti, estetik ve fonksiyon gözlemlenmiştir. Hareketli protezler tamamen implant destekli ya da hem doku hem implant destekli olabilirler. Doku destekli protezlerde, mukozal destek en iyi şekliyle üst yapının bir miktar menteşe hareketine

izin vererek sağlanır. Bu da topuz tutuculu veya locater tutuculu ataçmandan destek alınarak gerçekleşir. Tek bar segmentinden veya iki ataçmandan fazla tutucu kullanıldığında, rotasyon eksenini artık mevcut değildir ve tamamen implant destekli hareketli protez yapısına dönmüş olur. Eğer rijit bir bar sistemi kullanılırsa ve distaldeki fonksiyonel üniteler posterior bar kantileverinden destek alırsa tamamen implant destekli bir hareketli protez olabilir (35). İmplant protez arasındaki bağlantı, dizaynları, tutuculuk miktarları, esneklikleri farklı olan tutucular aracılığıyla sağlanmaktadır. Bunlar topuz başlı, teleskopik, barlı, miknatıslı, locator ya da era tutuculu sistemlerdir. Retansiyon miktarı; en fazla bar tutuculu ataçmanda iken en az miknatıs tutuculu sistemdedir (36). Hareketli protezlerin, zamanla renklenmesi ve dişlerin aşınması, belli aralıklarla besleme ihtiyacının olması, tutucularda meydana gelen mekanik problemler, hasta konforunun tatmin edici olmaması sebebiyle sabit protezlerdeki yenilikler ve araştırmalar hızla artmaktadır.

2.5.2. İmplant Destekli Sabit Protezler

SP-3(Sabit Protezler-3)

Bu tarz protezler doku kaybının fazla olduğu vakalarda, eksik dişlerle beraber bir miktar yumuşak doku kaybını da rehabilite eder. Dişeti renginde akrilikten ya da porselenden yapılabilir. Bu protezlerde metal-seramik ya da metal altyapı üzeri akrilik ve yapay dişlerden oluşan hibrit protezler kullanılabilir. Yeterli kemik miktarının olduğu durumlarda çeneler arası ilişkiye göre geleneksel bir metal seramik üst yapı tercih edilebilir. Ancak yumuşak ve sert dokunun fazla miktarda kaybı varsa kaybedilmiş yumuşak ve sert dokuları taklit edebilecek hibrit protezler tercih edilebilir. Hibrit protezlerin avantajı aynı zamanda implant destekli hareketli protezlerin özelliklerini taşımasıdır. En az dört tane implant üzerine vidalanarak uygulanır. Orta ve ileri derecede alveoler kemik rezorpsiyonuna sahip hastalarda kemik ve yumuşak dokuları rehabilite eder. Tümör rezeksiyonu gibi doku kaybına sebep olabilecek girişimlerden sonra, düzensiz alveoler kemik rezorpsiyonunda, üst dudak desteğinin yetersiz olduğu hastalarda hibrit protezler tercih edilmektedir.

2.5.3. All-on-Four Konsepti

Dişsiz hastalardaki kemiğin alveolar sırtında genellikle fizyolojik veya patolojik faktörlerle meydana gelen aşırı kemik rezorpsiyonuna rastlanır. Bu nedenle çoğunlukla geleneksel tam protezler rahat bir şekilde kullanılamaz. Bu hastalarda rezorpsiyona bağlı olarak implant destekli protezler ile tedavi çoğunlukla

kaçınılmazdır. Bazı durumlarda kayıp dişleri rehabilite etmek için yerleştirilmesi gereken ideal implant sayısını sağlamak mümkün olmamaktadır. Dişsiz hastalarda rezidüel alveolar kemiğin anatomik sınırlılıkları (mandibular kanal ve maksiller sinüsler gibi) dental implantların yerleştirilmesinde sorunlara neden olabilir (37, 38). Bu problemlerin üstesinden gelmek için farklı malzeme ve teknikler mevcuttur. Ancak tüm bu alternatif yöntemler ve materyaller, implantlar dışında büyük miktarlarda ek mali yük getirmekte ve tedavi sürecini uzatmaktadır. Malo ve meslektaşları (5) 2003 yılında “All-on-Four” konseptini (All on 4™, Nobel Biocare AB, Göteborg, İsveç) tanıtarak, tam ağız sabit restorasyonlar için dört implantın yeterli olabileceğini göstermişlerdir. Bu dört implanttan ikisi ön alveolar bölgeye, diğer ikisi de sağ ve sol mental foramen bölgelerinin hemen önüne yerleştirilir. Ön implantlar dikey olarak yerleştirilir, ancak arka implantlar aşırı kemik rezorpsiyonu nedeniyle yaklaşık 30 derece distal olarak eğimli olarak yerleştirilir. Eğimli yerleştirme, ilgili anatomik yapıları korur ve protez desteği için optimal pozisyonlarda iyi kortikal ankraj ile daha uzun implantların yerleştirilmesine izin vermektedir (39, 40). Arka implantların bu distal eğimleri, açılı dayanaklarla tolere edilir. All-on-Four konsepti hemen yükleme prensibine sahiptir. Hemen yüklenen sabit protez restorasyonların oluşturulması ve uzun vadeli takip sonuçları için mükemmel başarı oranları literatürde bildirilmiştir (41-43). Eğimli implant yerleşimi aynı zamanda, implantlar arası boşluğu artırarak çenelerde kantilever uzunluğunu (5, 44, 45) ve arka bölgelerde kemik grefti ihtiyacını azaltır. Eğimli implantların kullanıldığı çeşitli çalışmalarda iyi klinik sonuçlar bildirilmiştir (5, 39, 46, 47).

2.5.3.1.All-On-Four Konseptinin Avantajları

- ✓ Açılı posterior implantlar sayesinde anatomik yapılara zarar vermeden tedavi yapılmasını sağlar.
- ✓ Açılı posterior implantlar ile uzun implantlar kullanılarak ankraj alınmasını sağlar.
- ✓ Posterior kantilever miktarını azaltır.
- ✓ Birçok vakada açılандırılmış posterior implantların kullanımı kemik grefti kullanımı gibi ilave cerrahi işlemleri elimine eder.
- ✓ Yüksek başarı oranları literatürde belirtilmiştir.
- ✓ İmmediat fonksiyon sağlar ve estetik olarak hasta tatmini sağlar.
- ✓ Final restorasyon vakaya göre sabit ya da hareketli protez olabilir.
- ✓ Daha az sayıdaki implant kullanımı ve greftlemeden kaçınarak maliyet düşürülür.

- ✓ Gereksiz yere kemik kaybını önler.
- ✓ Konuşma ve çiğnemenin rehabilite edilmesini sağlar.
- ✓ Minimal iyileşme zamanı sağlayarak daha az acı ve cerrahi girişime neden olur.
- ✓ Kısa tedavi zamanı sağlayarak sonucunda hasta memnuniyetiyle hızlı ve verimli tedavi sonuçları elde edilir (6, 48).

2.5.3.2.All-On-Four Konseptinin Dezavantajları

- ✓ Özel cerrahi rehber sistemleri ve protez parçalarının kullanımından dolayı artan maliyet.
- ✓ Cerrahi işlem sırasında ve protetik üstyapı aşamalarında özel teknikler kullanılırken bilgi ve beceri gerektirmesi.
- ✓ Konvansiyonel implant üstü protezlere göre ekstra oral hijyen gereksinimi (6).

2.5.4. Üç İmplant Destekli Sabit Protez (Trefoil Konsepti)

Orijinal Brånemark tekniğini basitleştirmek amacıyla geliştirilen ilk tedavilerden biri Novum protokolüdür (2). Bu protokol, üç implant üzerine yapılan mandibular sabit bir protez aracılığıyla anında yükleme ve fonksiyon sağlamak için tasarlanmıştır. Literatürde mevcut çalışmaları bulunan dört veya daha fazla implant yerine, prefabrike kılavuzlar ve implant bileşenleri kullanılarak mandibulanın ön bölgesine üç implant yerleştirilir (49). Amacı, gelişmekte olan ülkelerde yüksek diş hekimliği maliyetini azaltmaktır. Tekniğin hastalar için belirli ön koşulu vardır ve özel cerrahi kılavuz kitlerinin ve özellikle bu protokol için tasarlanmış prefabrike bileşenlerin temin edilmesi gereklidir. Sınırlı sayıda hasta için endikasyonu olması, olası komplikasyonların çözümlenmesinin zorluğu, her hasta için aynı şablon kullanım zorunluluğu protokolün değiştirilmesine neden olmuştur (50). Rivaldo ve arkadaşları (51), temel olarak bazı Novum protokol konseptlerini kullanarak, dişsiz mandibulanın implant destekli sabit protez rehabilitasyonu için yöntem tasarlamıştır. İmplant destekli mandibular protez, zaman ve maliyet açısından verimli bir tedavi sağlamayı amaçlarken aynı zamanda uyum, estetik ve pasifliği sağlar. Trefoil sistemi (Şekil 2. 3) üç adet paralel duvarlı implant ve optimum sert ve yumuşak doku uyumunu sağlamak için konik bağlantıya sahip abutment arayüzleri ile bağlanan yüksek mukavemetli titanyum alaşımından frezelenmiş olan standart tek parça bir altyapı içerir. Ayrıca her implant-altyapı arayüzünde adaptif sabitleme mekanizmaları içermektedir. Adaptif sabitleme mekanizması, yatay ($\pm 0,4$ mm), dikey ($\pm 0,5$ mm) ve açısal boyutlardaki (± 4 derece) implant yerleştirme sapmalarını telafi etmek için bir dizi eklem diski kullanır

(52). Karl ve ark. 2018 yılında yaptığı çalışmada, implantlar tam olarak paralel veya aynı seviyede olmadığında bile önceden üretilmiş protezin sisteme pasif oturma uyumunun, bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) tarafından tasarlanmış protezlerle (Procera, Nobel Biocare) karşılaştırılabilir derecede benzer olduğunu göstermişlerdir (53).



Şekil 2. 3. Trefoil konsepti (<https://www.nobelbiocare.com/en-int/trefoil>)

2.6. İmplant Üstü Protezlerin Başarısına Etki Eden Biyomekanik Faktörler

1982'de Toronto'da Klinik Diş Hekimliğinde; ilk kez osseointegrasyon konulu bir konferans düzenlenmiştir. Kuzey Amerika'daki tüm diş hekimliği okullarından kıdemli akademik prostodontistler, oral ve maksillofasiyal cerrahlar, osseointegre implantlar alanındaki temel bilim, biyomateriyaller ve klinik araştırma bulgularını dinlemeye ve bunlara katılmaya davet edilmiştir. Brånemark, Toronto konferansındaki bildirilerin yayınlanmasına yol açan ve dental implantlara derin bir akademik ilgi yaratan implant başarısına katkı sağlayan aşağıdaki maddeleri açıklamıştır (54);

1. İmplant materyalinin biyouyumluluğu
2. İmplant yüzeyinin makroskopik ve mikroskopik yapısı (55, 56)
3. Hem sağlık (enfekte olmayan) hem de morfolojik (kemik kalitesi) açıdan implantın yerleştirileceği kemiğin durumu

4. Tek başına cerrahi teknik (57)

5. Kesintiye uğramayan iyileşme aşaması (58, 59)

6. Sonraki protez türü ve yükleme aşaması hijyenik ve kozmetik unsurlarla beraber tasarlanmalı (60).

2.7. İmplant ve Kemiğe Ait Biyomekanik Prensipler

2.7.1. İmplantın Biyomekanik Özellikleri

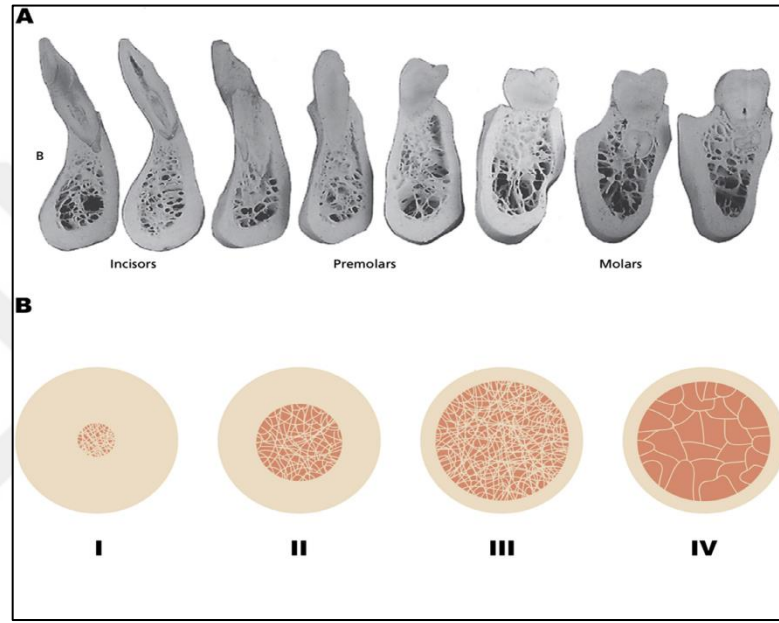
İmplantların sayısı, uzunluğu, çapı ve konumu kuvvet aktarımı ve bununla ilişkili olarak implantların etrafındaki stres dağılımı üzerinde etkilidir. İmplantların sayısı, uzunluğu ve çapındaki artış, özellikle bükülme kuvvetlerine maruz kaldıklarında implantların biyomekanik davranışını iyileştirir (61, 62). Maksiller sinüs veya mental foramen / inferior alveolar sinirinin varlığı, genellikle rezorbe olmuş maksilla ve mandibulaların distal bölgelerine uzun implantların (> 10 mm) yerleştirilmesini engeller. Kısa implantlar (<10 mm), anında yükleme protokollerinde implantların, başarılı bir şekilde osseointegrasyonu için en önemli faktörlerden biri olarak kabul edilen birincil stabilitesini de tehlikeye atabilir (63). Uzun, eğimli implantların (≥ 13 mm) bazı araştırmacılar tarafından birincil stabilite elde etmek için kullanılması gerektiği savunulmuştur. Birkaç klinik çalışma, eğimli implantlar için yüksek hayatta kalma oranları bildirmiştir (5, 64). Bununla birlikte, eğimli implantları çevreleyen kemikte oluşan stres miktarıyla ilgili bilgi yetersizliği hala mevcuttur. Bir implantın elastisite modülü (E-modülü), optimal bir yük dağılımını sağlamak için kemiğin E-modülüne mümkün olduğunca yakın olmalıdır. İmplant materyalinin E-modülüne ek olarak, tasarımı, örneğin; silindirik ve konik, implant üzerindeki diş ve olukların varlığı ve konfigürasyonu, uygulanan yükün çevresindeki kemiğe nasıl aktarılacağı üzerinde önemli bir etkiye sahiptir (65). Konik vidalı tip implantlar anında yükleme için tasarlanmıştır ve silindirik düz vida tiplerine kıyasla daha yüksek primer stabilite elde edilir (66). Düşük elastik modüllü Ti-alaşımları, üstün biyouyumluluk göstermiştir ve kemik-implant arayüzünde in vivo çalışmalarda karşılaştırılabilir veya daha hızlı kemik oluşumu sağlayabildiği gösterilmiştir. Pöröz yapıları Ti alaşımlarının, kemik-implant arayüz alanını artırarak hızlı kemik büyümesine ve gelişmiş osseointegrasyona izin verdiği gösterilmiştir. Geniş çaplı implantları kullanmanın bilinen avantajları arasında daha fazla kemik-implant teması, bikortikal angajman, başarısızlık bölgelerine anında yerleştirme ve abutment stresleri ve geriliminde azalma bulunur

(67). 3 mm'lik bir implantta çapı 1 mm artırmak, yüzey alanını toplam yüzeyde aynı uzunlukta % 35 oranında artırır (68). Daha fazla temas alanı, artan başlangıç stabilitesi ve strese direnç sağlar. Çoğunlukla olası aşırı enstrümantasyon ve ısı oluşumunu önlemek amacıyla 5,0 mm çapından daha küçük implantların kullanımı, delme işleminde oluşan ısıyı ve ardından kemik hasarını azaltır. Uzunluk ve başarı oranı arasında doğrusal bir ilişki kanıtlanmamış olmasına rağmen, çalışmalar daha kısa implantların istatistiksel olarak daha düşük başarı oranlarına sahip olduğunu göstermiştir (69). Primer hareketlilik ile implant uzunluğu arasında hiçbir ilişki kurulmamıştır ve yapılan analizlerde çıkarılan sonuca göre implant uzunluğu, başarı oranını yalnızca belirli bir ölçüde artırabilir (70). Bir protezi sabitlemek için bir vida sıkıldığında, vidanın gövdesinde bir çekme kuvveti (önyüklemeye) oluşur. Bu gerilme kuvveti, vidanın başından (71) vidanın ucuna kadar etki eder. Ön yük mümkün olduğu kadar yüksek olmalıdır çünkü abutment ile implant arasında bir temas kuvveti oluşturur. Sıkma sırasında gerilme kuvvetlerine maruz kaldığında vida uzar. Ne kadar fazla uzama olursa, vidanın stabilitesi o kadar iyi olur. Bu nedenle, vida başının tasarımı önemlidir ve vidanın sapına maksimum tork uygulanmasına izin vermelidir. İdeal olarak, bu en iyi şekilde bileşenler arasındaki temas optimize edilir. Mericske-Stern (72) in vivo ve in vitro önyüklemeye kuvvetinin önemli ölçüde farklı olduğunu ve ankraj cihazından bağımsız olduğunu bulmuştur. Bu ön yük, dikey boyutta uygulanan kuvvetlerin değerlerini etkilemiyor gibi görünmesine rağmen 280 N'u aşmayan ön yükleme, lateral yöndeki kuvvetleri etkilediği anlaşılmıştır.

2.7.2. Kemik Yapısı

Kompakt kemik ve trabeküler kemik arasındaki sertlik, gerilme mukavemeti, sünme ve yorgunluk açısından önemli farklılıklar nedeniyle doğal kemiğin mekanik özellikleri; yaşa, anatomik bölgeye, sistemik duruma ve kemik kalitesine göre önemli ölçüde değişir. Alveolar kemik için kemik kalitesinin analiz edilmesi, kemiğin yük taşıma kapasitesini etkilediğinden; kemik faktörünün hem klinik tedavi planını hem de yükleme protokollerini etkilediği belirtilmiştir (73). Alveolar kemik, klinik prognostik tahmin işlevi gören ve implant başarısı için geniş çapta katkı sağlayan bir sınıflandırma sistemine dahil edilmiştir. Lekholm ve Zarb'a (1985) göre dört yoğunluk kategorisine ayrılabilir (Şekil 2.4). Tip II ve III kemiğin her ikisi de kalın veya ince kompakt kemik tabakasının çevrelemiş olduğu nispeten yoğun trabeküler kemik içerir ve bu durum implantlar için uygun stabilite ve iyileşme koşulları sağlar. Aksine, Tip IV kemiğin

birçok çalışmada implant başarısızlığı ile ilişkili olduğu görülmektedir (74). Mandibula maksillaya nispeten daha yoğun kortikasyona sahiptir. Her iki çene de ön bölgeden arkaya doğru kortikal kemik tabakasının azaldığı ve trabeküler kemik formasyonunun arttığı bir yapıya sahiptir. Bu durum arka bölgelerde daha yüksek implant başarısızlığı oranına neden olan bir durum olarak düşünülebilir (75, 76). Sonuç olarak, kemik yapısı, yoğunluğu ve mekanik özelliklerindeki bu farklılıklar, farklı implant tasarımları ve yerleştirme protokolleri için teorik temel sağlar (77).



Şekil 2. 4. Lekholm ve Zarb'a (1985) göre kemiğin dört yoğunluk kategorisi (78).

2.7.3. Protezin Türü

Hareketli veya sabit protez seçiminde anatomik faktörler, estetik faktörler, hastanın beklentisi, ağız sağlığı ve genel sağlık durumu, tedavi masrafları açısından kapsamlı bir biçimde değerlendirilerek karar verilmelidir. Protezlerin implantlara yerleştirilmesinde kullanılan yöntem (vida veya siman tutuculu), kantileverli köprülerin kullanımı ve kanat uzunluğu, farklı ataçman tiplerinin kullanımı da benzer şekilde stres dağılımına etki etmektedir. Protez tipi implant yükleme şeklini etkiler. Siman tutuculu implant restorasyonlarında, oklüzal yüzeyde vida delikleri yoktur ve aksiyel yükleme uygulanan oklüzyon türü geliştirilebilir. Bununla birlikte, vidalı sabit protezler veya overdenturelar eğilme momentlerinde önemli bir artış yaratan ofset yüklere maruz kalır (79, 80). Mericske-Stern ve ark. (81) maksillada tek parça tam ark sabit protezlerin ve bar tutuculu overdentureların üzerindeki kuvvetleri kaydettikleri

alışmalarında protez tipinin kuvvet paterni üzerinde belirleyici bir etkisinin olmadığı sonucuna varmışlardır. Ancak overdenture tedavisinde maksillada meydana gelen rezorbsiyon paterni tedavide kullanılan implantların ve dişlerin pozisyonunu etkiler. Dişlerin konumlandırılması sıklıkla uzun bir kaldıraç kolu görevi gören anterior veya labial kantilever oluşturduğu için maksiller implantlarda yüksek eğilme momentlerine bağlı başarısızlık görülme insidansı artmaktadır (82, 83). Tasarımdan bağımsız olarak implant-protez kompleksi, oklüzal kuvvetleri implant çevresindeki kemiğe iletir (56, 84). Protez malzemesinin kuvvet absorbe etme katsayısının önemini vurgulayan Skalak'ın yaptığı çalışmada, akrilik rezin diş kullanımının implantlarda şok absorpsiyonu için faydalı olacağı öngörülmüştür (56). Bu materyalin esnekliği, darbe kuvvetlerinin olumsuz etkilerine ve kemik-implant ara yüzünün mikro hareketine karşı bir koruma olarak önerilmiştir. Protez materyalinin seçimi tartışılrsa da, implantın sağkalımı üzerinde herhangi bir etkisinin olmadığı konusunda bir fikir birliği vardır (85). Doğal dişli bireylerde ortalama eksenel ısırma kuvvetleri kanin bölgesinde 500 N'ye, premolar bölgede 600 N'ye ve molar bölgede 800 N'ye ulaşabilir (86). Bu kuvvetler, implant sonrası sabit protez restorasyonlarındaki ısırma kuvvetlerinin değerlerine yaklaşık olarak eşittir. Bu nedenle, mekanik yükün implantlar ve çevreleyen kemik dokusu arasındaki arayüz boyunca aktarılması çok önemli bir konudur. Bir implantın üst yapısından (kron, köprü veya protez) gelen yük, implanttan çevre kemiğe doğru gerilmeye neden olarak kemikte yeniden modelleme süreçlerini etkiler (87). Özellikle sabit parsiyel protezleri olan hastalarda ölçülen maksimum oklüzal kuvvet, doğal dişleri olan kişilerin düzeylerine yaklaşıyor gibi görünmektedir. Bu da protetik materyal seçimi sırasında hastaya yönelik faktörlerin göz önüne alınması gerektiğini gösterir.

2.7.4. Oklüzal Şema

Oklüzal şemanın etkisine bakacak olursak; Hobkirk ve Brouziotou-Davas'ın yaptığı çalışmada iki farklı oklüzyon türünde (bilateral balanslı oklüzyon ve grup fonksiyonu) ortalama en yüksek kuvvet veya yükleme arasında belirgin fark bulunamamıştır (88). Bununla birlikte, bir protez tasarımı yapılırken aşırı bükülmenin sıkıştırma veya çekme kuvvetlerine göre implant bileşenlerinde ve destekleyen kemikte daha yüksek gerilime yol açtığı gerçeği de dikkate alınmalıdır (89). Aşırı bükülme momentleri, implant kırılması dahil olmak üzere çeşitli başarısızlıklara yol açabilir. Klinik araştırmalarda ve hayvan deneylerinde aşırı yüklemenin implant çevresinde kemik kaybına neden

olabileceği gösterilmiştir. Yapılan bir çalışmada (90) oklüzal aşırı yüklenmenin, osseoentegre olmuş bir implant için gevşek osseointegrasyona sebep olabilen ana faktör olabileceğini gösterir. Uygun tedavi planlamasıyla, bu tür aşırı yük durumları, kantilever uzunluklarını azaltarak, restorasyonların bukkolingual ve meziyodistal boyutlarını daraltarak, cusp / implant mesafesini düşürerek, kusp eğimini düzleştirerek ve oklüzal teması merkezin uzun ekseninde ayarlayarak önlenabilir (91).

2.8. İmplant Üstü Protezlerde Oklüzyon Türleri

İmplant üstü protezlerde oklüzyon türleri ve temel prensipleri diş restorasyonlarındaki oklüzal prensiplerden türetilmiştir. Klinik deneyler ve kavramsal teorilerden yola çıkarak üç oklüzal kavram (balanslı, grup ve karşılıklı koruyucu oklüzyon) oluşturulmuştur (92, 93). Tüm oklüzyon türleri doğal ve / veya merkezi oklüzyon sırasında maksimum interküspasyona sahip olabilir. Bilateral balanslı oklüzyonda tüm hareketler esnasında tüm dişler temastadır. Genellikle tam protezde kullanılır. Grup fonksiyonlu oklüzyonda çalışan taraftaki posterior dişler lateral hareketlerde temas ederken dengeleyen taraf teması yoktur. Bu oklüzyon temel olarak kanin dişlere kuvvet uygulamanın sakıncalı olduğu durumlarda tercih edilir (94). Karşılıklı koruyuculu oklüzyonda sentrik ilişki veya doğal durumda posterior dişler temas ederken diğer bütün hareketlerde anterior dişlerin hafifçe teması söz konusudur. Bu oklüzal şema, kanin dişlerinin arka dişler üzerindeki ağır lateral basınçlardan kaçınan kilit bir oklüzyon unsuru olduğu kavramına dayanmaktadır. Bu oklüzal kavramlar, implant destekli protez modifikasyonları için başarıyla benimsenmiştir (1, 95-98). Ayrıca, implant korumalı oklüzyon kesinlikle implant protezleri için önerilmiştir(99). Bu kavram implant protezleri üzerindeki oklüzal kuvveti azaltmak ve böylece implantları korumak için tasarlanmıştır. Bunun için, oklüzal temasların yük paylaşımı, oklüzal tablanın ve anatominin modifikasyonları, gelen yükün doğrultusunun düzeltilmesi, implant yüzey alanlarının artırılması ve uygun olmayan implantlarda oklüzal temasların ortadan kaldırılması veya azaltılması gibi geleneksel oklüzal konseptlerden çeşitli modifikasyonlar önerilmiştir. Ayrıca oklüzal kuvveti apikal yöne yönlendiren oklüzal morfoloji, çapraz kapanıştan yararlanma, daralmış bir oklüzal tabla, azaltılmış kusp eğimi ve meziyo-distal ve bukkolingual olarak kantilever uzunluğunu azaltma implant oklüzyonunu yeniden düzenlemek için önerilmiştir (95).

İmplant oklüzyonunun temel prensipleri arasında;

- Sentrik (alışılmış) oklüzyonda bilateral balans,
- Eşit olarak dağıtılmış oklüzal temaslar ve kuvvet,
- Çenenin geriye konumlandırılmış pozisyonu ile sentrik (alışılmış) pozisyon arasında hiçbir etkileşim bulunmaması,
- Sentrik oklüzyonda geniş serbestlik,
- Mümkünse anterior rehberliğin sağlanması,
- Çalışan / çalışmayan interferensler olmaksızın pürüzsüz, eşit, lateral hareketler (100).

Eşit dağıtılmış oklüzal temaslara ilaveten çift taraflı oklüzal stabilite, çiğneme sisteminin stabilitesini ve uygun bir kuvvet dağılımı sağlar (101). Bu durum erken temas olasılığını azaltarak implantlar üzerindeki kuvvet konsantrasyonunu azaltabilir. Ek olarak, sentrikte geniş serbestlik daha düzgün dikey kuvvetlerin gelmesini sağlayarak fonksiyon sırasında erken temasları en aza indirebilir.

2.8.1. Tam Ark Sabit Restorasyonlarda Oklüzyon

Karşıt arkta tam protez olan tam çene sabit implant üstü protezlerde; çift taraflı balanslı oklüzyon başarılı olurken; karşıt arkta doğal diş yapısına sahip olgularda grup fonksiyonlu oklüzyon yaygın olarak benimsenmiştir. Karşıt ark doğal dentisyona sahip bireylerde sığ bir anterior rehberliğe sahip olan karşılıklı koruyucu oklüzyon da tercih edilebilir (95, 98). Oklüzal şemadan bağımsız olarak, yanal hareketler sırasında oklüzal kuvveti eşit olarak dağıtmak için, sentrik ilişki ve maksimum interkaspasyonda bilateral ve anteroposterior eşzamanlı temaslar elde edilmelidir (95, 97, 102). İlaveten çalışan/çalışmayan taraflarda kantilever üzerinde oklüzal kontak olmaksızın düzgün, eşit lateral hareketler elde edilmelidir. Oklüzal temaslar için, sentrik ilişki ve maksimum interkuspasyonda geniş serbestlik (1–1,5 mm) daha optimal dikey kuvvet çizgileri sağlayabilir ve böylece fonksiyon sırasında erken temasları en aza indirebilir (103). Tam çene sabit bir implant protezinde kantilever kullanıldığında, kantilever üzerindeki infraoklüzyon (100 mm), protezin yorgunluğunu ve mekanik başarısızlığını azaltmak için önerilmiştir (104). Mandibuladaki 15 mm'lik kantilever, daha uzun olanlara göre önemli ölçüde daha iyi hayatta kalma oranları göstermiştir (105). Öte yandan, kemik kalitesi ve kuvvet yönündeki olumsuzluklar nedeniyle maksillada 10–12 mm'den az kantilever uzunluğu önerilmiştir. Kanin koruyuculu oklüzyonun, kanin bölgesinde meydana getirdiği stres nedeniyle vida başarısızlığında önemli rol oynadığı bulunmuştur (106).

2.8.1.1.Kanin Koruyuculu Oklüzyon

Kanin koruyuculu oklüzyonun kaynağı D'Amico, Stuart, Stallard ve Lucia'nın çalışmalarına dayanır (107). Kanin koruyuculu oklüzyon için gerekli olan, eksantrik lateral mandibular hareket sırasında sadece kanin dişlerin, çalışan tarafta temas etmesi, çalışmayan tarafta hiçbir dengeleme kontağı olmamasıdır. Kanin koruyuculu oklüzyonun temel dayanağı; mandibulanın lateral hareketlerinde sadece kanin temaslarını sağlayarak, geride kalan diş yapısını olumsuz oklüzal kuvvetlerden korumaktır. Panek ve arkadaşları (108) 834 denek üzerinde yaptıkları bir çalışmada, kanin korumalı oklüzyon sıklığının yaşla birlikte azaldığını bulmuşlardır. Çalışmadan, kanin koruyuculu oklüzyonun genç hastalarda planlanan ortodontik ve protetik rehabilitasyon için en uygun model olduğu sonucuna varılmıştır. D'Amico (109), kanin korumasının vertikal çiğneme modelini desteklediğini ve dişlerin aşınmasını önlediğini belirtmiştir. Kanin koruyuculu oklüzyonda maksimum interküspasyon, mandibulanın optimal kondiler pozisyonu ile çakışır. Burada fonksiyonel yükleme, arka dişlerin destekleyici tüberküllerinin interküspal pozisyonlarında veya yakınında karşıt fossalarına teması sınırlandırılarak eksenel olarak yönlendirilir. Ön dişler ya hafifçe temas ederler ya da çok sıkı şekilde kontağın dışındadır (yaklaşık 25 µm kadar), bu onları lateral yönlendirilen kuvvetlerden korur. Fonksiyonel etkinlik; iyi biçimlendirilmiş marjinal kenarlar, üçgensel tepeler, fossalara sahip oklüzal yüzey ile artırılabilir. Stomatognatik sistemin çalışması için dişlerin birbirinden bağımsız çalışması gerekir. Kanin dişleri; boyutları, yapıları, kök uzunlukları, fulkrum itibarıyla stratejik konumları, yüksek propriyosepsiyon yetenekleri, palatinal yüzeyinin şeklinin içbükey olması sebebiyle kuvvetleri yönlendirmesi, stres kırma yetenekleri nedeniyle çalışan taraf arka dişlerin lateral hareketlerde kapanmasını engellemesiyle bu işlev için en olası dişlerdir. Kanin koruması kaldırıldığında kasların aktif kalarak diş gıcırdatma, abfraksiyon, diş eti çekilmesi ve brüksizme yol açtığı gözlemlenmiştir. Kanin rehberliği, tüm oklüzal ilişkiler içinde en iyi fizyolojik ilişki olarak kabul edilir çünkü dişleri aşınmadan korur ve ara sıra brüksizm olasılığı olan çoğu kişide bu davranışı önleme eğilimindedir. Kronik brüksizm alışkanlığının yokluğunda bu ilişkiler yaşam boyu devam eder.

2.8.8.2. Bilateral Balanslı Oklüzyon

Genellikle yaşı ilerlemiş hastaların tam protez yapımı sırasında kullanılan oklüzyon türüdür. Aynı zamanda bilateral sonlu vakalarda da kullanılabilir. Alt ve üst dişler,

çenelerin sentrik kapanış durumunda ve lateral gezinmeleri esnasında her iki tarafta da sürekli temastadır. Maksimum diş teması vardır. Bu oklüzyon türü esasen artikülatör üzerinde sağlanır. Lateral gezinme ve protrüzif harekette bilateral balanslı oklüzyonda, posterior bölgede disklüzyon oluşmaz. Çalışan taraf teması her zaman vardır. Dengeleyen taraftaki temaslar sayesinde tam protezlerin stabilizasyonu sağlanmış olur (110, 111). Kısaca; dengeli bir oklüzyon, lateral hareketlerde (çapraz ark dengesi) hem çalışan hem de çalışmayan taraflarda aynı anda oklüzal temas, lateral kaydırma sırasında çalışan tarafta karşılıklı bukkal kaslar ve karşıt lingual kaslar arasında oklüzal temas anlamına gelir (çapraz diş dengesi). Her oklüzyon durumunda maksimum diş teması sağlanırken aynı zamanda tüberkül çatışmasının olmaması çiğneme basıncını her tarafa eşit olarak dağıtarak protezlerin stabilitesine katkı sağlar. Protezin yerinden çıkmasını engellerken aynı zamanda travma minimuma indirilerek destek dokulara gelecek olan zarar önlenmiş olur (112-114). Bu oklüzyon türünde; aynı anda çok sayıda diş teması olmalı ve fonksiyonel hareketler esnasında bu dişler kullanılmalıdır. Anterior dişlerde, protrüzyon esnasında temas sağlanırken aynı zamanda posterior dişlerde de temas sağlanmalıdır. Bir tarafla çiğneme yapılırken, dengeleyen tarafta da en az birkaç tüberkül teması etmelidir. Sentrik oklüzyonda basınç her tarafta eşit olmalıdır (113). Normal dişlerde oklüzyon sağlanırken bilateral balanslı oklüzyon kullanması tercih edilmez. Çünkü dengeleyen taraf kontakları dişler ve çevre dokular için travmatize doku hasarı oluşturur. Bu oklüzyon türü tam protezler için daha uygundur (115).

2.8.8.3. Unilateral Balanslı Oklüzyon

Mandibulanın lateral hareketleri sırasında, çalışan tarafta kanin dişleriyle beraber bir veya daha fazla komşu posterior dişin temasına dayanır (116-118). Grup fonksiyonlu oklüzyon prensibinde; uzun sentrik, lateral hareketler sırasında yanal basınçları paylaşan çalışan taraftaki dişler ve lateral hareketler sırasında çalışan taraf temaslarından dolayı çalışmayan taraftaki dişlerde temas olmamalıdır. Oklüzyonda vertikal boyut değişmeksizin maksimum interkaspasyon ve sentrik ilişki arasında 0.5-0.75 mm kadar fark olmasıyla uzun sentrik sağlanır. Grup fonksiyon oklüzyonunda, lateral basınçlar çalışan tarafta tüm dişlere dağıtılırken, çalışmayan tarafta diş teması yoktur.

2.8.8.4. Lingualize Oklüzyon

Lingualize oklüzyon konsepti, 1927 yılında İsviçre’li araştırmacı Dr. Alfred Gysi tarafından tanımlanmıştır. Lingualize oklüzyon; sentrikte, çalışan ve çalışmayan pozisyonlarda üst dişlerin lingual tüberkülleri alt dişlerin oklüzal yüzeyleriyle temas ettiği oklüzyon şeklidir. Üst protez için, yaklaşık 30-33° açığa sahip belirgin lingual tüberkülleri olan posterior dişler kullanılırken, alt protezdeki dişler anatomik olmayan veya yarı anatomik formda kullanılır. Oklüzal form, maksillar palatinal tüberküllerin bir havan gibi mandibular santral fossanın da havan eli gibi kullanımına olanak sağlar. Maksiller bukkal tüberkülde veya mandibular lingual tüberkülde herhangi bir temas yoktur. Kapanıştaki havan-havaneli dizaynı sayesinde besinin daha iyi çiğnenmesini sağlar. Maksiller tüberkülün dik eğimi istenmeyen lateral hareketleri azaltır. Mandibular tüberküllerin düz şekli sayesinde lateral hareketlerdeki interferensler azaltılmış olur. Maksiller bukkal tüberküllerin boylarının kısa olması alt çene hareketleri sırasındaki interferensleri azaltır. Oklüzal temasların azaltılması, kuvvetlerin daha kolay iletilmesini sağlar. Tam protez oklüzyonu için kullanılması düşünülse de çiğneme kuvvetleri destek dokulara vertikal olarak iletildiği için sabit ve hareketli protezlerin ikisi için de kullanılması uygundur (119-121). Çiğneme kuvvetleri mandibular protez için bir miktar lingual tarafta oluşacağından bu durum mandibular protezin stabilizasyonuna yardımcı olur. Lingualize oklüzyon, alveol kretinde aşırı derecede rezorbsiyon olan veya alveol kretleri arasında mesafesi fazla olan hastalar için oldukça avantajlıdır. Lingualize oklüzyonun dezavantajı olarak öncelikle çiğneme etkinliğinde azalma söz konusudur. Diğer bir dezavantajı ise klasik kusp tepesi-fossa ilişkisi sağlanan oklüzyon türüne göre daha az estetik görünmektedir.

2.9. Biyomekanik Prensipler

Biyomedikal mühendislik alanındaki gelişmelerle beraber hastaların teşhis, tedavi planlaması ve bunlardan yola çıkarak tedavi edilmesinde mekanik prensiplerin kullanımından yararlanmak hekimlere fayda sağlar (122). Diş hekimliğinde kullanılan biyomekanik prensipler özellikle ağızdaki protezlere gelen kuvvetler sonucunda diş, restorasyon ve destek dokuların tepkilerini incelemek yönündedir (123-125).

2.9.1. Kuvvetin Tanımı ve Dental İmplantlar Üzerine Etki Eden Kuvvetler

Bir cismin yönünü, hızını, şeklini ve doğrultusunu değiştiren vektörel büyüklüğe ‘kuvvet’ denir (122, 124, 126). Birimi Newton (N) veya kilogramkuvvet (kgf) olarak

kullanılır. Kuvvetin temel kanunu olarak belirlenen F: kuvvet, m: kütle ve a: ivme sembolleri şu şekilde formüle edilmiştir: $F = m \times a$

Dental implantlar üzerinde etkisi olan birçok durumdan kaynaklı olan kuvvetler mevcuttur. Bu kuvvetler, şiddet yön ve yüklemeye maruz kalınan süreler açısından implantın iyileşme dönemi, yükleme dönemi ve idame dönemlerinde farklılıklar gösterebilir. Dental implantlar iyileşme fazı sonrası okluzal yüklemelere protetik üst yapı sabitlendikten sonra maruz kalırlar. Bu kuvvetler hastanın parafonksiyonel alışkanlığı mevcudiyetinde büyük farklılıklar gösterebilir. İmplant üstü protezlerde pasif uyum yoksa okluzal yüklemeler olmadan implantlara sürekli bir kuvvet maruziyeti söz konusudur.

2.9.2. Gerilme (Stres)

Birim alana uygulanan kuvvet miktarı 'stres' olarak tanımlanır. Bir cisim üzerine dışarıdan gelen etkenler (kuvvet, moment, sıcaklık) cismin herhangi bir kesitinde tepki olarak iç kuvvetler meydana getirir. Birimi megapascal (MPa) olarak ifade edilir. Stres miktarı, kuvvetin büyüklüğü ile doğru orantılı, kuvvetin uygulandığı alan büyüklüğüyle ters orantılıdır (127). Stres ve basınç aynı birimlerle ifade edilir. Basınç ve stres arasındaki temel farklılık basınçta yüzeye eşit olarak dağılmış bir kuvvetin mevcut olmasıdır. Birim alana karşılık gelen iç kuvvetlere gerilim adı verilir ve sigma sembolü (σ) ile gösterilir. Diş hekimliğindeki analizlerde genellikle mm cinsinden büyüklüklerle karşılaşıldığından dolayı gerilim ölçümlerinde MPa (Megapascal) birimi daha sık kullanılmaktadır ($1\text{ MPa} = 1\text{ N/mm}^2 = 10^6\text{ Pa}$). Cisme uygulanan kuvvet farklı açılardan ve farklı yönlerden gelebilir. Bu dış kuvvetler cisim içerisinde oldukça karmaşık streslerin oluşmasına sebep olabilir. Cisim üzerinde oluşan stresler şunlardır:

Basma gerilmesi: Bir cisme aynı doğrultu ve aynı yönde uygulanan iki kuvvetin sonucunda oluşan gerilmedir ve cismin moleküllerini birbirine yaklaştırma etkisine sahiptir.

Çekme gerilmesi: Bir cismi uzatmak ya da germek için uygulanan yükün yarattığı deformasyona karşı oluşan dirençtir. Daima çekme tipi gerilme (tensile strain) ile beraber oluşur.

Kayma (makaslama) gerilmesi: Herhangi bir kütleyi çevirmeye veya kaydırmaya iten kuvvetler sonucu oluşan stres tipi shear (makaslama, kayma) stresleridir.

Bir cisme tek tip stres uygulanması epey zordur. Bir cisim üzerine uygulanan tek tip stres varsa baskın olmasa bile diğer iki tip stres de cismin içerisinde oluşmaktadır. Bunlara ‘birleşik stresler’ adı verilir ve protetik uygulamalarda daha çok bu tarz stresler görülmektedir (128). Normal gerilmeler cismin hacmini değiştirmeye yönelirken, kayma gerilmeleri böyle bir etki göstermezler, ancak cismin yapısında deformasyon meydana getirmeye çalışırlar. Kemik ve implant sıkışma kuvvetlerine iyi tolerans gösterirken makaslama tipi kuvvetler bağlantı bölgesinde en yıkıcı etkiye sahiptir. Kortikal kemik, uygulanan sıkışma tipi kuvvetlere makaslama tipi kuvvetlerden %65, çekme tipi kuvvetlerden %30, daha dayanıklıdır. Kemikte oluşan stres üzerinde uygulanan kuvvetin tipi kadar doğrultusunun da etkili olduğu görülmektedir (68).

2.9.3. Gerinim (strain)

Cisme uygulanan kuvvet ile oluşan stres sonucunda cismin birim boyundaki değişime ‘gerinim’ denir. Yani cismin uzunluğundaki değişimin orijinal boyuna oranıdır. Birimi yoktur ve oransal olarak ifade edilir (129). Dental implantlar üzerine gelen kuvvetler sonucu implantlar ve çevre dokularda deformasyon görülebilir. Deformasyon doğrudan strain ile bağlantılıdır. Gerinim kemiğin yapım ve yıkım aktivitesinde önemli bir parametredir. Gerinim plastik, elastik ya da ikisi birden olabilir. Elastik strain geri dönüşümlüdür. Gerinim ortadan kalkınca cisim eski haline döner. Plastik gerinimde; cisimde geri dönüşümü olmayan değişiklikler meydana gelir.

2.9.4. Mohr Dairesi ve Asal Gerilme

Bir cisme bir kuvvet uygulandığında cisme ait farklı kesitlerde farklı gerilme türleri gözlenir. Bu farklı türleri grafik ile ifade eden Otto Mohr isimli araştırmacının geliştirdiği grafik 1882 yılından beri Mohr dairesi adıyla bilinmektedir. Mohr dairesindeki farklı kesitlerin gerilme değerinin hesaplanması geometrik olarak da elde edilebilir. Kesite döndürme hareketi yaptırılınca kayma gerilmesinin olmadığı bir pozisyonda en küçük normal gerilme (σ_1) iken en büyük pozitif normal gerilme (σ_3) bulunmaktadır. Bu gerilimlere asal gerilimler (Principal stresses), gerilimlerle oluşan eksenlere ise asal eksenler (Principal axis) denilmektedir. Mevcut dairede yatay eksen normal gerilmeleri gösterirken, dikey eksen kayma gerilmelerini göstermektedir.

2.9.5. Elastiklik Modülü

Uygulanan kuvvetin kalkmasıyla cismin başlangıç haline geri dönme yeteneği ‘elastisite’ olarak bilinir. Cisimlere uygulanan yük ortadan kalktığında orijinal boyutlarına dönebildikleri maksimum gerilme miktarına ‘elastik sınır’ denilmektedir. Sabit bir değer olan elastiklik modülü, materyallere göre değişiklik göstermektedir. Bu değer artması cismin uzamaya karşı gösterdiği direnci de artırmaktadır. Sert materyallerin deformasyona karşı gösterdiği iç direncin fazla olması nedeni ile elastiklik modülü yüksek değere sahiptir. İki farklı malzemenin elastiklik modülü kıyas yapıldığında elastiklik modülü yüksek olan düşük olana göre daha az deformite göstermektedir (130). Birimi Gigapaskal (GPa) olup her madde için ayırt edici bir değerdir (131).

2.9.6. Poisson Oranı

Bir cisme kuvvet uygulandığında cisim üzerinde üç boyutlu bir değişim olur. Bir materyale bir gerilme yükü uygulanırsa, yükün uygulandığı doğrultuda (gerilme düzlemine dik olacak şekilde) uzayacaktır. Basma yükü altında ise eksenel boyutunda azalma meydana gelecektir. Eğer hacim sabitse, şekil değiştirmeye karşılık gelen bir yanal daralma veya genişleme olmalıdır. Bu yanal değişim eksenel değişimle sabit bir ilişki göstermelidir. Anlatılan eksensel-yanal şekil değişiminin ilişkisi, keşfedicisinin adı olarak ‘Poisson Oranı’ olarak adlandırılmaktadır. Genellikle ν ile sembolize edilmektedir. Poisson oranı bazen eksenel ve yanal gerinimlerin mutlak değerlerinin oranı olarak ifade edilmektedir. Her iki gerinim değeri birimsiz olduğu için Poisson oranı da birimsizdir. Poisson oranı şu şekilde formüle edilir;

$$\nu = - \frac{\text{Kuvvet Doğrultusundaki Gerinim}}{\text{Kuvvete Dik Doğrultudaki Gerinim}}$$

$$\nu = - \frac{\epsilon_{yanal}}{\epsilon_{eksenel}}$$

Bu oran farklı materyallerde 0-0,5 arasında değer alır (132). Yumuşak olan materyallerin çekilmesi esnasında çapraz kesitlerinde daha fazla azalma görülür ve

Poisson oranı daha yüksek olur. Malzeme kırılma noktasına geldiğinde ise çapraz kesitteki değişim sonlanır (133).

Ortotropik: Üç asal eksen (x,y,z) yönünde farklı mukavemet özellikleri gösteren materyallerdir.

İzotropik: Bir cisim üç farklı (x,y,z) ekseninde farklı doğrultularda benzer özellik gösterdiğinde izotrop olarak adlandırılmaktadır. İzotrop cisimler Poisson oranı ve elastiklik modülü ifade edilebilen gerilme-gerinim ilişkisine sahiptir.

Transvers izotropik: Üç asal eksen üzerinde ikisinde benzer davranış gösterirken birinde farklı davranış gösteren materyallerdir (134, 135). Yapılan bir araştırmada; mandibulanın kavsi etrafındaki kütsel doğrultusu ile transvers izotropik olduğunu ortaya koymuşlardır (136).

2.10. Gerilme Analizinde Kullanılan Yöntemler

Oral kavite biyomekanik sistemleri içeren karmaşık bir yapıdır. Bu nedenle çoğu zaman protetik materyallerin mekanik davranışıyla alakalı yapılan araştırmalar *in vitro* olarak gerçekleştirilir (137). Bir materyali biyomekanik açıdan değerlendirirken, farklı kuvvetler altında ne tür gerilim gösterdiğini ve gerilmelerin dağılımlarını pek çok yöntemle incelemek mümkündür. Bu sayede diş hekimliğinde kullanılan materyallerin doğru seçimi, dokuların vereceği cevapların öngörülmesi ve böylece en uygun tedavi planlamasının yapılmasına yol gösterilmesi mümkün olabilmektedir.

Kuvvet Analiz Yöntemleri;

1. Gerilim ölçer (Strain Gauge) Kuvvet Analiz Yöntemi
2. Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi
3. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi
4. Radyoteleometri Kuvvet Analiz Yöntemi
5. Kırılgan Vernik (Brittle Lacquer) Kuvvet Analiz Yöntemi
6. Holografik İnterferometri ile Kuvvet Analizi Yöntemi (Lazer Yöntemi)
7. Sonlu Elemanlar (Finite Element) Kuvvet Analiz Yöntemi (SEA)

2.10.1. Gerilim Ölçer (Strain Gauge) Kuvvet Analiz Yöntemi

Gerinim ölçer ile analizde, gerinim ölçerin elektriksel direnci yapııştırılan materyalin bağlı olduğu iletkenin yük altında şeklini değiştirmesiyle değişir. Materyalin birim şekil

değiştirme değeri, gerinin ölçerin yapııştırıldığı noktadan ölçülerek gerininin değeri hesaplanır. Isırma kuvvetleriyle yapılan çalışmaların çoğu gerinin ölçerlerle yapılır (138, 139).

2.10.2. Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi

Bu yöntemde materyal içerisindeki stres dağılımlarının anlaşılması deneysel bir metotla sağlanır. Matematiksel formüller yetersiz kaldığında tercih edilir. Fotoelastik niteliği olan bir materyalin modeli yapılarak, polariskop denilen alet yardımıyla polarize ışık tutulduğunda belirli yüklemeler altında kuvvet çizgileri incelenip, fotoğraflandırılması esasına dayanır (140). Bu yöntemde, elde edilen sayısal bilgilerin kısıtlı oluşu dezavantajdır.

2.10.3. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi

İzotropik, homojen olan bir dental materyale devamlı kuvvet uygulandığında ısısal değişimler oluşur. Ağızda fonksiyon sırasında oluşan devamlı yüklemelerle materyalde asal gerilimler oluşacaktır. Özellik implant parçaları üzerindeki statik yüklenme, bu yöntemin kullanılması için gereken yüklenme frekansını karşılamaktadır. Canlı dokular üzerindeki etkileri net olarak incelenemez (141).

2.10.4. Radyoteleometri Kuvvet Analiz Yöntemi

Bu yöntem bir yazılım ve donanımla elde edilen verilerin herhangi bir materyale bağlı olmaksızın transfer edilmesi üzerine kuruludur. Uygulanan kuvvet neticesinde modele sabitlenmiş olan gerilimölçerdeki direnç farklılıkları sonucu voltaj düşmesi gerçekleşir bu da radyotelemetrinin frekansını etkileyerek sonuçları oluşturur. Hareketli protezlerin fonksiyonu sırasındaki gerilim dağılımları bu yöntem kullanılarak incelenebilir. Yöntemin dezavantajı canlı dokulardaki gerilim dağılımlarının değerlendirilmemesidir (141).

2.10.5. Kırılğan Vernik (Brittle Lacquer) Kuvvet Analiz Yöntemi

Çalışması yapılacak yapı üzerine kaplanan verniğin kırılğanlığına bakılarak kuvvet dağılımını değerlendiren bir analiz yöntemidir (142). İncelenecek model üzerine homojen olacak şekilde vernik püskürtülür. Vernikle kaplanan materyal fırınlanarak sertleştirilir daha sonra modele istenilen yön ve şiddette kuvvet uygulanır. Verniğin üzerindeki çatlakların yoğunluğu kuvvetin geldiği bölgeleri belirtir. Serbest sonlanan vakalarda gerilim dağılımı yöntemi olarak kullanılmıştır (143). Canlı dokular

üzerindeki gerilimin incelenememesi ve modelin sadece bir kez kullanılabilmesi dezavantajları arasındadır (141).

2.10.6. Holografik İnterferometri ile Kuvvet Analizi Yöntemi (Lazer ışını)

Cismin 3 boyutlu görüntüsünün lazer ışını ile holografik film üzerine kaydedilmesini sağlayan optik tekniktir. Bu yöntem uygulanırken interferometri olarak isimlendirilen alet kullanılır. İki lazerin oluşturduğu ışın demeti ile model üzerindeki yer değiştirme ve aralık miktarına bakılırken, holografik görüntüdeki saçakların değerlendirmesiyle ölçüm yapılır. Diş hekimliği alanında ortodontide apareylerin kuvvet oluşumlarını incelemek ve protezde hem sabit hem hareketli protez materyallerini değerlendirmek için kullanılmış ve sonuçlar tatmin edici olmuştur. Hareketli protezlerin gerilim dağılımları incelenebilir. Ağız içindeki termal etkilerin ve canlı dokularda meydana gelen değişimlerin belirlenmesi mümkün değildir (144).

2.10.7. Sonlu Elemanlar (Finite Element) Kuvvet Analiz Yöntemi (SEA)

Sonlu elemanlar yöntemi (SEM) mühendislik ve fizik alanında karşılaşılan pek çok problemin çözülmesinde oldukça sık kullanılan sayısal yöntemlerden biridir (145). Sonlu elemanlar analizinin kullandığı yöntem karmaşık yapıların bilgisayarda hesaplanması daha kolay olan küçük ve basit alanlara (elemanlara) bölünmesi ve dış kuvvetlerin uygulanması ile şekil değişiminin yanı sıra gerilme dağılımının belirlenmesi için kullanılan sayısal yöntemdir. Her bir eleman için ayrı çözüm fonksiyonları formüle ederek, tüm yapı için bir çözüm elde etmek için bunları birleştirme esasıyla çalışır. Devamlı gelişmekte olan programlar ve her türlü materyal özelliğini tanımlamasıyla, oldukça zor olan analizleri kısa süreçte, daha az iş gücü ve masrafla yapabilmeyi sağlar. Deneysel çalışmaların zorluğundan kaynaklı biyolojik sistemlerde sıklıkla tercih edilen metotlardandır. Sonlu elemanlar analizinin ilk adımı, karmaşık geometriye sahip bir yapıyı sonlu boyutlarda küçük elemanlara bölmektir. Bölünen elemanların birleşmesiyle, istenilen yapıya ait bir ağ örgüsü elde edilmiş olur. Her elemanın belli bir geometrik şekli vardır. Cismin boyut ve geometrisine uygun olarak elemanlara bölünmüş şekline ‘matematik model’ denilmektedir. Matematik modellemeyi oluşturan elemanların birbirlerine değdiği yüzeylerde düğüm noktaları oluşur. Kuvvet dağılımının hassas olarak ölçülebilmesi için olabildiğince fazla sayıda eleman kullanmak önemlidir. Belirli bir başlangıç noktası referans alınarak tüm düğümlerin x, y, z eksenleri üzerinde koordinatları saptanıp bilgisayara aktarılır. Ayrıca bu geometrik şekli oluşturan tüm elemanların kendine ait materyal özelliklerini

gösteren, poisson oranı ve elastiklik modülü değerleri bilgisayarda programa tanıtılır. Fiziksel sistemin davranışı, sonlu elemanın geometrileri ve malzemelerin özellikleriyle belirlenir. Bu elemanların oluşturdukları katı modellenen cismin tamamındaki gerilme, gerinim ve şekil değiştirmeler elde edilmiş olur (138, 146, 147).

Bu analiz yönteminde amaç, karmaşık olan bir problemi basite indirgeyerek çözüm yoluna ulaşmaktır. Problemin basite indirgenmesiyle kesin sonuç değil yaklaşık sonuç elde edilir. Sonlu elemanlar analizinde doğru sonuçlara ulaşabilmek için peri-implant bölgesinde yeterli meshler uygulanmalı ve limit durumları net biçimde belirlenmelidir.

Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yönteminde İşlem Basamakları

- İncelenecek yapının geometrisinin oluşturulması,
- Uygulama yapılacak cismin sonlu sayıda elemana bölünmesi,
- İnterpolasyon fonksiyonlarının seçilmesi,
- Eleman rijitlik matrisi hesabının yapılması,
- Malzeme özelliklerinin tanımlanması,
- Sisteme etki eden tüm kuvvetlerin bulunması,
- Sınır şartlarının tespiti,
- Yapılacak olan analiz türünün seçilmesi,
- Genel sistem denklemlerinin çözülmesi (148).

1.Ağ Yapısının Oluşturulması: Modellenecek olan geometrik yapı, iki veya üç boyutlu olarak hazırlanabilir. Elde edilen modelin elemanları üç boyutlu koordinat sistemine yerleştirilir. Geometrik yapı oluşturulurken, boyutuna göre beş kısma ayrılan elemanlardan biri seçilmelidir; tek boyutlu elemanlar, iki boyutlu elemanlar, üç boyutlu elemanlar, izoparametrik elemanlar ve eksenel simetrik elemanlar olarak sınıflandırılmaktadır. Düğüm noktaları ve eleman koordinatları, ağ oluşturma işlemi ile oluşturulur. Ağ oluşturma, programlar tarafından otomatik olarak oluşturulur ya da bilgisayar kullanıcısı tarafından yapılır. Bilgisayar kullanıcısı bilgileri girdiğinde buna karşılık gelen değer otomatik olarak düğüm ve elemanları sıralandırılarak numaralandırılır. Modeli en iyi şekilde elde etmek, olabildiğince küçük parçalara bölmekle gerçekleşir (149). Ağ yapısı oluşturulduktan sonra, cismin hangi bölgeden sabitlendiğini ve kuvvetin nereden uygulandığını gösteren sınır şartları belirlenir. Eleman sayısı artırılıp, eleman tipi değiştirilip, ağ üretim yöntemi değiştirilerek yeniden ağ oluşturulabilmektedir.

2.Sınır Koşullarının Oluşturulması: Streslerin ve deplasmanların sınır ifadelerini içerir. Modelin nereden sabitlenerek kuvvetin model üzerinde hangi bölgede uygulandığını göstermektedir (146, 150).

3.Modelleme ve Elemanlara Bölme (pre-processing): Geometrik bir model oluşturulması için bilgisayarda CAD programı kullanılır. Fiziki yapısı karmaşık olan yapılar varsa bunların modellenmesi CT veya lazer tarayıcı kullanılarak yapılabilir. Modelin bilgisayarda oluşturulması tamamlanınca ilk aşama bitmiş olur (131, 151). Analiz yapabilmek için iyi tasarlanmış bir matematiksel modele ihtiyaç vardır. 3 boyutlu sonlu elemanlar analizinde, cismin matematiksel modeli oluşturulduğu için detayların tamamının sisteme aktarılması mümkün değildir. Başka değişkenler istenildiği gibi ayarlanabilir (152). Yapıların katı modelleri elde edilebilmek için hızlı işlem gücüne sahip olan bilgisayarlar ve bilgisayar destekli tasarım programlar kullanılmalıdır.

4.Verilerin Programa Yüklenmesi ve Analizlerinin Yapılması: Elde edilen matematiksel modeldeki farklı yapılara ait materyalin özelliği, sınır şartları ve yükleme koşulları tanımlanmalıdır. Oluşturulan modellerdeki malzemelerin elastisite modülleri ve poisson oranları sisteme yüklenir. Analizin incelediği konuya bağlı olarak termal iletkenlik, genleşme katsayısı, sürtünme katsayısı değerleri de kullanılmaktadır. Oluşturulan model düğüm noktalarından sabitlenerek, yer değiştirme kısıtlamaları sınır şartlarını oluşturur. Elde edilen model, analizi planlanan ana modelin tüm özelliklerini taşıdığından, yükleme sonuçları yapının bütünlüğünü taklit etmiş olur ve elde edilen sonuçlar saklanır (153).

5.Analiz Sonuçlarının Değerlendirilmesi: İnsandaki kemik dokusu ve bu dokunun mekanik kuvvetlere olan tepkisinin modellenmesinin zor olması, dental implantların mekanik davranışının sisteme yansıtılmasını zorlaştırır. Modellemeyi ve model çözümünü sağlamak için bazı tahminler yapılmalıdır. Üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizinden elde edilen veriler, bilgisayar sisteminde varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar olduğu için istatistiksel değerlendirmeler yapılamamaktadır. Düğümlerdeki stres dağılımları ve kesitlerin görünümüleri değerlendirilip yorumlanmaktadır. Stresin yoğun olarak gözlendiği bölgeler tespit edilir ve stres renk skalasından stres miktarları belirlenir. Her renk ayrı bir stresi gösterir ve değerler MPa cinsinden ifade edilir. Çekme stresleri ve Von Mises gerilim

değerleri kırmızı renkte en yüksektir, maviye doğru azalır. Basma stresleri negatif değerdedir. Mavi en yüksek değeri gösterirken, mutlak değeri alınmaktadır.

Sonlu Elemanlar Analizi Metodunun Avantajları

1. Karmaşık geometriye sahip bir model bile olsa, sonlu elemanların boyutları ve şekillerinin esnekliği özelliği sayesinde kolaylıkla oluşturulabilir.
2. Köşeli ve çok bağlantılı bölgeler doğru şekilde incelenebilir. Düzgün sınırlara sahip olmayan yapılar varsa eğri kenarlı elemanlar kullanılarak analiz yapılabilir (143, 153).
3. Oluşturulan modelde, geometrik şekil ve materyal özellikleri istenilirse kolaylıkla değiştirilebilir. Modeldeki elemanların materyal özellikleri farklıysa, birden fazla malzemenin birleştirildiği yapılarda da uygulanabilir (143).
4. Model oluşturulurken, sınır şartları kolayca uygulanıp, gerektiğinde değiştirilebilir (143).
5. Modeli oluşturan yapının eleman boyutları değiştirilerek önemli değişiklik istenen bölgelerde daha küçük elemanların kullanımı sayesinde hassas değerler elde edilir (154).
6. Bu yöntemle; in vivo şartlarda ulaşmanın mümkün olmadığı lokalizasyonlar sağlanırken, gerçek yapıyı yakından taklit eden model sayesinde stres tipinin belirlenmesi, deplasmanların elde edilmesi, gerilim yığılmalarının tespit edilmesi mümkün olur.
7. SEA, modelin deneysel veya analitik olarak incelenmesine göre çok daha hassas sonuçlar verir.
8. Diğer analiz yöntemleri olan, kırılma gerilimi kuvvet analizi ile sayısal olarak değerin elde edilememesi, fotoelastik yöntemde incelenecek modelin cam, selüloit gibi saydam modelden hazırlanması sebebiyle gerçek model özelliklerini yansıtmaması gibi dezavantajlar taşıdığı için SEA kullanımı daha avantajlı olmaktadır (155).
9. Karmaşık yapıya sahip bir sistemin veya yapının deneysel yöntemlerle teorik çözümü imkansızdır. Deneysel yollarla gerilimlerin bulunması uzun zaman ve maliyet gerektirir. SEA yöntemi sayesinde karmaşık yapıli modellerde deneysel çalışmalar gerçeğe yakın değeri verir.

10. SEA ile elde edilen modelde detaylı bir gerilim incelemesi yapıldığı için diş hekimliğindeki diş dokuları, çevre dokular ve kullanılan materyallerin mekaniksel davranışlarıyla alakalı detaylı sonuçlara ulaşılabilir (156).
11. Biyolojik dokulara ait mineralizasyon ve yoğunluk farkları, gerilim analizi yapılan çalışmalarda gerçeği tam olarak yansıtmaz. Bundan dolayı çalışmalarda kullanılan materyal ve dokular homojen varsayılır. Yani materyal içindeki molekül, kristal gibi elemanların eşdeğer dağılımlı olarak kabul edilmesini sağlar (157).
12. Bilgisayar ortamı dışında malzeme, deney ve çaba gerektirmemesi kullanımını kolaylaştırır (157).
13. SEA, parametrik değişim etkilerini inceleme olasılığı ve parametreler sonucunda elde edilen etkilerin ilişkilerinin karşılaştırılmasına imkan tanır (158).

Sonlu Elemanlar Analizi Metodunun Dezavantajları

Bu yöntemde veriler genellikle yüksek hafıza kaplamaktadır. Ancak teknolojinin gelişmesi mevcut olan bu durumu dezavantaj olmaktan çıkarır.

1. Sonlu elemanlar analizi yönteminde başka yöntemlerde olduğu gibi veriler, doğru analiz edilerek incelenmelidir. Gerekirse bu sonuçlar deneysel çalışmalarla kontrol edilmelidir.
2. Sonlu elemanlar yönteminde bazen istenilen sonuçlar alınmayabilir. Örneğin kırık, çatlak, temassızlık ve yumuşayan non-lineer materyal gibi sorunlar yöntem güvenilirliği açısından kesin sonuçlar vermeyebilir.
3. Gerçeğe yakın sonuçlar alınabilmesi için malzemelerin parametreleri ve katsayılarının doğru tanımlanması gerekmektedir.
4. Yoğunlukla oldukça büyük kapasiteli bilgisayar hafızalarına ve oldukça geniş hesaplama zamanına ihtiyaç duyulmaktadır. İşlem detayı arttırıldıkça bu limitler değişmektedir.
5. Sonlu eleman yönteminde geometrik modelleme farklı bilgisayarlarda aynı sonucu vermediği için hata yapma riski bulunmaktadır. Bu koşulların şekillendirdiği derece farkları, kesin çözümde yanılmaya neden olabilir.
6. Analistlere göre elde edilen sonuçlarda rakamların fazla olması, çözümün doğruluğunu ispatlamaz. Dolayısıyla elde edilen veriler kesin ve net sonuçları yansıtır demek doğru olmaz (159).

3. MATERYAL METOD

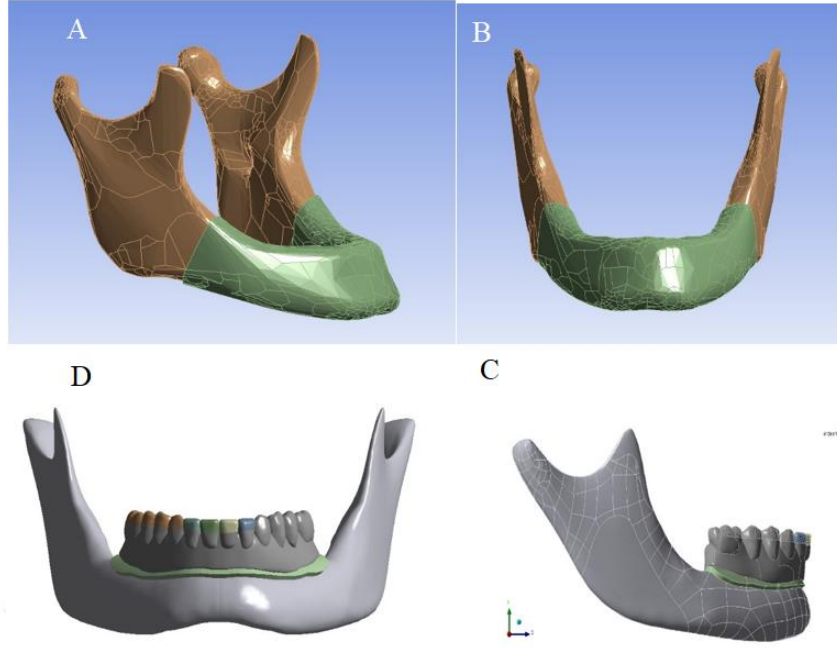
Bu çalışmanın amacı, All-on-Three ve All-on-Four olmak üzere iki farklı implant destekli sabit protez konseptinde dört farklı yükleme koşulu altında kortikal kemik, implant ve vida üzerinde meydana gelen stresleri incelemektir.

3.1. Sonlu Elemanlar Analizi Yapılan Cihaz ve Yöntem

Üç boyutlu ağ yapısının düzenlenerek homojen hale getirilmesi, üç boyutlu katı modellerin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizini gerçekleştirmek için Medical Identica Blue (IDS Medical Equipment Co. Ltd. HCM City, Vietnam) tarama cihazı ile dişli modellerin noktasal görüntüsü alınarak nokta bulutu modelleri Geomagic (Geomagic, Durham, NC, ABD) ve Mimics (Materialise, Leuven, Belçika) yazılımları sayesinde sonlu elemanlar programlarına aktarılabilecek üç boyutlu CAD modeline dönüştürüldü. CAD modelleri sonlu elemanlar yazılımının (Ansys Software, Version 18.2, ANSYS Inc, Canonsburg, Pa, ABD) çözümleyeceği “step” ve “iges” formatlarında kaydedildi. 3 boyutlu tasarımlar ve geometri ile ilgili tüm diğer işlemler aynı yazılımda geometri modülü olarak kullanılan Ansys Design Modeler modülü, modelde yer alan parçalara malzeme tanımlaması işlemi Ansys Engineering Data modülü, yüklerin ve analiz ile ilgili verilerin tanımlanması ve analizlerin yapılması işlemleri Ansys Mechanical arayüzü ile gerçekleştirildi.

3.2. Alt Çene Modellerin Oluşturulması

Üç boyutlu çene modelleri, referans olarak bir anatomi ders kitabının mandibula görsellerini alarak Adobe Meshmixer yazılımı kullanılarak tasarlandı (Şekil 3.1) (Baker EW, Anatomy for Dental Medicine. 2nd ed. New York). Bu çene modeli, ANSYS tarafından geliştirilen .stl formatında bir yazılım modülü olan SpaceClaim'e (Ansys Software, Version 18.2, ANSYS Inc.) aktarılmış ve kortikal kemik (2 mm), trabeküler kemik ve diş eti (1 mm) katmanları oluşturuldu. Stres analizlerinde bir standart elde etmek amacıyla, mandibula modeli sagittal orta hattan ikiye bölündü ve mandibulanın sağ tarafının görüntüsü aynalandı. Mandibulanın sağ ve sol taraflarının eşleşen formları daha sonra birleştirildi.



Şekil 3. 1. Alt çene modellerinin, mandibula anatomisine göre oluşturulması

3.3. Çalışma Gruplarının Kategorize Edilmesi

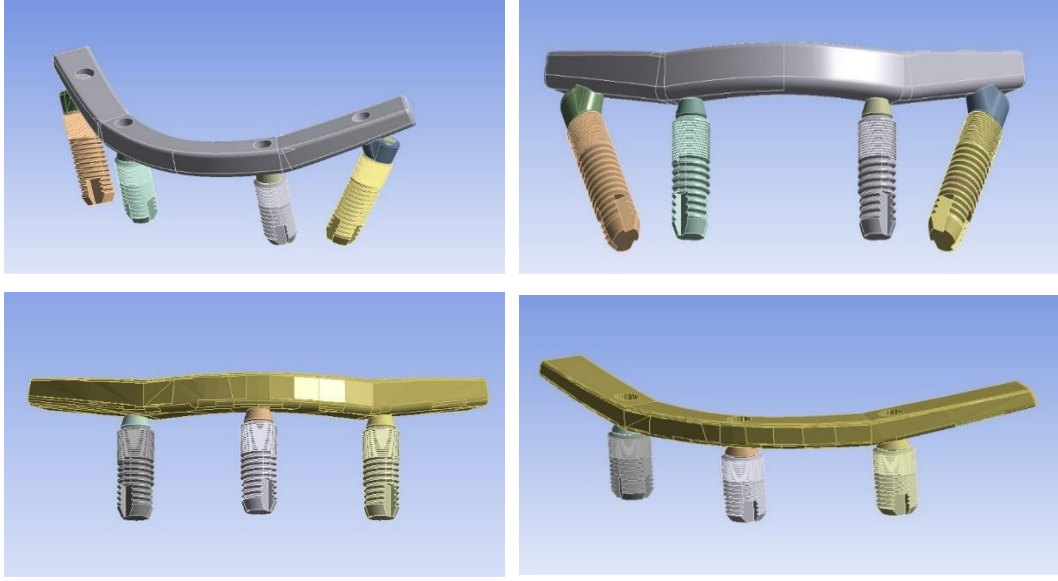
Alt yapı All-on-Four ve All-on-Three konseptine uygun olacak şekilde planlandı. Her model için; kanin koruyuculu okluzyon, grup fonksiyonlu okluzyon, maksimum ısırma, kantilever yükleme koşullarına uygun şekilde düzenlenmiş 4 farklı oklüzal düzene ait 8 farklı model hazırlanarak (Tablo 3. 1.)’ de gösterilmiştir.

Tablo 3. 1. Alt çene modellerinin, mandibula anatomisine göre oluşturulması

1. model: All-on-Four konseptinde oklüzal şema maksimum ısırma olarak hazırlanmıştır.
2. model: All-on-Four konseptinde oklüzal şema kanin koruyuculu olarak hazırlanmıştır.
3. model: All-on-Four konseptinde oklüzal şema grup fonksiyonlu oklüzyon olarak hazırlanmıştır.
4. model: All-on-Four konseptinde oklüzal şema kantilever yükleme olacak şekilde hazırlanmıştır.
5. model: All-on-Three konseptinde oklüzal şema maksimum ısırma olarak hazırlanmıştır.
6. model: All-on-Three konseptinde oklüzal şema kanin koruyuculu olarak hazırlanmıştır.
7. model: All-on-Three konseptinde oklüzal şema grup fonksiyonlu oklüzyon olarak hazırlanmıştır.
8. model: All-on-Three konseptinde oklüzal şema kantilever yükleme olacak şekilde hazırlanmıştır.

3.4. Çalışmada Kullanılan İmplantlara Ait Materyal Özellikleri

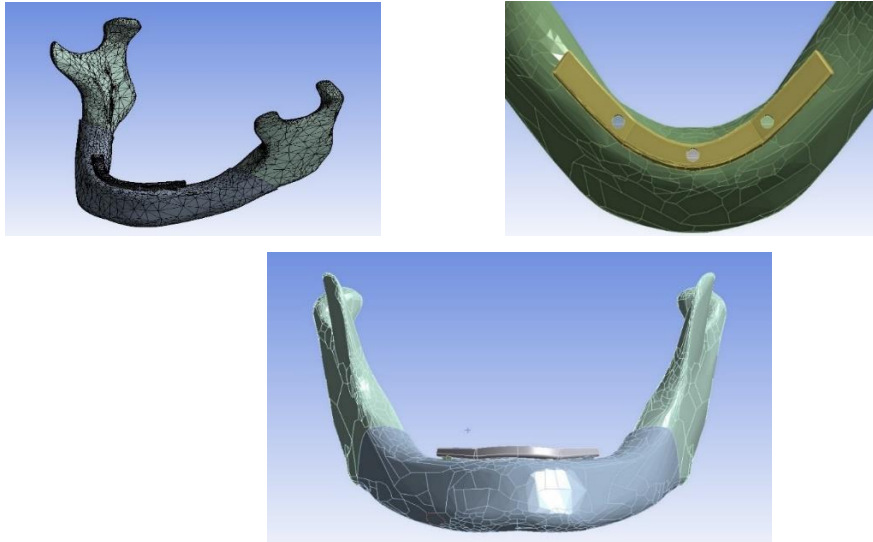
Yapılandırılan implant, abutment ve vida, belirli bir implant markası ve tipi (OsseoSpeed tx 4.0 S, Astra Tech, İsveç) referans alınarak ‘Tasarım Modları’ modülünde tasarlandı. Seçilen implantların tasarım özellikleri silindirik ve konumları kemik seviyesinde ayarlandı. Aksiyal olarak yerleştirilen implantlar 4 mm çapında ve 10 mm uzunluğundayken, eğimli implantlar 4 mm çapında ve 13 mm uzunluğunda belirlendi. 10 mm uzunluktaki implantlar benzer literatürlerde sıklıkla kullanılan bir uzunluktur (122, 160). All-on-Four konseptinde düz abutmentler aksiyal implantlar için tasarlanmıştır ve 30 derecelik açıyla yerleştirilecek posterior implantlar için 30 derecelik açılı abutmentler tasarlandı (Şekil 3. 2).



Şekil 3. 2. Tasarlanan implantların All-on Four ve All-On-Three modellemesi

3.5. Bar Yapısının Tasarlanması

Barlı tutucunun yapısı All-on-Three ve All-on-Four konfigürasyonlarının her ikisine birden uyacak şekilde tasarlandı (Şekil 3. 3). Alt çene modelinde iki farklı model için ayrı ayrı tasarlanan barlar protez içerisinde gömülü olarak kalabilecek şekilde kret şekli, kurvatürü ve protezlerin yapısı dikkate alınarak şekillendirildi. Bar yapısıyla protez ve implant üstü parçalar arasında olan ilişkileri parçaların birbiri ile kesiştiği bölgelerde “subtract” işlemi kullanılarak yapıldı.

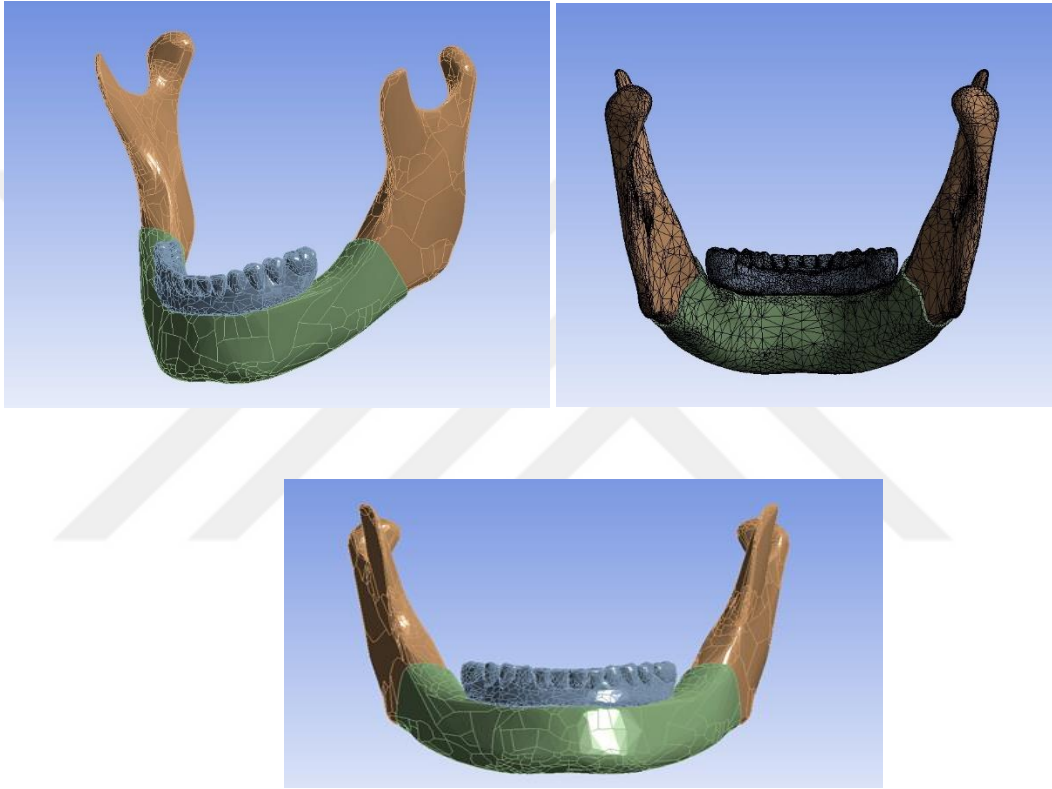


Şekil 3. 3. Bar yapısının tasarımı

3.6. Protetik Yapının Tasarlanması

Hazırlanan çene protezi üç boyutlu tarama cihazında (Identica blue, Medit, ABD) tarandı ve protez tasarımı için .stl formatında Adobe Meshmixer yazılımına aktarıldı.

Bu aşamada oluşan bozuk yüzeyler düzeltildi. Akrilik kaide aynı yazılıma aktarılan alt çene ve diş etine göre yeniden hizalandı. Tasarlanan tüm yapılar SpaceClaim yazılımına aktarılmış ve bu yapılar birleştirilerek All-on-Three ve All-on-Four konseptlerini temsil eden iki farklı model oluşturuldu. Modeller, ayrı ayrı ‘Ansys Mechanical’ a aktarıldı. Tasarımının gerçekleştirilmesi sonrasında barlar daha önce tasarlanan protetik yapılar ile birleştirildi (Şekil 3. 4).



Şekil 3. 4. Protetik yapının tasarımı

3.7. Farklı Oklüzal Şemaya Sahip Modellerin Elde Edilmesi

Alt ve üst çene modellerinin 3 boyutlu nokta bulutu görüntüsü Medical Identica Blue tarama cihazı (IDS Medical quipment Co., Ltd. HCM City, Vietnam) kullanılarak yapıldı. Daha sonra bu nokta bulutu modelleri Geomagic (Geomagic, Durham, NC, ABD) ve Mimics (Materialise, Leuven, Belçika) yazılımları kullanılarak sonlu elemanlar programlarına aktarılabilecek üç boyutlu CAD modeli haline getirildi. Bu aşamada modellere ait nokta bulutu orta düzlemde ikiye ayrılarak sağ tarafa ait verilerin ayna görüntüsü alındıktan sonra simetrik iki taraf birleştirildi ve tam bir model haline getirildi. Modeller arasındaki standardizasyonu sağlayıp protez kaidesi

ve diş konumlarından kaynaklanan farklılığı gidermek amacıyla sadece kanin koruyuculu oklüziona sahip modeldeki kaide ve dişler kullanıldı. Diğer oklüzal konseptlere ait 3 boyutlu modeller elde edilirken sadece oklüzal yüzler kesilerek bilgisayar yazılımı aracılığıyla modele yerleştirildi. Diş dizimleri ve karşıt çene ilişkileri 3 boyutlu ortamda ideal hale getirildi. Nihai durumda tasarlanması tamamlanan protez modellerinde oklüzal yüzler farklı iken dişlerin konumları ve kaide şekilleri tamamen aynıydı. Protezlerde akrilik kaide ve dişler tek set olarak tanımlandı.

3.8. Analiz Verilerini Belirleyen Materyallerin Özellikleri

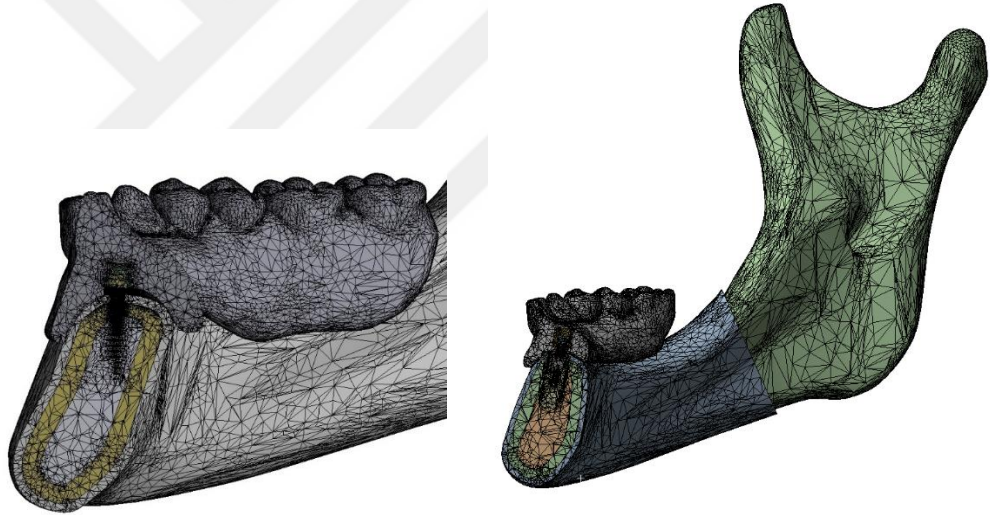
Öncelikle analizde kullanılacak modele ait malzeme özelliklerinin tanımlanması için Engineering Data sekmesinden tablo açılır. Sonlu elemanlar analizi metodu yönteminde analizin doğruluğu materyalin özelliklerinin sisteme tam ve doğru aktarılması ile mümkün olabilmektedir. Kullanılan materyallerin özellikleri analizler sırasında yapı içerisindeki stres değerlerini ve dağılımlarını doğrudan etkilemektedir. Bu çalışmada kullanılan malzemelerin homojen, lineer elastik ve izotropik olduğu kabul edildi (122). İzotropi, yapısal elemanın her yönde materyal özelliklerinin aynı olduğu durumu tanımlar. Linear elastisite; yapıdaki deformasyonun, uygulanan kuvvetler neticesinde oransal olarak değişkenlik göstermesidir. Analizi yapılan modelde kullanılan tüm malzemeler için malzeme adı, elastisite modülü ve Poisson oranı tanımlanmıştır. Materyallerin özellikleri güncel bir literatür taramasına göre belirlendi (161, 162,163). (Tablo 3.2)

Tablo 3. 2. Sonlu elemanlar analizinde kullanılan materyallerin özellikleri

YAPI	MATERYAL	ELASTİK MODÜLÜ(GPa)	POİSSON ORANI	KAYNAK
Kortikal kemik	—	13,70	0,30	(161, 163, 164)
Trabeküler kemik	—	1,37	0,30	(161, 163, 165)
Kaide ve dişler	Akrilik	8,30	0,28	(163)
Bar	Titanyum	115,00	0,35	(161)
İmplant ve komponentleri	Titanyum	115,00	0,35	(161)

3.9. Modellerin Katı Cisme Dönüştürülmesi ve Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi

Çene, implant, ve vidalar için her bir parça arasındaki temas noktalarının sıkı geçme (bonded) olduğu kontrol edildi. Ardından, modellerin geometrik yüzeylerinin sonlu sayıda elemana bölünmesi için mesh adımına geçildi. İlgili parçalara göre mesh boyutu girilerek çene modelindeki tüm parçaların mesh işlemi tamamlandı. Çalışmanın gerçeğe yakın sonuçlar vermesi için mümkün olduğunca fazla sayıda eleman sayısı ve küçük boyutlu mesh değerleri kullanıldı. Elemanlar dört düğüm noktasına sahip tetrahedral solid (katı dörtgen) elemanlar ile tarif edilip, değişken kalınlığa müsaade etmektedir. Bu mesh değerleri belirlenirken model üzerinde oluşan maksimum gerilme değerleri dikkate alındı. Mesh boyutlarının belirlenmesinde maksimum gerilme değerlerinin elde edilmesi büyük önem taşımaktadır. Modeli oluşturan tüm parçalara ait mesh değerleri atandıktan sonra (Şekil 3.5)'deki ağ görünümü elde edildi.

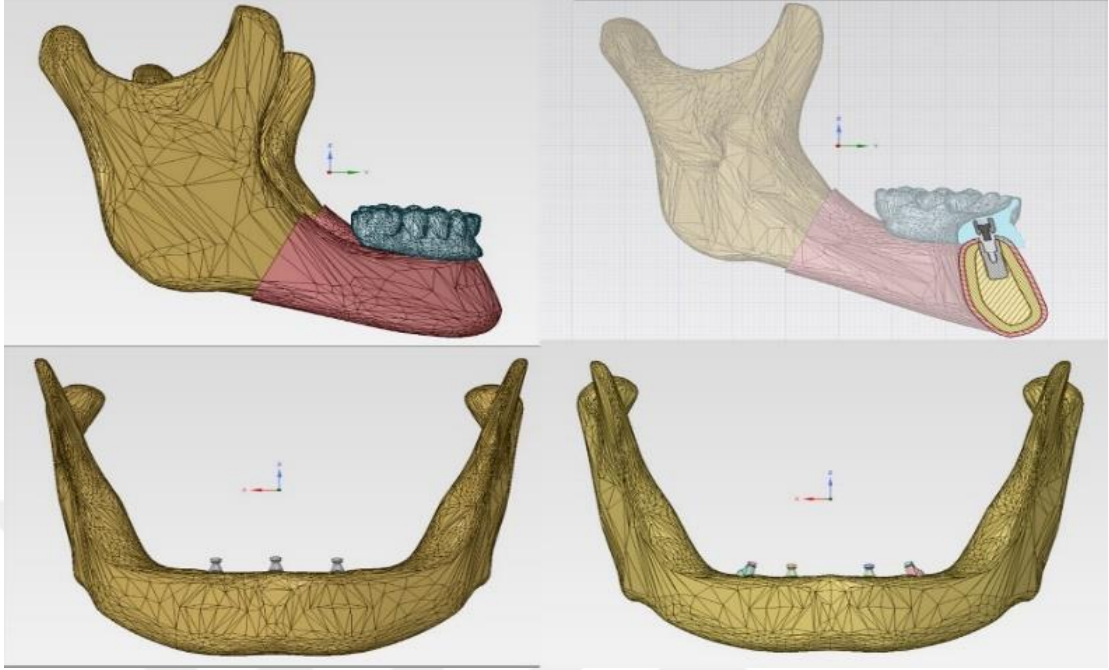


Şekil 3. 5. Modele ait mesh görüntüsü

3.10. Modellerde Temas Yüzeylerin Belirlenmesi

Tüm malzemelerin homojen ve izotropik olduğu varsayıldı. İmplant-kemik bağlantısı %100 osseointegrasyonu sağlayacak şekilde tanımlandı (Şekil 3.6). Diğer tüm parçaların teması "yapıştırılmış" olarak simüle edildi. Mesh işlemi dört yüzlü elemanlar kullanılarak gerçekleştirildi. Yakınsama analizleri yapıldı. Analizler arasındaki gerilim değişiminin %5'in altında olduğu durumlarda, modeller yakınsamalı olarak kabul edildi. Meshed All-on-Three modelinde 490660 eleman ve 842720

düğüm bulunurken, All-on-Four modelinde 520639 eleman ve 917118 düğüm kullanıldı.



Şekil 3.6. İmplantların çene kemiğiyle bağlanması

3.11. Sınır Koşullarının Oluşturulması

Üç boyutlu modellerde analizlerin gerçekleştirilmesi, sınırların tanımlanarak modellerin bazı noktalardan sabitlenmesine bağlıdır. Yapılan analizlerin hatasız olarak gerçekleştirilmesi için modellerin analiz yapılacak bölgelerden uzakta olacak şekilde birden fazla düzlemde sabitlenmelidir. Modelleri belirli bölgelerden destekleyen yer değiştirme kısıtlamaları ve yükleme şartları sınır koşullarını oluşturur. Model oluşturulan çene kemiğinin arka bölgesinden her kısım hareketsiz olacak şekilde sabitlendi. Literatür baz alınarak alt çeneye bağlı olan tüm kasların ortalama olarak kasılma miktarlarına göre uyguladıkları kuvvetin Newton cinsinden değeri hesaplandı. Çiğnemenin en çok gerçekleştiği ikinci premolar ve birinci molar dişler referans alınarak, çiğneme kuvvetlerinin protez üzerinde yoğunlaştığı yerler, alt çeneye bağlı 9 adet kasın her birinin kuvvet yönü ve miktarlarının bu bölgede yoğunlaşan bileşkelerini hesaplayıp daha gerçekçi olan bir kuvvet miktarı ve dağılımı hedeflendi.

3.12. Yükleme Koşullarının Belirlenmesi

Renk dağılımını gösteren görüntülerin standardizasyonu için üst stres limiti 10 N'ye ve alt stres limiti 0 N'ye ayarlandı. Bu yaklaşım, renk-stres miktarlarının ilişkisinin standardizasyonu yoluyla görüntüleri kullanarak modeller arası karşılaştırmayı mümkün kılar. İmplant ve vida yapıları için Von Mises gerilme değerleri ve kemik

yapısı için maksimum gerilme değerleri elde edildi. Analizin bulguları görüntüler ve sayısal değerler olarak kaydedildi.

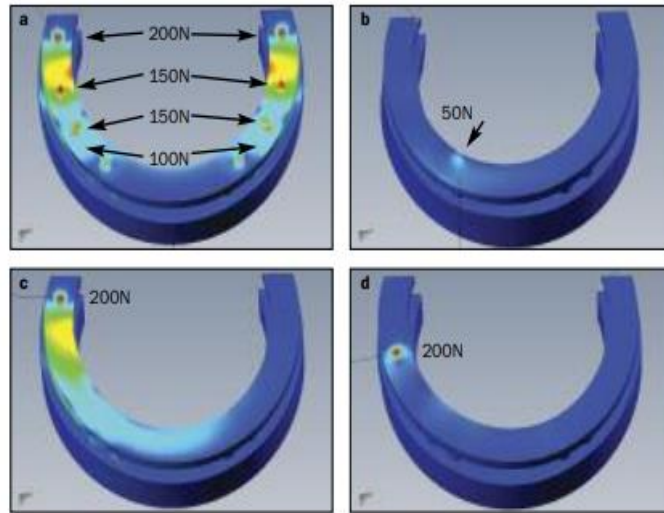
Çalışmamızda kanin koruyuculu oklüzyon, grup fonksiyonlu oklüzyon ve maksimum ısırma ve kantilever yükleme durumlarında sentrik oklüzyon ve lateral harekette (çalışan taraf) oluşan streslerin incelenmesi amaçlandı. Bu amaçla kuvvetler oklüzyona uygun oluşan temas noktalarına etki edecek şekilde tanımlandı. Kuvvet değerleri yapılan benzer bir çalışmadan referans alındı (Şekil 3.7).

Yük 1 (Maksimum interkuspanyon): Birinci molar üzerine 200 N, her küçük azı dişi için 150 N ve kanin dişin distal yüzeyinde 100 N dikey ısırma kuvvetleri çift taraflı olarak uygulandı.

Yük 2 (Lateral hareket-Kanin koruyuculu oklüzyon): Kanin dişin lingual yüzeyine 30° bir açıyla tek taraflı olarak 50 N ısırma kuvveti uygulandı.

Yük 3 (Lateral hareket- Grup Fonksiyonlu oklüzyon): Birinci molar üzerinde 150 N, her küçük azı dişinde 100 N ısırma kuvvetleri 30° bir açıyla tek taraflı olarak uygulandı.

Yük 4 (Kantilever yükleme): Birinci azı dişinin distal fossasına tek taraflı olarak 200 N'lik bir ısırma kuvveti uygulandı.



Şekil 3.7. Modellerde uygulanan kuvvet değerlerinin referans alındığı çalışma (161)

3.13. Sonuçların Değerlendirilmesi

Programın son aşamasında analiz çözümlmeleri yapıldı. Her bir alt yapının iç çözümlmesi sonucu yapının tamamının çözümlmesine ulaşıldı. Bu aşamada önemli olan düğüm noktalarında elde edilen değerlerdir. Yapılan sayısal çözümlmeler

sonucunda uygulanan her kuvvet için modelin herhangi bir noktasındaki tüm gerilmeler, gerinimler ve yer değiştirmelere ulaşılabilir. Yapılan çalışmada analizi yapılan modelin sonucu gerilim yoğunlukları olarak gösterildi. Bilgisayar sisteminin hassas özelliklerden dolayı SESA yönteminde, varyasyonların oluşumunun sınırlandırılması ve her analizde kesin aynı sonucu vermesi beklendiğinden dolayı istatistiksel analiz yapılamamaktadır. Yapılması gereken temel şey çıkan değerlerin ve stres dağılımlarının çok dikkatli bir şekilde incelenmesi ve titizlikle yorumlanmasıdır. Uygulanan kuvvetler sonucunda oluşan stresler iki grup olarak ifade edilir. Bunlar normal stresler σ (gerilme/sıkışma stresi) ve t makaslama (kesme) stresleridir. Sadece tek 3 boyutlu stres elemanın x, y, z düzlemlerine, 1 normal stres 2 makaslama stresi etki eder. Dolayısıyla herhangi bir 3 boyutlu elemanın stres durumu, tamamen  normal ve üç kesme stres komponenti ile tanımlanır. Bütün makaslama stresi bileşenlerinin sıfır olduğu durumda, bu 3 boyutlu elemanda en büyük stres oluşur. Bir eleman bu konumdaysa oluşan normal streslere ‘Principal stres’ denir. Principal stres; maksimum, intermediate, minimum principal stres olarak üç ayrılır. Genelde σ_1 en büyük pozitif değeri, σ_2 ara değeri, σ_3 ise en küçük negatif değeri göstermektedir. Bu değerler sıralanacak olursa; $\sigma_1 > \sigma_2 > \sigma_3$ olarak gösterilebilir.

σ_1 : Maksimum principal stresi temsil eder, en büyük pozitif değerdir ve tipik olarak en yüksek gerilme stresini ifade eder.

σ_3 : Minimum principal stresi temsil eder, en küçük negatif değerdir ve tipik olarak en yüksek sıkışma değerini gösterir.

Çekilebilir malzemeler strese maruz kaldığında meydana gelen şekil değiştirmenin başlangıcı σ_1 , σ_2 ve σ_3 kullanılarak elde edilen Von Mises değeri ile ifade edilir. Bu nedenle çalışmamızda stres değer ve dağılımlarına ait veriler karşılaştırmalı olarak incelenerek yorumlandı. Her modelde ayrı ayrı gerçekleştirilen farklı yükleme koşulları için düğüm noktalarında bulunan gerilme (ekme) Von Mises değerleri incelendi. Gerilim, renk skalasında çeşitli renkler formunda görülebilir. Bu çalışmada gerilim, değersel olarak Mpa (megapaskal) cinsinden verilmiştir.

4. BULGULAR

Çalışmamızda iki farklı model üzerindeki implantlarda oluşan stres dağılımını değerlendirmek ve karşılaştırmak için, implant destekli protezleri olan hastaların fonksiyonel ısırma hareketlerine benzer yük değerleri kullanılarak her modelde dört yükleme durumu simüle edildi. Tüm modellerde görülen renkler benzer değerdeki stresleri temsil etmektedir. İki modeldeki gerilim değerleri tespit edildi ve Von Mises eşdeğer gerilim seviyeleri ile tanımlanan en büyük noktalarla karşılaştırıldı.

4.1. All-On-Four Konseptinde Elde Edilen Bulgular

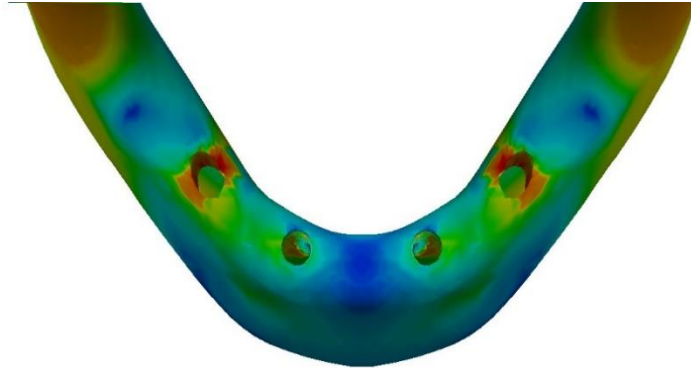
4.1.1. All-On-Four Tasarımında Maksimum İnterkuspal Pozisyonda

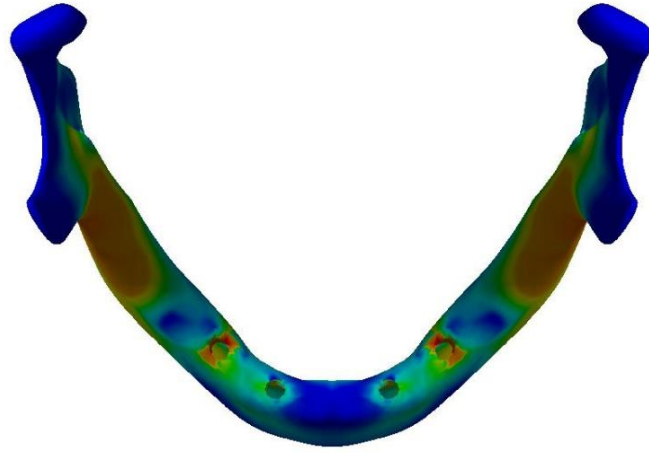
Gerçekleşen Streslerin Değerlendirilmesi

Birinci molar üzerine 200 N, her küçük azı dişi için 150 N ve kanin dişin distal yüzeyinden 100 N dikey ısırma kuvvetleri çift taraflı olarak uygulandı.

4.1.1.1. Kortikal Kemikte Meydana Gelen Stres Değerleri (Mpa);

Kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların çevresindeki kemik bölgesine denk gelen kısmında posterior implantlarda 55,4 MPa, anterior bölgede implantların etrafındaki kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri 8,3 MPa olarak bulgulandı (Şekil 4. 1).





Şekil 4. 1. Maksimum interkusal pozisyonda kortikal kemikte meydana gelen maksimum asal gerilme

4.1.1.2. İmplantlarda Meydana Gelen Stres Değerleri (Mpa);

Posterior sağ ve sol taraftaki implantların boyun bölgesinde Von Mises stres değeri her iki implant için 247,5 MPa iken, anterior sağ ve sol implantın boyun bölgesinde Von Mises stres değeri 48,5 MPa'dır (Şekil 4. 2).



Şekil 4. 2. Maksimum interkusal pozisyonda implantlarda meydana gelen Von Mises stres değerleri

4.1.1.3. Abutment Vidası Üzerinde Meydana Gelen Stres Değerleri (Mpa);

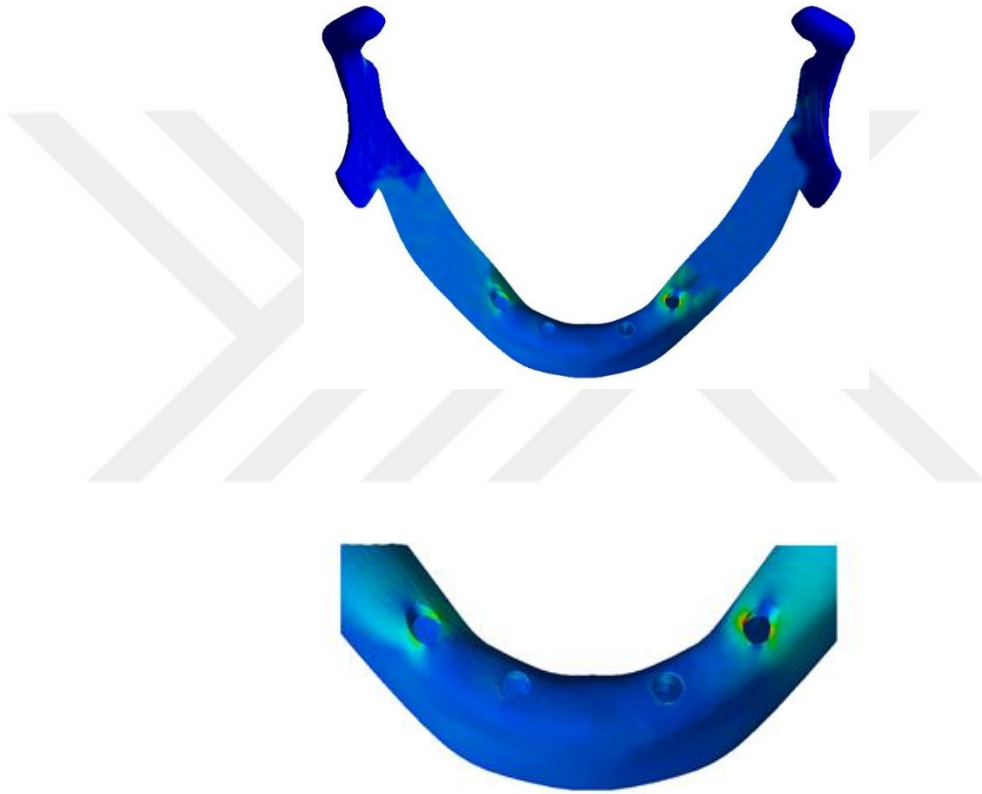
Posterior sağ ve sol taraftaki abutment vidası üzerinde Von Mises stres değeri her iki implant için 117,3 MPa iken, anterior sağ ve sol abutment vidasında meydana gelen Von Mises stres değeri 50,0 MPa'dır.

4.1.2. All-On-Four Tasarımında Kanin Koruyuculu Oklüzyon Durumunda Yapılara Gelen Streslerin Değerlendirilmesi

Çalışan tarafta kanin dişin lingual yüzeyine 30 derecelik bir açıyla tek taraflı olarak 50 N ısırma kuvveti uygulandı.

4.1.2.1.Kortikal Kemikte Meydana Gelen Stres Değerleri (Mpa);

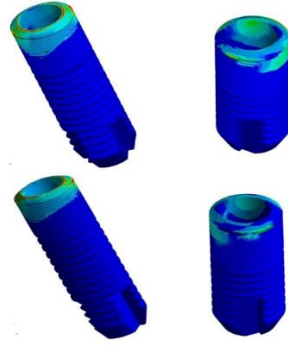
Kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların çevresindeki kemik bölgesine denk gelen kısımda çalışan taraf (sol) posterior bölgede 11,9 MPa ile maksimum değerde, çalışan taraf (sol) anterior bölgede 1,8 MPa olarak minimum değerde bulgalandı. Dengeleyen taraf kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların çevresindeki kemik bölgesine denk gelen kısımda posterior bölgede 7,5 Mpa, anterior bölgede ise 2,27 Mpa olarak bulgalandı (Şekil 4. 3).



Şekil 4. 3. Kanin koruyuculu oklüzyonda kortikal kemikte meydana gelen maksimum asal gerilme

4.1.2.2.İmplantlarda Meydana Gelen Stres Değerleri (Mpa);

Sol (çalışan taraf) implantlarda oluşan maksimum Von Mises stres gerilme değeri; posterior implant için; 86,8 Mpa ile en yüksek değerde bulunurken; sol anterior implant üzerindeki Von Mises stres gerilme değeri 39,8 Mpa'dır (Şekil 4. 4).



Şekil 4. 4. Kanin koruyuculu oklüzyonda implantlarda meydana gelen Von Mises stres değerleri

Sağ (dengeleyen taraf) implantlarda oluşan maksimum Von Mises stres gerilme değeri; posterior implant için; 22,3 Mpa iken; sağ anterior implant üzerindeki Von Mises stres gerilme değeri 12,7 Mpa ile en düşük değerdedir.

4.1.2.3. Abutment Vidası Üzerinde Meydana Gelen Stres Değerleri (Mpa);

Sol (çalışan taraf) abutment vidası üzerinde oluşan maksimum Von Mises stres gerilme değeri; posterior implant için; 44,8 Mpa ile en yüksek değerde bulunurken; sol anterior abutment vidası üzerindeki Von Mises stres gerilme değeri 31,6 Mpa'dır.

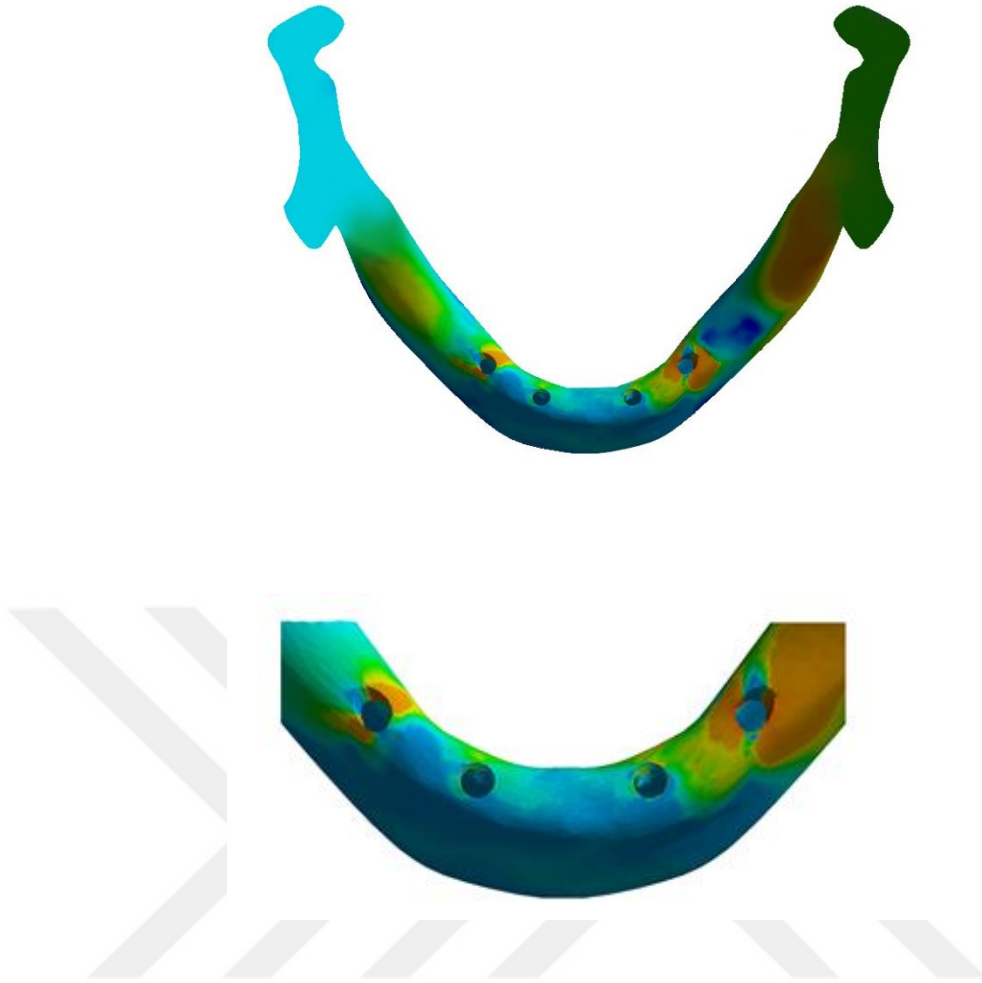
Sağ (dengeleyen taraf abutment vidalarında oluşan maksimum Von Mises stres gerilme değeri; posterior abutment vidası için; 6,5 Mpa ile en düşük değerde iken; sağ anterior abutment vidası üzerindeki Von Mises stres gerilme değeri 11,4 Mpa'dır.

4.1.3. All-On-Four Tasarımında Grup Fonksiyonlu Oklüzyon Durumunda Yapılara Gelen Streslerin Değerlendirilmesi

Birinci molar üzerinde 150 N, her küçük azı dişinde 100 N ısırma kuvvetleri 30 derecelik bir açıyla tek taraflı olarak uygulandı.

4.1.3.1. Kortikal Kemikte Meydana Gelen Stres Değerleri (Mpa);

Kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların çevresindeki kemik bölgesine denk gelen kısımda çalışan taraf (sol) posterior bölgede 99,2 MPa olarak maksimum değerde, çalışan taraf (sol) anterior bölgede 13,8 MPa olarak minimum değerde bulgalandı. Dengeleyen taraf kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların çevresindeki kemik bölgesine denk gelen kısımda posterior bölgede 34,3 Mpa, anterior bölgede ise 17,4 Mpa olarak bulgalandı (Şekil 4. 5).

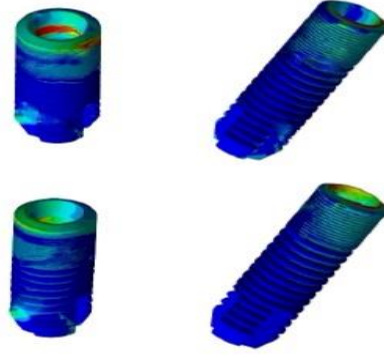


Şekil 4.5. Grup fonksiyonlu oklüzyonda kortikal kemikte meydana gelen maksimum asal gerilme

4.1.3.2. İmplantlarda Meydana Gelen Stres Değerleri (Mpa);

Sol (çalışan taraf) implantlarda oluşan maksimum Von Mises stres gerilme değeri; posterior implant için; 750,8 Mpa ile en yüksek değerde bulunurken; sol anterior implant üzerindeki Von Mises stres gerilme değeri 160,8 Mpa'dır.

Sağ (dengeleyen taraf) implantlarda oluşan maksimum Von Mises stres gerilme değeri; posterior implant için; 115,2 Mpa iken; sağ anterior implant üzerindeki Von Mises stres gerilme değeri 43,2 Mpa ile en düşük değerdedir (Şekil 4.6).



Şekil 4.6. Grup fonksiyonlu oklüzyonda implantlarda meydana gelen Von Mises stres değerleri

4.1.3.3 Abutment Vidası Üzerinde Meydana Gelen Stres Değerleri (Mpa);

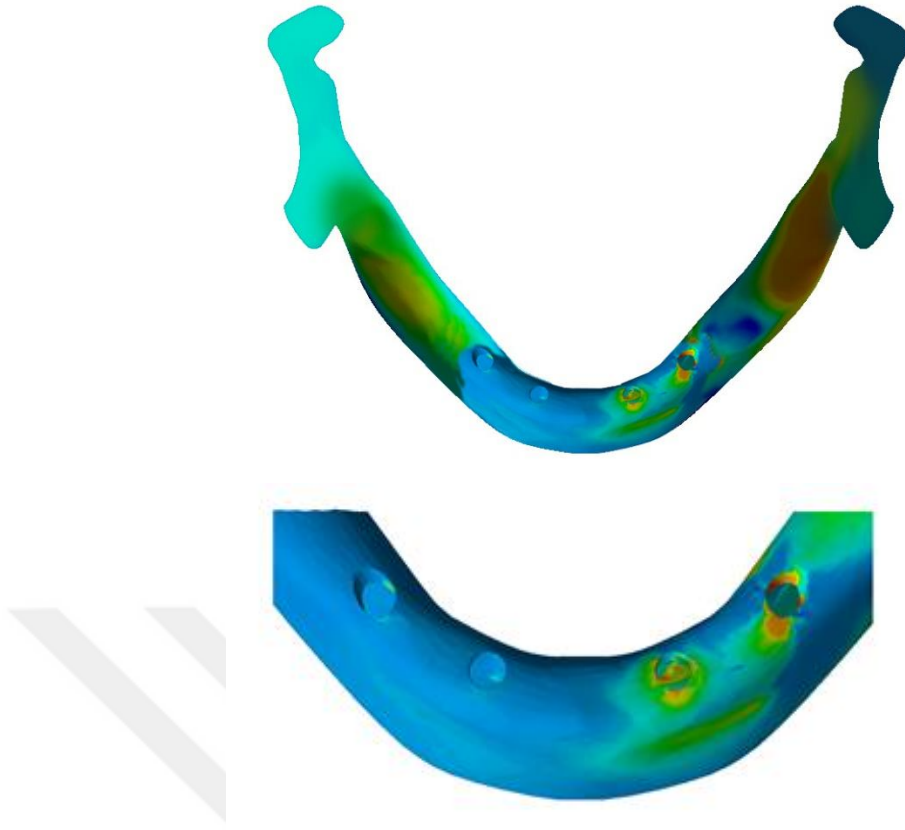
Sol (çalışan taraf) abutment vidası üzerinde oluşan maksimum Von Mises stres gerilme değeri; posterior implant için; 355,3 Mpa ile en yüksek değerde bulunurken; sol anterior abutment vidası üzerindeki Von Mises stres gerilme değeri 232,0 Mpa'dır. Sağ (dengeleyen taraf) abutment vidalarında oluşan maksimum Von Mises stres gerilme değeri; posterior abutment vidası için; 29,6 Mpa ile en düşük değerde iken; sağ anterior abutment vidası üzerindeki Von Mises stres gerilme değeri 84,1 Mpa'dı.

4.1.4. All-On-Four Tasarımında Kantilever Yükleme Durumunda Yapılara Gelen Streslerin Değerlendirilmesi

Birinci azı dişinin distal fossasına tek taraflı olarak 200 N'lık bir ısırma kuvveti uygulandı.

4.1.4.1 Kortikal Kemikte Meydana Gelen Stres Değerleri (Mpa);

Kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların çevresindeki kemik bölgesine denk gelen kısımda çalışan taraf (sol) posterior bölgede 85,2 MPa olarak maksimum değerde, çalışan taraf (sol) anterior bölgede 17,5 MPa olarak bulgulandı. Dengeleyen taraf kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların çevresindeki kemik bölgesine denk gelen kısımda posterior bölgede 10,5 Mpa, anterior bölgede ise 3,5 Mpa değerinde minimum olarak bulgulandı (Şekil 4.7).

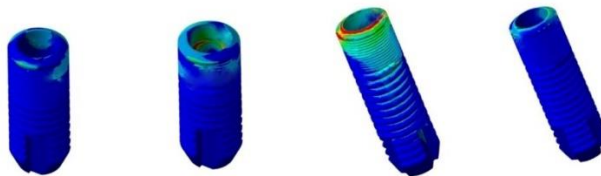


Şekil 4.7. Kantilever yüklemde kortikal kemikte meydana gelen maksimum asal gerilme

4.1.4.2 İmplantlarda Meydana Gelen Stres Değerleri (Mpa);

Sol (çalışan taraf) implantlarda oluşan maksimum Von Mises stres gerilme değeri; posterior implant için; 408,4 Mpa ile en yüksek değerde bulunurken; sol anterior implant üzerindeki Von Mises stres gerilme değeri 144,1 Mpa'dır.

Sağ (dengeleyen taraf) implantlarda oluşan maksimum Von Mises stres gerilme değeri; posterior implant için; 36,4 Mpa iken; sağ anterior implant üzerindeki Von Mises stres gerilme değeri 17,4 Mpa ile en düşük değerdedir (Şekil 4.8).



Şekil 4.8. Kantilever yüklemde implantlarda meydana gelen Von Mises stres değerleri

4.1.4.3. Abutment Vidası Üzerinde Meydana Gelen Stres Değerleri (Mpa);

Sol (çalışan taraf) abutment vidası üzerinde oluşan maksimum Von Mises stres gerilme değeri; posterior implant için; 185 Mpa ile en yüksek değerde bulunurken; sol anterior abutment vidası üzerindeki Von Mises stres gerilme değeri 138,0 Mpa'dır.

Sağ (dengeleyen taraf) abutment vidalarında oluşan maksimum Von Mises stres gerilme değeri; posterior abutment vidası için; 21,9 Mpa ile en düşük değerde iken; sağ anterior abutment vidası üzerindeki Von Mises stres gerilme değeri 29 Mpa'dır.

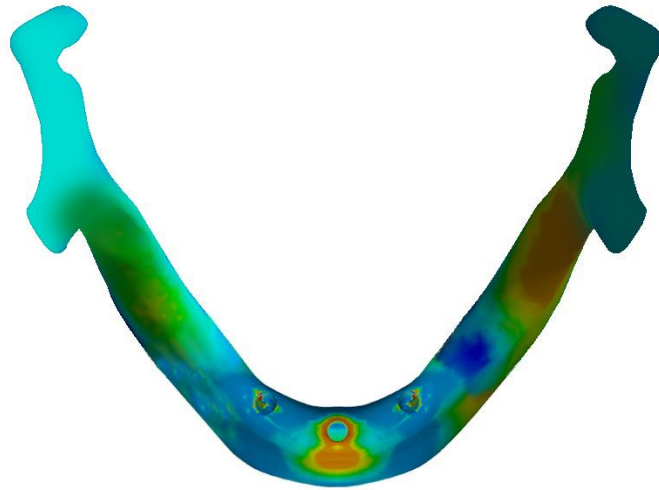
4.2. All-On-Three Konseptinde Elde Edilen Bulgular

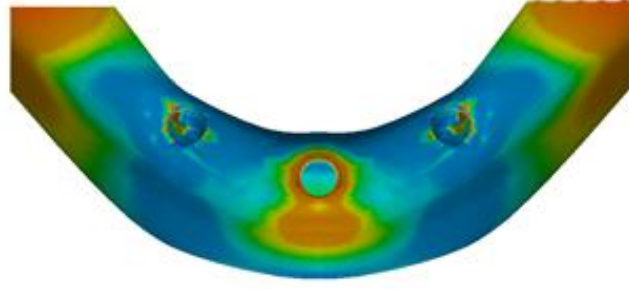
4.2.1. All-On-Three Tasarımında Maksimum İnterkuspal Pozisyonda Gerçekleşen Streslerin Değerlendirilmesi

Birinci molar üzerine 200 N, her küçük azı dişi için 150 N ve kanin dişin distal yüzeyinde 100 N dikey ısırma kuvvetleri çift taraflı olarak uygulandı.

4.2.1.1. Kortikal Kemikte Meydana Gelen Stres Değerleri (Mpa);

Kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların çevresindeki kemik bölgesine denk gelen kısımda; posterior implantlarda 18,8 MPa, ortadaki implant bölgesindeki kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri 29,7 MPa olarak bulgulandı (Şekil 4.9).

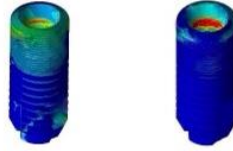




Şekil 4.9. Maksimum interkusal pozisyonda kortikal kemikte meydana gelen maksimum asal gerilme

4.2.1.2. İmplantlarda Meydana Gelen Stres Değerleri (Mpa);

Posterior sağ ve sol taraftaki implantların boyun bölgesinde Von Mises stres değeri her iki implant için 393,9 MPa iken; ortadaki implantın boyun bölgesinde Von Mises stres değeri 219,9 MPa'dır (Şekil 4.10).



Şekil 4.10. Maksimum interkusal pozisyonda implantlarda meydana gelen Von Mises stres değerleri

4.2.1.3. Abutment Vidası Üzerinde Meydana Gelen Stres Değerleri (Mpa);

Posterior sağ ve sol taraftaki abutment vidası üzerinde Von Mises stres değeri her iki implant için 386,1 MPa iken; anterior abutment vidasında meydana gelen Von Mises stres değeri 171,1 MPa'dır.

4.2.2. All-On-Three Tasarımında Kanin Koruyuculu Oklüzyon Durumunda Yapılara Gelen Streslerin Değerlendirilmesi

Çalışan tarafta kanin dişin lingual yüzeyine 30 derecelik bir açıyla tek taraflı olarak 50 N ısırma kuvveti uygulandı.

4.2.2.1. Kortikal Kemikte Meydana Gelen Stres Değerleri (Mpa);

Kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların çevresindeki kemik bölgesine denk gelen kısımda çalışan taraf (sol) posterior bölgede 11,1 MPa ile maksimum değerdedir. Dengeleyen taraf kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların çevresindeki kemik bölgesine denk gelen kısımda

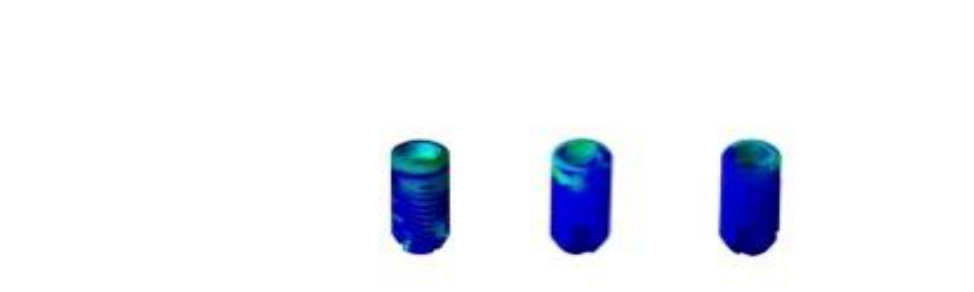
posterior bölgede 9,6 Mpa, anterior bölgedeki implant çevresinde ise 2,07 Mpa olarak minimum değerde bulgulandı (Şekil 4.11).



Şekil 4.11. Kanin koruyuculu oklüzyonda kortikal kemikte meydana gelen maksimum asal gerilme

4.2.2.2. İmplantlarda Meydana Gelen Stres Değerleri (Mpa);

Sol (çalışan taraf) implantlarda oluşan maksimum Von Mises stres gerilme değeri; posterior implant için; 82,5 Mpa ile en yüksek değerde bulunurken; sağ (dengeleyen taraf) implantında oluşan maksimum Von Mises stres gerilme değeri; 23,7 Mpa ile en düşük değerdedir. Anterior implant üzerindeki Von Mises stres gerilme değeri 38,0 Mpa'dır (Şekil 4.12).



Şekil 4.12. Kanin koruyuculu oklüzyonda implantlarda meydana gelen Von Mises stres değerleri

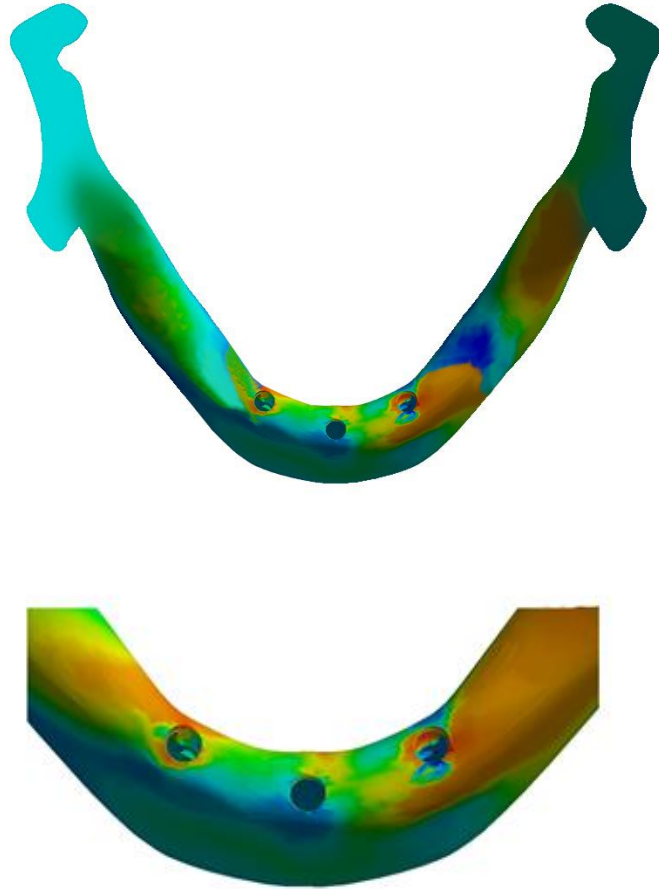
4.2.2.3. Abutment Vidası Üzerinde Meydana Gelen Stres Değerleri (Mpa);

Sol (çalışan taraf) abutment vidasında oluşan maksimum Von Mises stres gerilme değeri; posterior implant için; 40,1 Mpa iken; sağ (dengeleyen taraf) abutment vidasında oluşan maksimum Von Mises stres gerilme değeri; 21,5 Mpa ile en düşük değerdedir. Anterior abutment vidası üzerindeki Von Mises stres gerilme değeri 53,8 Mpa ile en yüksek değerdedir.

4.2.3. All-On-Three Tasarımında Grup Fonksiyonlu Oklüzyon Durumunda Yapılara Gelen Streslerin Değerlendirilmesi

4.2.3.1. Kortikal Kemikte Meydana Gelen Stres Değerleri (Mpa);

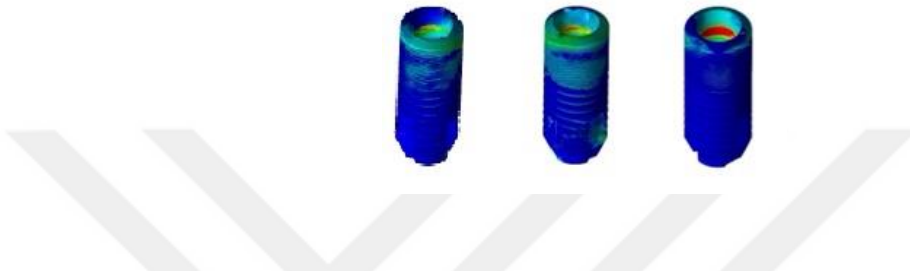
Kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların çevresindeki kemik bölgesine denk gelen kısımda çalışan taraf (sol) posterior bölgede 71,32 MPa ile maksimum değerdedir. Dengeleyen taraf kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların çevresindeki kemik bölgesine denk gelen kısımda posterior bölgede 66,1 Mpa, anterior bölgedeki implant çevresinde ise 9,3 Mpa olarak minimum değerde bulgulandı (Şekil 4.13).



Şekil 4.13. Grup fonksiyonlu oklüzyonda kortikal kemikte meydana gelen maksimum asal gerilme

4.2.3.2. İmplantlarda Meydana Gelen Stres Değerleri (Mpa);

Sol (çalışan taraf) implantlarda oluşan maksimum Von Mises stres gerilme değeri; posterior implant için; 776,2 Mpa ile en yüksek değerde bulunurken; sağ (dengeleyen taraf) implantında oluşan maksimum Von Mises stres gerilme değeri; 112,3 Mpa ile en düşük değerdedir. Anterior implant üzerindeki Von Mises stres gerilme değeri 124,6 Mpa'dır (Şekil 4.14).



Şekil 4.14. Grup fonksiyonlu oklüzyonda implantlarda meydana gelen Von Mises stres değerleri

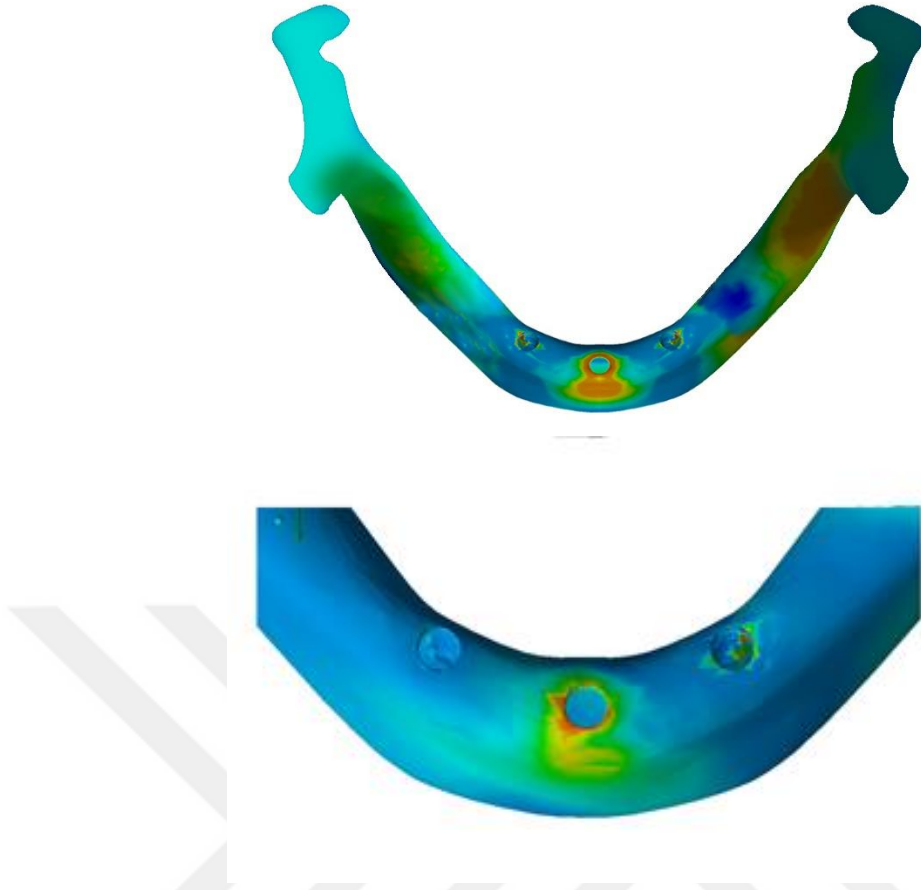
4.2.3.3. Abutment Vidası Üzerinde Meydana Gelen Stres Değerleri (Mpa);

Sol (çalışan taraf) abutment vidasında oluşan maksimum Von Mises stres gerilme değeri; posterior implant için; 474,3 Mpa ile maksimum iken; sağ (dengeleyen taraf) abutment vidasında oluşan Von Mises stres gerilme değeri; 129,1 Mpa ile en düşük değerdedir. Anterior abutment vidası üzerindeki Von Mises stres gerilme değeri 239,9 Mpa'dır.

4.2.4. All-On-Three Tasarımında Kantilever Yükleme Durumunda Yapılara Gelen Streslerin Değerlendirilmesi

4.2.4.1. Kortikal Kemikte Meydana Gelen Stres Değerleri (Mpa);

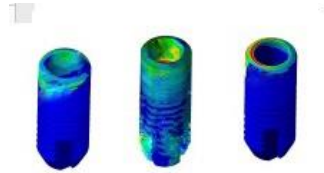
Kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların çevresindeki kemik bölgesine denk gelen kısımda çalışan taraf (sol) posterior bölgede 10,6 MPa'dır. Dengeleyen taraf kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların çevresindeki kemik bölgesine denk gelen kısımda posterior bölgede 2,28 Mpa ile minimum değerdedir, anterior bölgedeki implant çevresindeki kemikte ise 20,2 Mpa olarak maksimum değerde bulgalandı (Şekil 4.15).



Şekil 4.15. Kantilever yüklemde kortikal kemikte meydana gelen maksimum asal gerilme

4.2.4.2. İmplantlarda Meydana Gelen Stres Değerleri (Mpa);

Sol (çalışan taraf) implantlarda oluşan maksimum Von Mises stres gerilme değeri; posterior implant için; 274,4 Mpa ile en yüksek değerde bulunurken; sağ (dengeleyen taraf) implantında oluşan maksimum Von Mises stres gerilme değeri; 45,1 Mpa ile en düşük değerdedir. Anterior implant üzerindeki Von Mises stres gerilme değeri 137,9 Mpa'dır (Şekil 4.16).



Şekil 4.16. Kantilever yüklemde implantlarda meydana gelen Von Mises stres değerleri

4.2.4.3. Abutment Vidası Üzerinde Meydana Gelen Stres Değerleri (Mpa);

Sol (çalışan taraf) abutment vidasında oluşan maksimum Von Mises stres gerilme değeri; posterior implant için; 340,3 Mpa ile maksimum iken; sağ (dengeleyen taraf) abutment vidasında oluşan Von Mises stres gerilme değeri; 42,2 Mpa ile en düşük değerdedir. Anterior abutment vidası üzerindeki Von Mises stres gerilme değeri 198,1 Mpa'dır.



Maximum interküspasyonun bulgularını içeren (Tablo 4.1) incelendiğinde:

-Vida yapıları karşılaştırıldığında: All-on-Three de daha yüksek stresler gözlenmiştir (yaklaşık 3 kat).

-İmplantlarda oluşan stresler karşılaştırıldığında da durum benzerdir. Özellikle All-on-Three de orta bölgedeki implantta oluşan stres 4 kattan fazladır.

-Kortikal kemikte durum farklıdır. Arka bölgeye yerleştirilen implantların çevresindeki kemikte All-on-Four da daha yüksek stresler oluşmuştur. Ön bölgedeki implantta ise yine All-on-Three de stres daha fazladır.

Tablo 4. 1. Maksimum interküspasyon sırasında yapısal modellerde ortaya çıkan gerilmelerin (Mpa) karşılaştırılması

All-on-Three		Sağ	Orta		Sol
	Vida (Von Mises)	386,1	171,1		386,1
	Implant (Von Mises)	393,9	219,9		393,9
	Kortikal Kemik (Max.gerinim)	18,8	29,7		18,8
All-on-Four		Sağ Anterior	Sol Posterior	Sol Anterior	Sol Posterior
	Vida (Von Mises)	117,3	50	50	117,3
	Implant (Von Mises)	247,5	48,5	48,5	247,5
	Kortikal Kemik (Max. gerinim)	55,4	8,3	8,3	55,4

Kanin temasının simüle edildiği modellerden alınan bulguları içeren (Tablo 4.2) incelendiğinde:

-İmplantlar, vidalar ve kemikte genel olarak sol tarafta (çalışan tarafta) daha yüksek stresler gözlenmiştir. All-on-Three ve All-on-Fourda; implantlarda ve kemikte oluşan stresler benzerdir.

-Vidalara gelen stresler karşılaştırıldığında All-on-Three de orta vidada dikkate değer derecede yüksek stres olduğu gözlenmiştir.

Tablo 4. 2. Kanin koruyuculu oklüzyonda yapısal modellerde ortaya çıkan gerilmelerin karşılaştırılması (Mpa)

All-on-Three		Sağ	Orta		Sol
	Vida (Von Mises)	21,5	53,8		40,1
	Implant (Von Mises)	23,7	38		82,5
	Kortikal Kemik (Max. gerinim)	9,6	2,07		11,1
All-on-Four		Sağ Posterior	Sağ Anterior	Sol Anterior	Sol Posterior
	Vida (Von Mises)	6,5	11,4	31,6	44,8
	Implant (Von Misses)	22,3	12,7	39,8	86,8
	Kortikal Kemik (Max. gerinim)	7,5	2,27	1,8	11,9

Grup fonksiyonun simüle edildiği modellerden alınan bulguları içeren (Tablo 4.3) incelendiğinde:

-İmplantlar, vidalar ve kemikte genel olarak sol tarafta (çalışan tarafta) daha yüksek stresler gözlenmiştir.

-All-on-Three ve All-on-Four modelleri vida, implant, kemik açısından karşılaştırıldığında All-on-Three de daha yüksek stres değerleri gözlenmiştir.

Tablo 4. 3. Grup fonksiyonlu oklüzyon sırasında yapısal modellerde ortaya çıkan gerilmelerin karşılaştırılması (Mpa)

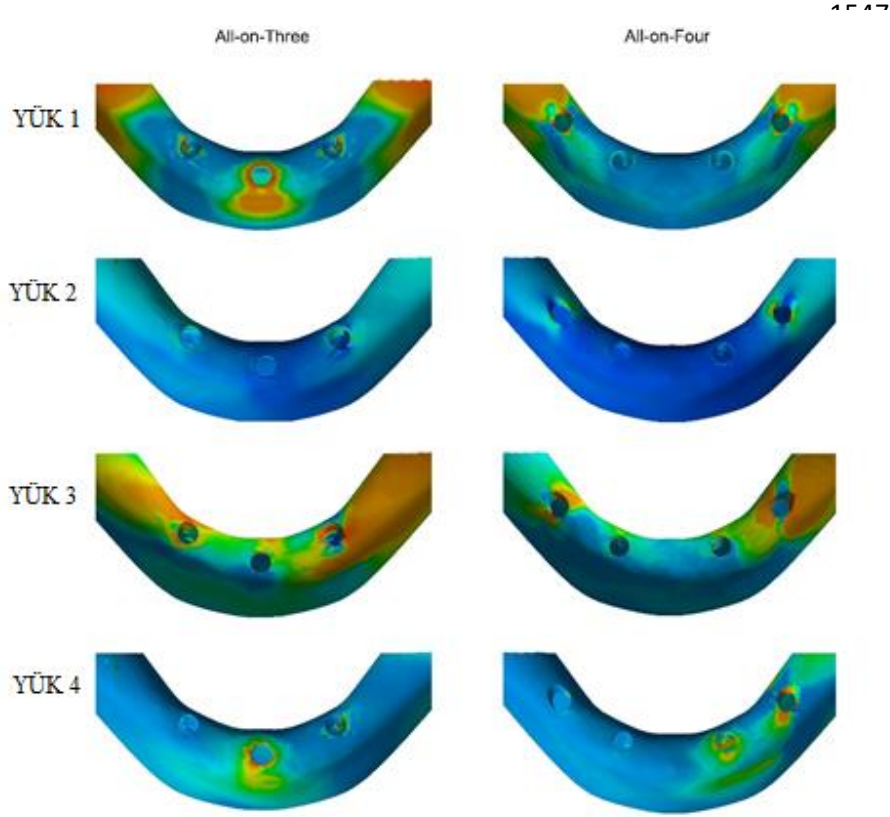
All-on-Three		Sağ	Orta		Sol
	Vida (Von Mises)	129,1	239,9		474,3
	Implant (Von Mises)	112,3	124,6		776,2
	Kortikal Kemik (Max. gerilim)	66,1	9,3		71,32
All-on-Four		Sağ Posterior	Sağ Anterior	Sol Anterior	Sol Posterior
	Vida (Von Mises)	29,6	84,1	232	355,3
	Implant (Von Mises)	115,2	43,2	160,8	750,8
	Kortikal Kemik (Max. gerilim)	34,3	17,4	13,8	99,2

Kantilever yükün simüle edildiği modellerden alınan bulguları içeren (Tablo 4.4) incelendiğinde:

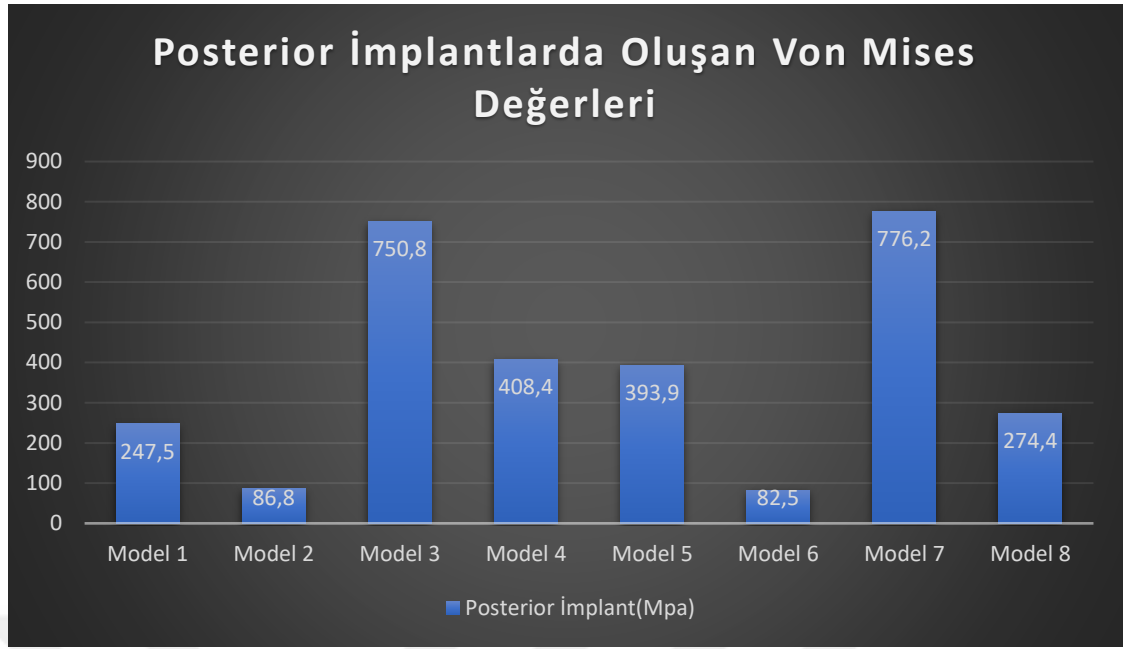
- Çalışan tarafta daha yüksek stresler gözlenmiştir.
- All-on-Three de vidalarda çok daha yüksek stresler gözlenmiştir.
- All-on-Four da implantlarda ve kemikte daha yüksek stresler gözlenmiştir

Tablo 4. 4. Kantilever yükleme sırasında yapısal modellerde ortaya çıkan gerilmelerin karşılaştırılması(Mpa)

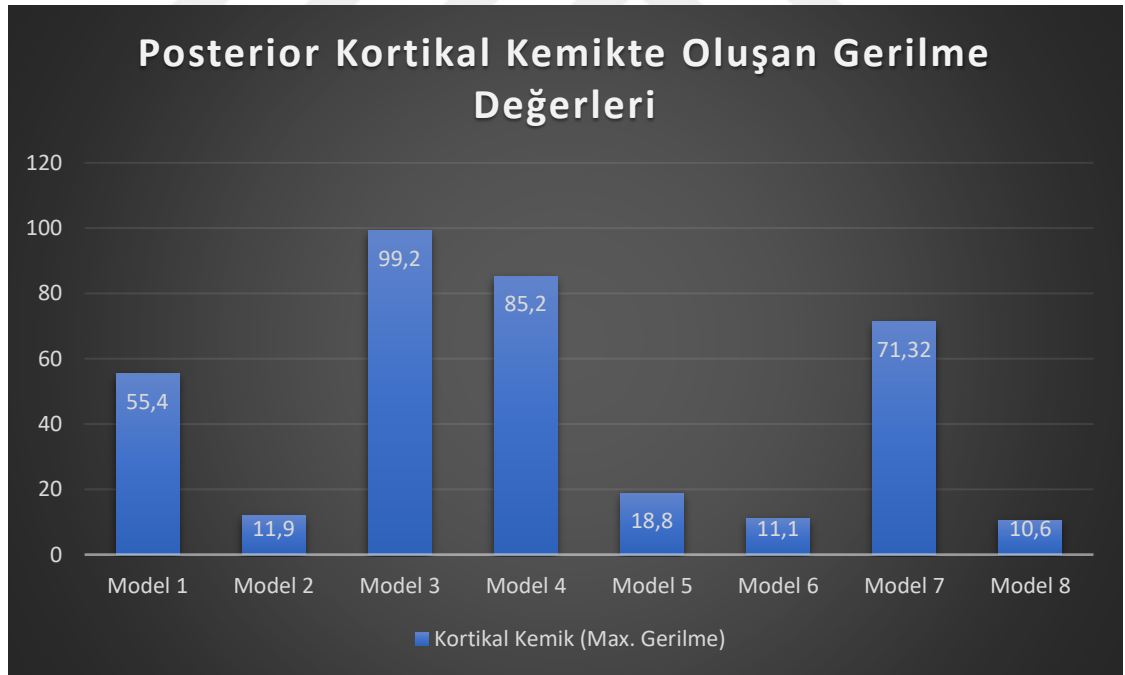
All-on-Three		Sağ	Orta		Sol
	Vida (Von Mises)	42,2	198,1		340,3
	Implant (Von Mises)	45,1	137,9		274,4
	Kortikal Kemik (Max. gerilme)	2,28	20,2		10,6
All-on-Four		Sağ Posterior	Sağ Anterior	Sol Anterior	Sol Posterior
	Vida (Von Mises)	21,9	29	138	185
	Implant (Von Mises)	36,4	17,4	144,1	408,4
	Kortikal Kemik (Max. gerilme)	10,5	3,5	17,5	85,2



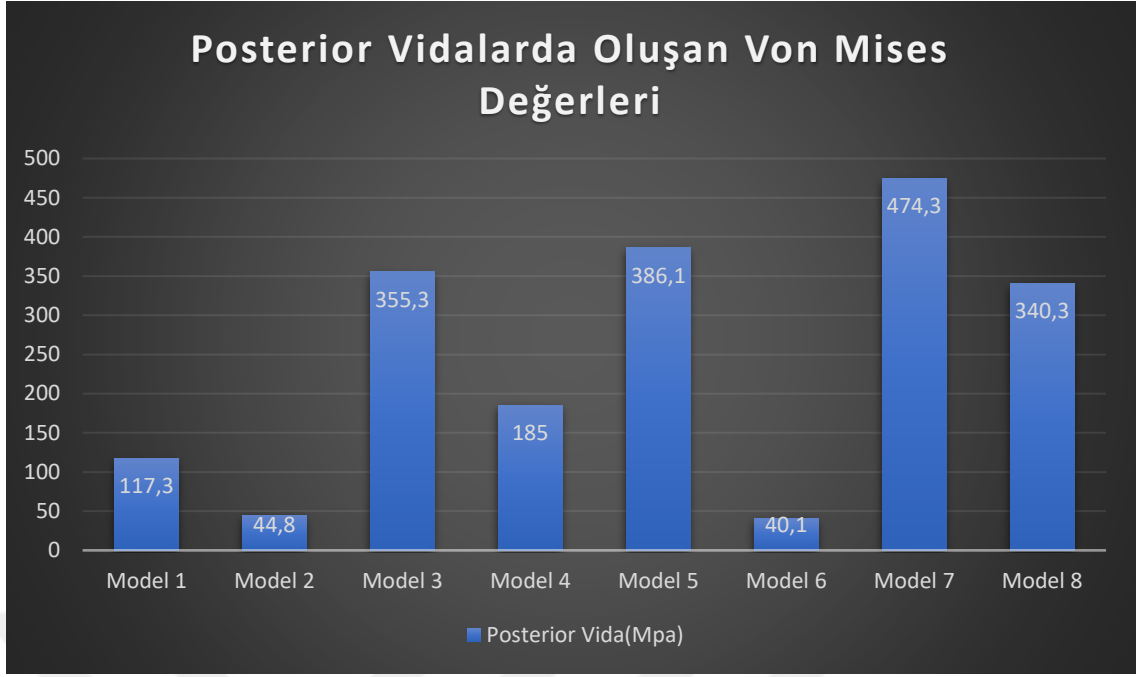
Şekil 4.17. All-on-Three ve All-on-Four tasarımlarının kortikal kemikte yarattığı streslerin karşılaştırması



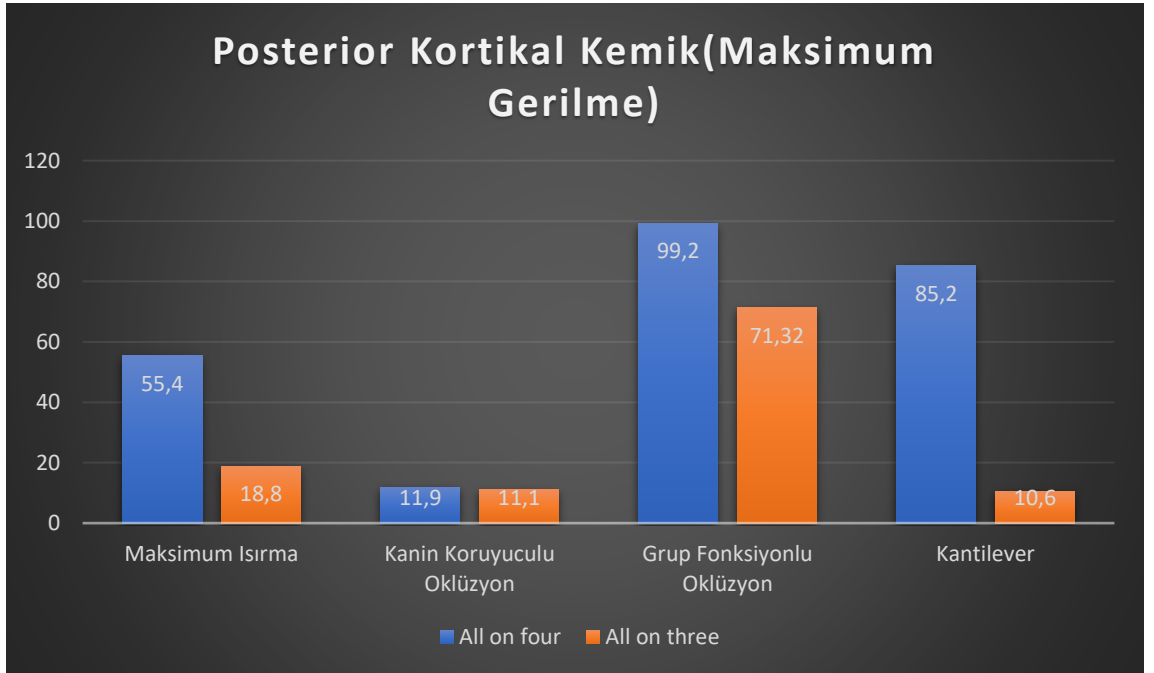
Şekil 4.18. Tüm modellerde posterior implantlarda oluşan Von Mises değerleri



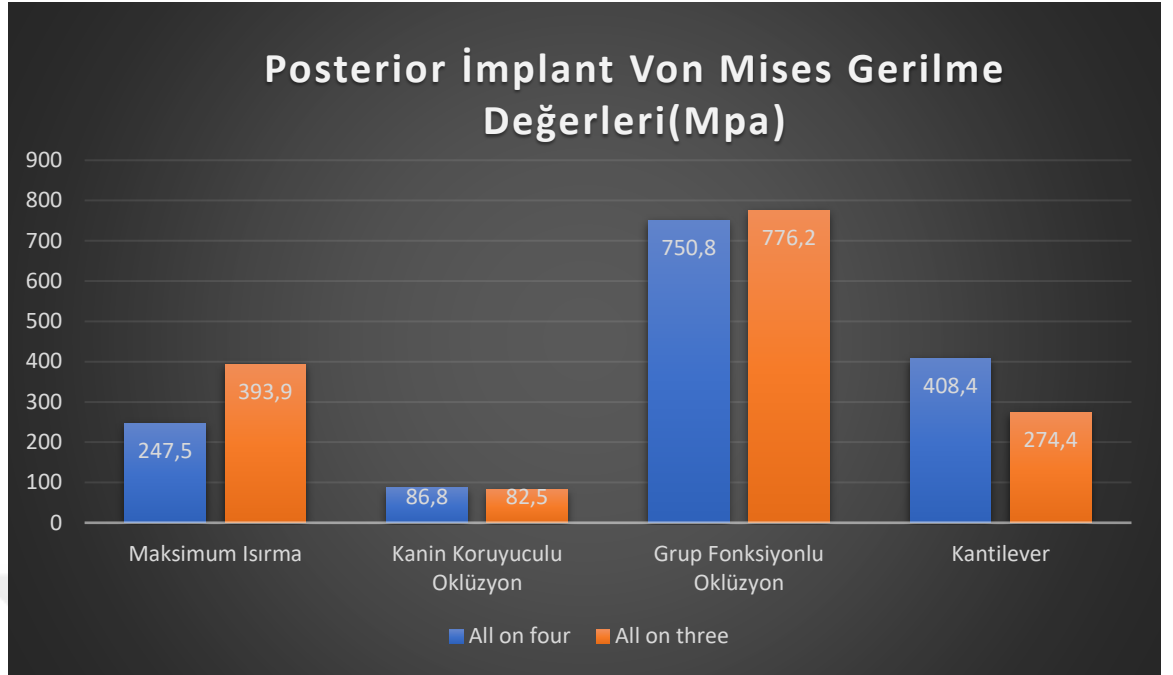
Şekil 4.19. Tüm modellerde posterior kortikal kemikte oluşan gerilme değerleri



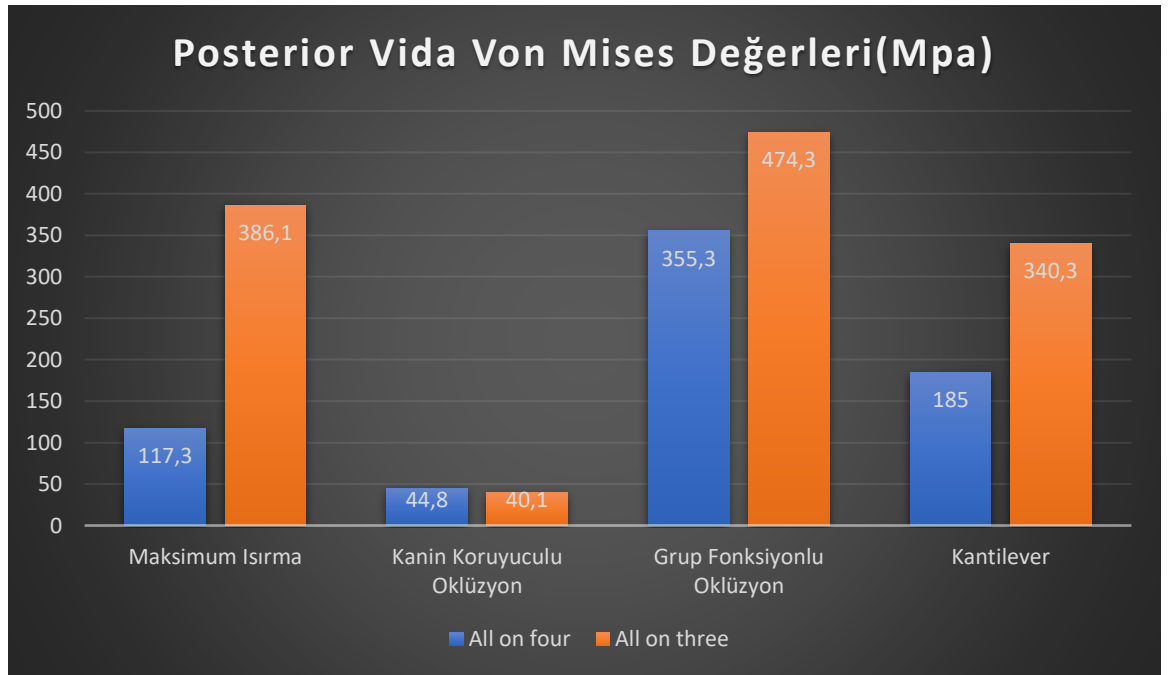
Şekil 4.20. Tüm modellerde posterior vidalarda oluşan Von Mises değerleri



Şekil 4.21. All-on-Three ve All-on-Four posterior kortikal kemikteki stres değerlerinin karşılaştırılması (Maksimum Gerilme)



Şekil 4.22. All-on-Three ve All-on-Four posterior implanttaki Von Mises gerilme değerlerinin karşılaştırılması



Şekil 4.23. All-on-Three ve All-on-Four posterior vidadaki Von Mises değerlerinin karşılaştırılması

5. TARTIŞMA

Tam dişsiz hastaların kaybetmiş olduğu fonksiyon ve estetiklerini geri kazandırmak için uygulanabilecek pek çok tedavi yöntemi vardır. Dişsiz hastaların protez rehabilitasyonlarında tam protez kullanan hastaların memnuniyetini sağlamak her zaman mümkün değildir. Yaşlanmayla beraber ortaya çıkan fiziksel, estetik, anatomik yetersizlikler sonucunda yapılan protezlerde tutuculuk ve stabilite kaybı gibi problemlerle sık karşılaşılmaktadır. Bu sebeple tam dişsiz hastalara sunulan tedavi yöntemleri arasında en yüz güldürücü ve tatmin edici yaklaşım tam ark implant destekli sabit protezlerdir. Yapılan çalışmalarda bu protezlerin fonksiyon, estetik ve çiğneme etkinliğini arttırdığı görülmektedir (166). Ancak ideal olarak uygulanması gereken implant sayısı ve özellikleri düşünüldüğünde, cerrahi ve protetik fazı içeren karmaşık ve yorucu bir süreç olmasının yanı sıra ekonomik olarak hastaya diğer tedavi yöntemlerine göre daha fazla yük getiren uygulamalardır. Uygulanacak tedavi yöntemi seçilirken hastanın yaşı, genel sağlık durumu, sosyokültürel özellikleri ve maddi olanakları, intraoral durumu gibi pek çok faktör implant uygulamalarını sınırlamaktadır.

Daha fazla implant uygulanmasını sınırlayan durumlar göz önüne alındığında; daha az implant sayısı ile elde edilebilecek tatmin edici sonuçlara 3 implant destekli (Trefoil) ve 4 implant destekli All-on-Four tedavisi uygulaması sonucu ne kadar ulaşabileceğimizi görmek, implant yapılarında ve kemikte meydana gelecek streslerin miktarını hesaplamak amacıyla SEA yöntemi kullanılmıştır. İmplant üstü tam çene sabit restorasyonlarda ideal implant oklüzyonu, implant çevresinde ve protetik yapılarda kontrollü stres dağılımını sağlamalı, mekanik ve biyolojik açıdan kabul edilebilir bir implant-kemik arayüzünün devamlılığı elde edilmeli ve marjinal kemiğin uzun dönem stabilitesine katkı sağlamalıdır.

Oklüzal yükler doğrudan implantlara ve çevreleyen kemiğe iletiildiği için biyomekanik ortamın implant tedavisinin genel başarısı üzerinde çok önemli etkisi olduğu kesin olarak gösterilmiştir (167). Oklüzal aşırı yüklenme, kemik-implant arayüzündeki mikro kırıklara, implantın kırılmasına, implant sistemi bileşenlerinin gevşemesine veya kırılmasına ve bunun sonucunda peri-implant kemik kaybına bağlı mekanik problemlere neden olabilir (168, 169). Önceki çalışmalar oklüzal yükün; implant sayısı

ve dağılımı, implantların eğimi, protez tasarımı, materyal özellikleri, kantilever uzunluğu, kemik kalitesi, çiğneme yükü ve implant oklüzyonu gibi çeşitli faktörlerden etkilendiğini göstermiştir (170, 171). Bugüne kadar optimal implant oklüzyonu konusunda çok az fikir birliği olmuştur. Tam ark sabit implant protezlerle ilgili olarak, çift taraflı dengeli oklüzyon, karşıt total protez varlığı için tavsiye edilirken, grup fonksiyonlu oklüzyon ve kanin koruyuculu oklüzyon genellikle doğal dişler karşısında kullanılır (172). Ancak daha önce yapılan çalışmalarda az sayıda implant kullanılan vakalarda olması gereken ideal oklüzyon türüyle ilgili çalışmalar oldukça kısıtlıdır.

Premolar ve molarların kaybı ve uzun yıllar boyunca tam protez veya hareketli protez ile rehabilitasyon, retroforaminal bölgede alveolar sinirin yüzeyselleşmesi ile birlikte ciddi bir alveolar kemik atrofisine yol açar. Bu, çiğneme sırasında artan ağrıya birlikte mevcut kemiğin zamanla azalması anlamına gelebilir, bu da geleneksel bir protokole göre implantların yerleştirilmesi için elverişsiz bir durumdur (40). Tam dişsiz hastalarda mevcut posterior bölgede kemik yüksekliğinin yeterli olmadığı durumlarda ileri cerrahi yöntemlerle kemik yüksekliğini artırmak bir seçenek olsa da ileri cerrahinin taşıdığı komplikasyon riskleri, uzayan tedavi süresi ve artan maliyet gibi faktörler bazı hastalarda bu tedavilerin uygulanmasını güçleştirir. Anında yükleme için protokollerin geliştirilmesi, odak noktasını kemik içine yerleştirildikten sonra ikinci bir operasyon gerektiren durumdan ziyade birkaç implantı hemen yüklemeye kaydırmıştır (2, 43, 173). Daha az implantın yerleştirilmesine ait veriler, dört implantın "köşe taşları" olarak yerleştirilmeleri koşuluyla, tam ark protezler için en uygun sayı olduğunu gösteren analizlerle desteklenmiştir (174). Bunlardan ikisi arkada ve eğimli, ikisi önde ve düz olacak şekilde çene arkına düzgün olarak dağılmış şekildedir. Bu implantlar en uygun şekilde sabitlenirse başarı şansı yüksektir. Bu implantların eğimli yerleştirilmesinin avantajlı olabileceğini ve daha uzun implantların, protez desteği için optimum pozisyonlarda iyi kortikal ankraj ile yerleştirilebileceğini gösteren bir klinik çalışmada sunulmuştur (40). Bu durumdaki hastalara ek cerrahi müdahalelerden kaçınmak için kısa implantlarla desteklenen protetik yaklaşımlar uygun tedavi seçeneği olarak sunulabilmektedir. Bununla birlikte kısa implantların taşıdığı biyomekanik dezavantajlardan dolayı "All-on-Four" tekniği hekimler için sık kullanılan bir alternatif olarak tercih edilebilmektedir.

1977 yılında dişsiz hastaların rehabilitasyonunda kullanılan sabit protezlerin en az beş veya altı tane implantla desteklenmesi gerektiğini belirleyen bir çalışmadan sonra (175) implant üzeri sabit bir protezi desteklemek için gereken minimum implant sayısını belirlemek amacıyla çeşitli çalışmalar yapılmıştır (43, 64, 176). İmplantların sayısını azaltmayı amaçlayan bir tedavi; Popper ve arkadaşları (177) tarafından geliştirilen Novum protokolüydü. Bu protokol, şablonlar ve standartlaştırılmış prefabrike bileşenler kullanılarak ön mandibulada bulunan üç implantla desteklenen mandibular implant destekli sabit protez ile anında fonksiyonel yüklemeye sağlamayı amaçlamıştır. Bununla birlikte, önerilen tekniğin uygulanmasını, 15 ila 16 mm'lik bir maksillomandibular yükseklik, tek tip kemik kalınlığı, Sınıf I veya III dental ark ilişkileri ve prefabrik barla uyumlu bir mandibular eğrilik kurvatürü gibi bir dizi ön koşul kısıtlamaktadır (177-179). Novum protokolünün arkasındaki bazı kavramları benimseyen Brånemark, tam bir sabit mandibular implant destekli protez için yeni bir öneri geliştirdi (Trefoil Konsepti). Bu yeni protez rehabilitasyonu kavramı, metal bir altyapı ile birleştirilen ve anında yüklemeye tabi tutulan üç implantla desteklenen tam çene sabit bir implant protezinden oluşmaktadır. İmplantlar, foraminanın yanına iki distal implant ve orta hatta tek bir merkezi implant olacak şekilde mental foramina arasına yerleştirilir.

Rivaldo ve ark. tarafından 2012 yılında yapılan bir çalışmada üç implant üzeri sabit protez uygulanacak olan 87 hasta kriterlere uygun olarak belirlenmiş ancak bunlardan sadece 33'ü çalışmaya katılmayı kabul etmiştir. Bu nedenle son örneklem, toplam 99 implantı olan 33 hastayı içermektedir. 99 implantın % 41,3'ü 15 mm uzunluğunda, % 39,1'i 13 mm uzunluğunda, % 10,9'u 18 mm uzunluğunda ve % 8,7'si 10 mm uzunluğundaydı. Çalışmaya katılan 33 hastanın % 64,2'si kadın, % 35,8'i erkekti. Yaşlar 38 ile 83 arasında değişen hastaların çoğu (% 43) 51 ile 60 yaşları arasındaydı. Çalışmanın ilk 2 ayında iki implant kaybedildi; sonradan yenileri ile değiştirildi. Daha fazla implant başarısızlığı görülmedi. Tüm hastalar, kliniğe ağrı, süpürasyon veya peri-implant cepleri olmadan başvurdu, bu da rehabilitasyon protokolünün çalışma süresi boyunca osseointegrasyonu etkilemediğini düşündürdü. 18 ay kullanımdan sonra 99 implantın (33 hasta) radyografik olarak değerlendirilen peri-implant kemik kaybını özetlemektedir. Ortalama kemik kaybı sol implant için 0.66 ± 0.51 mm, merkezi implant için 0.92 ± 0.61 mm ve sağ implant için 0.82 ± 0.53 mm idi. İmplantların

sağkalım oranı % 97.97 idi. Bu değerler başarı için kabul edilebilir sınırlar içindedir (51).

Literatürde Trefoil sistemle ilgili 2020 yılında yapılmış olan bir diğer 5 yıllık prospektif çalışmada sınırlı klinik ziyaretlerle zaman açısından verimli, yüksek performanslı sabit implant destekli bir protez sağlayabilmek amaçlanmıştır. Çalışmada implantların ve protezlerin kümülatif hayatta kalma oranları, marjinal kemik seviyesindeki değişikliği, yumuşak doku sonuçlarını, yaşam kalitesi üzerindeki etkisini ve hastaların ve klinisyenlerin memnuniyeti değerlendirilmiştir. Toplamda 110 hasta (330 implant) çalışmaya dahil edilmiş, vakaların %76,4'ünde hemen yükleme ve vakaların %23,6'sında erken yükleme prosedürüne göre protezler uygulanmıştır. 1 yılda, sekiz implant ve üç protez başarısızlığı ve implant düzeyinde %97,5 kümülatif hayatta kalma oranı ve %97,3 oranında protezlerde kümülatif hayatta kalma oranı görülmüştür. Ortalama marjinal kemik seviyesi değişikliği 1 yılda -0.62 ± 1.39 mm olarak ölçülmüştür. Tedavi boyunca hem hasta hem de klinisyen fonksiyon ve estetikten memnun kalmışlardır. Daha az implant ve abutment bileşeni, klinikte geçirilen sürenin kısaltılması, mali yükü azaltması ve yaşam kalitesi üzerine olumlu etkileri rapor edilmiştir. 1 yıllık takip sonucunda da Trefoil konseptinin, diğer başarılı tam ark rehabilitasyon konseptleriyle olumlu bir şekilde karşılaştırılabilecek, etkili ve öngörülebilir bir tedavi seçeneği olduğunu bildirilmiştir(180). Tam bir ark rehabilitasyonunu desteklemek için yapılan çalışmalar literatürde spesifik sistematik incelemeler veya meta-analizlerle doğrulanmamıştır. Yazarlar bu terapötik seçeneği doğru bir şekilde değerlendirmek için daha uzun takiplerin gerekli olduğunu belirtmişlerdir (181).

Menini ve ark. 2019 yılında yaptıkları bir çalışmada Branemark Novum protokolüyle hemen rehabilite ettikleri 4 hastanın (3 erkek 1 kadın) 16 yıllık takibinin sonucunu yayınlamışlardır. Bu süre zarfında; implant ve protezler için kümülatif survival oranları, sondlamada kanama, plak indeksi, sondlama derinliği, implant ISQ değerleri, ve periimplant kemik rezorpsiyonunu değerlendirmişlerdir. 16 yıllık süre zarfında kümülatif implant ve protez sağkalım oranları %100 olarak belirlenmiştir. 11-16 yıllar arasındaki takipte kemik seviyesi ve ISQ değeri stabil kalmıştır. 16 yılın sonunda implantların plak indeksleri yüksek olmasına rağmen sondlamada kanama seviyeleri düşük bulunmuştur. Ortalama sondlama derinliği 3.3 mm bulunmuştur. Yalnızca bir tek santral implantta krater tarzı kemik yıkımı görülürken, çok sayıda protez

komplikasyonu(rezin veya diş kırıkları) meydana gelmiştir ve bunların çoğu aynı parafonksiyonel alışkanlığı olan hastada kaydedilmiştir (182).

Trefoil sisteminde, prefabrike bileşenlerle kullanılan implant sayısının az olması maliyeti düşürmeye ve zamandan tasarruf etmeye yardımcı olur. Aktif çalışma süresi tahmini aslında ameliyatın başlangıcından aynı gün protezin sabitlenmesine kadar yaklaşık altı saattir. Nobel tarafından önerilen protokolde, genellikle tam ark rehabilitasyon vakalarında daimi protezin anında yapılmasını sağladığı vurgulanmıştır. Bu, yaklaşık 3-6 ay arasında değişen tedavilere kıyasla zamandan tasarruf sağlar. Öte yandan, cerrahi protokol görüldüğü kadar basit değildir ve klinisyenin ameliyat sırasında bir intraoperatif strateji değişikliğine yol açabilecek mental foramene yakınlık gibi herhangi bir komplikasyonu yönetme tecrübesine sahip olması gerekir.

Literatürde trefoil sistemi ile ilgili az sayıda çalışma mevcuttur. All-on-Four sistemi ile trefoil sisteminde farklı oklüzyon türlerinde meydana gelen streslerin karşılaştırılması ile ilgili yeterli çalışma bulunmamaktadır. Tez çalışmamızın amacı; literatürdeki eksikliği giderebilmek amacıyla All-on-Four sistemini, trefoil sistemleriyle farklı kuvvetler uygulayarak, farklı oklüzyon şemalarında implant, vida ve implantı çevreleyen kemikte oluşan stres değerleri ve dağılımı bakımından sonlu elemenlar analizi yöntemi kullanarak karşılaştırmaktır.

Duyck ve arkadaşlarının (174) in vivo yaptıkları çalışmanın amacı; implant üzerine yapılan sabit protezlerdeki oklüzal kuvvetlerin dağılımı ve büyüklüğü hakkında bilgi edinmektir. Bu, yük büyüklüğünün yanı sıra tipinin de (eksenel kuvvet veya eğilme momenti) kaydedileceği anlamına gelen kuvvetlerin in vivo nicelenmesi ve nitelenmesi ile yapılmıştır. İmplant destekli sabit protezli toplam 13 hasta seçilmiştir. Destekleyici implantlar üzerindeki oklüzal kuvvetler, protezlerin oklüzal yüzeyi boyunca çeşitli pozisyonlarda 50 N'luk kontrollü yük uygulaması sırasında, gerinim ölçekli dayanakların kullanılmasıyla maksimum oklüzyonda ölçülerek nitelendirilmiştir. Protezler 5 ve 6 implantla desteklendiğinde yapılmış ve aynı şekilde 3 ve 4 implant ile de tekrarlanmıştır. Protezlerin distal uzanan parçalarının yüklenmesi, yük uygulama yerine en yakın implantlar üzerinde önemli sıkıştırma kuvvetleri ve diğer implantlar üzerinde daha düşük sıkıştırma veya çekme kuvvetleri oluşturan bir menteşe etkisine neden olmuştur. Ortalama olarak, azalan sayıda destekleyici implant

ile daha yüksek kuvvetler gözlenmiştir. Sadece 3 implant kullanıldığında eğilme momentleri en yüksek seviyede ölçülmüştür.

Bevilacqua ve ark. tarafından gerçekleştirilen deneyde ilk test için değişen eğimlere (0, 15, 30 ve 45 derece) sahip olan implantlar (4x13 mm) yaklaşık olarak molar alana yerleştirilmiş ve 150 N ile dikey olarak yüklenmiştir. Daha sonra peri-implant kemiğin Von Mises stres değerleri kompakt ve süngerimsi kemik için ayrı ayrı değerlendirilmiştir. İkinci testte, dişsiz bir hastanın mandibulasında interforaminal alana 4 implant (4x13 mm) sanal olarak yerleştirilmiştir. Alt yapı tasarlanmış ve implantlar sanal olarak splintlenmiştir. Isırma kuvvetini simüle etmek için distal kanat segmentine dikey bir yük (150 N) uygulanmıştır. Açılarına göre farklı olan implantlar farklı kantilever uzunluğuna sahiptirler (11.6, 8.3 ve 5 mm). Her test için karşılaştırma yapılırken periimplant kemikteki en yüksek Von Mises değeri kullanılmıştır. Test 1'de, dikey bir yüke tabi tutulan tek eğimli implant, aynı dikey yüke tabi tutulan tek dikey implanttan daha yüksek peri-implant kemik stresi göstermiştir. Tek implantların eğimi arttıkça stresleri artmıştır. İmplantlar sert bir altyapıyla splintlendiğinde, azaltılmış kantilever uzunluklarına sahip eğik distal implantların kullanımı, daha uzun kantilever uzunluğuna sahip dikey implantlara göre peri-implant kemik üzerinde daha düşük mekanik streslerle sonuçlanmıştır. Dikey implant tasarımına kıyasla eğik distal implantlarda anterior implantların etrafındaki stresin azaldığı gözlemlenmiştir (183). Bu veriler çalışmamızda elde ettiğimiz All-on-Three de meydana gelen yüksek stres değerlerine benzerlik göstermektedir.

All-on-Four sisteminde stres/gerinim analizi çalışmalarında Naini ve ark. açılı yerleştirilen posterior implantların çevresindeki kemikte stres değerlerinde yaklaşık olarak %9 değerinde bir artış olduğunu belirtmişlerdir (184). Yaptığımız çalışmada bu çalışmayla benzer şekilde distal implantların çevresindeki maksimum stres değerlerinin en yüksek olduğu gözlenmiştir. All-on-Four tekniğinde, posteriordaki implantlara genellikle 30° açı verilerek bu açılanma, açılı abutmentlar kullanılarak tolere edilir. Begg ve ark (185), distal implantlarda farklı açılanmalar sonucunda (0°-15°-30°-45°) kuvvet iletim farklılıklarını tanımlamayı hedeflemişlerdir. 15° ve 30° açıya sahip distal implantlar, aksiyal implantlarla benzer gerilim gösterirken, 45° açıya sahip distal implantın etrafında en fazla baskı gözlenmiştir. Çalışmamızda diğer çalışmaların sonuçları referans alınarak, distal implantlarda en uygun gerilim oluşturan

açılanma miktarı olan 30° tercih edilmiş; açılanma miktarı değişken bir faktör olarak incelenmemiştir.

All-on-Four tedavi protokolünde tercihen posteriorda 4/4,3 mm iken anteriorda 3,75/4 mm çapında 10-18 mm uzunluğuna sahip implantlar kullanılmaktadır (6, 186). Yaptığımız çalışmamızda da implantlar 4 mm çapta 10 mm uzunluğunda anteriorda, 4mm çapında 13 mm uzunluğunda posteriorda kullanılmıştır. Distal açılı implantların daha uzun seçilmesinin sebebi, in vivo şartları taklit etmek için yeterli açılanmaya bağlı kanat uzunluğunun azaltılarak yeterli ankrajın sağlanmasıdır.

Çalışmamızda alt çene kemiği, implant, titanyum barlar, akrilik kaide, dişler ve diş eti, gerçeğe en yakın olacak şekilde 3 boyutlu olarak modellenmiştir. Kemik dokusunun modellenmesi için bilgisayarlı tomografi (CT), manyetik rezonans (MR) görüntüleme teknikleri ve üç boyutlu modelleme programları kullanılabilir (187). Sonlu elemanlar analizi ile yapılan benzer çalışmalarda çene modelleri oluşturulurken hastalardan elde edilmiş tomografi görüntülerinden faydalanılmıştır (188, 189). Bu yöntemin dezavantajı bireylere özgü morfolojik problemler gibi anatomik yapıdan olası sapmaların standart olmayan modeller ortaya çıkarabileceği riski vardır. Bu sebeple çalışmamızda gerçeği daha iyi yansıtmaya sebebiyle tomografi görüntüsü kullanılmamış, çene modelinin tasarımında anatomi kitabından referans alınarak standart modeller elde edilmiştir (190).

Çalışmamızda modellerin gerçek boyut ilişkisinin sağlanabilmesi ve daha gerçekçi değerlendirmelerin yapılabilmesi için protetik modeller ve implant parçaları gerçek boyutlarda tasarlanmıştır. Günümüzde implantlar pek çok çeşidi vardır. Üretilen bu implantlar arasında tasarım açısından pek çok farklılık taşır. Bu çalışmada kullanılan implantlar gümümüzde en sık kullanılan silindirik implant formundadır. Silindirik implant formunun kemiğe iletilen stresler açısından ideal olduğu belirtilmiştir (191). İmplant tasarımı primer stabilite ve kemiğe iletilen kuvvetler açısından büyük öneme sahiptir. İmplantın yivi, yiv açısı, gövde geometrisi, yiv kalınlığı, yüzey morfolojisi ve yüzey kaplaması implanta ait özellikleri oluşturmaktadır. Buna bağlı olarak hem osseointegrasyon döneminde hem de yükleme döneminde implant başarısı için önemli bir yer tutmaktadır (192). Modellenen implantların mikro yapısının ayrıntılı tasarımının yansıtılmayarak, yüzey özelliklerinin oluşturulmasıyla elde edilen küçük farklar kemik-implant arası tam temasın varsayılması ile tolere edilebilir (193).

Çalışmamızda implanta ait özellikler (yiv kalınlığı ve yiv açısı gibi) tüm modellerde standart tutularak sonuçların standardizasyonunun sağlanması hedeflenmiştir.

Tekli implantlarda yapılan biyomekanik analizleri içeren in-vitro çalışmalarda, açılı olarak yerleştirilen tek implantların başlıca kortikal kemikte streslerin artmasına neden olabileceği bildirilmiştir (194). Açılı şekilde yerleştirilen tekli implantlar çiğneme fonksiyonu sırasında, lateral hareketler sonucu eğilme kuvvetlerine maruz kalmaktadır. Bu da implantın etrafındaki kortikal marjinal kemikte streslere neden olabilmektedir. Birden fazla implant olan protetik restorasyonlarda, implantların yerleşim şekli ve protetik restorasyonun rijiditesine bağlı, açılı implantlara gelen eğilme kuvvetlerinin azaltılıp kuvvet yönünün değiştirilmesi mümkün olabilmektedir (195). Buna rağmen, yaptığımız çalışmada distal implantların etrafındaki kortikal kemiğe gelen streslerin yüksek olması eğimli yerleştirilen implantların bu şekildeki kuvvetlere maruz kalmasıyla açıklanabilir. Literatüre bakıldığında yapılmış olan bir diğer çalışmada sıkışma-baskı streslerinin en yoğun olduğu kemik tabakasının implantı çevreleyen kortikal kemik tabakası olduğu gösterilmektedir (21, 196). Bunun nedeni; kortikal kemikte yüksek elastik modülün olması, oklüzal düzleme yakın olması ve implantın boyun kısmını çevreleyen kısımda zayıf dirence sahip olması gösterilebilir (197). Total dişsizlik durumunda çenelere uygulanan implant destekli sabit restorasyonlarda çiğneme kuvvetleri daha çok, distaldeki implantlarda ve implantı çevreleyen kemik doku üzerinde streslere neden olmaktadır. Bu streslerin konumlanan en distal implantta fazla olmasında; implant sayısını artırmanın veya herhangi bir başka protetik seçeneğin uygulanmasının sonucu değiştirmediği bildirilmiştir (174, 197). Çalışmamızda da farklı sayılarda implant kullanılmasına rağmen tüm modellerde stresler (implantlardaki Von Mises gerilme değerleri, kortikal kemikte asal gerilmeler, vidadaki Von Mises gerilme değerleri) en distaldeki implantta ve çevreleyen kemik dokuda yoğunlaştığı görülmektedir. Kemik, implant ve vidaların ön ve arka bölgelerde oluşan gerilmelerin karşılaştırılması sonucu tüm modellerde genel olarak arka bölgelere ait yapılarda daha yüksek gerilmeler görülmüştür. Bu bulgunun temel sebeplerinden biri arka implantların çiğneme bölgesinin merkezinde yer almasıdır (198).

İmplantların uzun yıllar başarılı olması, streslerin implant çevresindeki destek dokulara uygun şekilde aktarılmasıyla da yakından ilişkilidir. Kemikte oluşan stres dağılımlarının klinikte değerlendirilmesi mümkün değildir. Bundan dolayı implant

çevresindeki alanlarda oluşan streslerin sayısal olarak değerlendirilmesi, tedavinin devamlılığı ve başarısı açısından fikir sahibi olabilmeyi kolaylaştırır. Böylece aşırı yüklenme riskini etkileyen tasarım parametrelerini kontrol etmeyi kolaylaştırabilmektedir (185, 199). Sonlu elemanlar analizi iki boyutlu veya üç boyutlu olarak yapılabilir. Çalışmalar ilk zamanlarda iki boyutlu olarak yapılırken, bilgisayar ve yazılım teknolojilerinin gelişmesiyle beraber üç boyutlu modeller ağırlık kazanmıştır. Literatüre göre üç boyutlu analizlerin iki boyutluya göre daha gerçekçi ve doğru sonuçlar verdiği anlaşılmaktadır (21, 138, 200). Bu sebeplerden çalışmamızda, implantlar, protetik yapılar ve çevresindeki kemik dokusunda oluşan streslerin incelenmesinde daha detaylı ve hassas bir yöntem olan üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yönteminin kullanımı uygun görülmüştür. Sonlu elemanlar analizi çalışmalarında modeller birebir gerçeği yansıtmasa da bu yöntem diğer in vitro çalışmalara göre daha avantajlıdır. İn vitro şartlarda çoğu yöntemde aynı koşulların tekrar edilmesi pek mümkün olmazken sonlu elemanlar analizinin en önemli özelliklerinden biri tekrar edilir olmasıdır (201). Kırılgan vernik tekniğinde hazırlanan modelin tekrar kullanılamıyor olması ve canlı dokular üzerinde oluşan gerilim dağılımlarının incelenememesi, gerilimölçerli gerilim analizinde aparatların sadece modellere bağlanır olması canlı dokuların üzerindeki ölçümleri engellemesi, lazer ışınli gerilme analizi yönteminde, hareketli yapılar üzerindeki gerilim ölçülürken sabit yapılar ve canlı dokular üzerindeki gerilim incelenemiyor oluşu aynı zamanda ağız içindeki termal değişiklikler modele yansıtılamayışı dezavantajdır. Radyoteleometri yönteminde termal ve mekanik yorulma sonuçlarının dental malzemelerde oluşan etkilerinin incelenememesi dezavantaj oluşturur.

Sonlu elemanlar analizinde karşılaştırılması istenilen değişkenler haricindeki faktörlerin standardizasyonu kolaylıkla sağlanabilir. İmplant sistemlerinde yapılan çalışmalarda sonlu elemanlar analizi uygulanırken daha gerçekçi sonuçlar için aksiyel ve horizontal kuvvetlerin yanında kombine yükler de dikkate alınmalıdır. Kombine yükler, kortikal kemikte maksimum gerilmelere sebep olurlar (62, 146, 200). Bu sebeple yaptığımız çalışmada distal kuvvetler, daha gerçekçi sonuçları yansıtmaları için oblik olarak uygulanmıştır. Bu yöntem avantajlarının yanında bazı dezavantajlara da sahiptir. SEA sonucunda elde edilen verilerin istatistiksel analizi yapılamaz bu değerler varyantı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu elde edilir. Bu nedenle çalışmamızda istatistiksel değerler mevcut değildir.

Yapılan çalışmalarda, sonlu elemanlar analizlerinde daha başarılı sonuçlar elde edebilmenin yolu anatomik yapının ideal olarak modellenmesidir. İdeal bir modelleme için eleman ve düğüm sayısının en az 30.000-200.000 arasında olması gerektiği belirtilmiştir (202, 203). Eleman boyutu azalması eleman sayısı artırarak, gerçeğe daha yakın analizler yapılmasını sağlamaktadır (204). Ancak eleman ve düğüm noktalarının sayısının gereğinden fazla artması, analiz süresinin çok fazla uzamasına neden olmaktadır. Bu nedenle yapılan birçok araştırmada eleman ve düğüm sayıları yeterli ölçüde sınırlı tutulmuştur. Yaptığımız çalışmada All-on-Three modelinde toplamda 490660 eleman ve 842720 düğüm bulunurken, All-on-Four modelinde 520639 eleman ve 917118 düğüm kullanıldı. Böylece gerçeğe daha yakın sonuçların elde edildiği düşünülmektedir. İn vitro çalışmalarda elde edilen modellerle karmaşık olan canlı dokuların sonlu elemanlar analizinde tüm detayları ile tam olarak oluşturmak mümkün değildir. Belli sanal ortam koşulları altında oluşturulan geometrik modellerin kısıtlılığı sebebiyle malzeme özellikleri ile ilgili basitleştirilme yapılması gerekmektedir. Bu durumda elde edilen sonuçlar tamamen gerçeği yansıtmaz. Yapılan basitleştirmeler benzer çalışmalar açısından önemli avantaj sağlamaktadır (205).

Kemik homojen olmayan, nonizotropik farklı bölgelerin özelliklerinin farklı olması ve non-lineer yani kuvvete karşı oluşan deformasyon orantılı şekilde dağılım göstermediğinden, kemik yapısının modellenmesi zordur (206). Çalışmamızda modellemeler, diğer birçok çalışma referans alınarak homojen ve izotropik olarak kabul edilmiştir (161, 207). Anizotropik özelliğe sahip bir materyal farklı yönlerde ölçüldüğünde farklı özellikler gösterdiğinden, kemik gibi canlı ve dinamik dokular gerçekte anizotropik özellik gösterir ve homojen değildir ancak bu durum analizi yapmayı zorlaştırır. Sonlu elemanlar analizi yapılırken gerçeğe yakın sonuçlara ulaşabilmek için birçok çalışmada kemik izotropik ve homojen kabul edilmiştir (146, 208). Histolojik çalışmalardan yola çıkarak canlı dokularda implant-kemik arasında %100 bağlantı hücresel düzeyde mümkün olmadığı için tam bir osteointegrasyon sağlanması mümkün değildir. Sonlu elemanlar analizindeki yapıların kesintisiz bağlanma özelliği göz önüne alınmalıdır. Çalışmamızda da spongios kemik-kortikal kemik, implant ile çene kemiği, implant-abutment, abutment-altyapı materyali ve altyapı materyali-üstyapı materyali kesintisiz temasta modellenmiştir.

Statik yüklerin kullanıldığı belli anda tüm modelde oluşan yük ve streslerin incelendiği, bütün yapılarda sürtünmesiz ilişkinin tanımlandığı (bonded contact) durumlarda, zamandan bağımsız bir analiz olan ve gerilme-gerinim ilişkisinin belirli sınırlar içerisinde doğrusal olduğu materyallerde lineer analiz yöntemi tercih edilmektedir.

Dental yapıları içeren önceki sonlu elemanlar analiziyle ilgili araştırmalar incelendiğinde modele ait parçalarını oluşturan yapıların fiziksel özellikleri için sabit değerlerin bulunmadığı gözlenmektedir. Akrilik, metal alaşımları, implantlar, kortikal kemik poisson oranları ve elastik modülleri için genel kabul görmüş ortak bir tablonun olmadığı anlaşılmaktadır (146). Araştırmacı tarafından Poisson oranı ve elastisite modülü belirlenerek bilgisayar yazılımına aktarılmaktadır. Çalışmamızda birden çok çalışmada ortak olarak kullanılan değerler referans alınmıştır (163-165).

Kortikal kemik kalınlığı ve yoğunluğunun farklı olması hem kortikal kemikte hem de spongioz kemikte farklı gerilmelere neden olarak analizin sonuçlarını etkilemektedir. Kortikal kemiğin kalınlığının artması, gerilme değerlerini düşürürken, kortikal kemik kalınlığı azaldıkça gerilme değerleri artar (209). Çalışmamızda homojenlik sağlamak adına kemiğin kortikal kesiti her bölgede 2 mm olarak kabul edilmiştir. Sonuçlar değerlendirilirken farklı kortikal kemik kalınlıklarının farklı gerilmelere sebep olabileceği düşünülerek, standart sağlanılmaya çalışılmıştır. Alveol çene kemiğinde rezorpsiyonun ilk görüldüğü yerler belirli değerleri aşan maksimum gerilmenin olduğu alanlardır. Önceki çalışmalar incelendiğinde en yüksek gerilmenin trabeküler kemikte değil kortikal kemikte olduğu gözlenmiştir (202, 210). Esas stresler implantın kortikal kemikle kaplı boyun bölgesinde meydana geldiği için spongioz kemik verileri değerlendirilmemiştir. SEA'da uygulanacak olan yükleme tipi yapılan çalışmanın amacına göre belirlenmektedir. Çalışmamızda maksimum stres dağılımlarını incelemeyi amaçladığımızdan statik yüklemeler kullanılmıştır.

Sonlu elemanlar analizi sonrasında modellerde oluşan farklı renk geçişleri stres dağılımlarını ifade eder. Oluşan renk türlerinden yola çıkılarak bir model üzerinde streslerin en çok olduğu bölgeler ve streslerin yönü anlaşılabilir. Bu verilere göre aynı model üzerinde farklı bölgeler arasında stres değerlerine dair yorum da yapılabilir. Bununla beraber farklı yükleme koşullarının kullanıldığı iki ayrı analizin yapıldığı bir modelde ortaya çıkan renk dağılımları birbirinden çok farklı olabilir.

Daha yüksek stres değerini gösteren renklerle boyanmış olan alanların gözlendiği bölgelerde en yüksek stresler oluşmamış olabilir. Her modelde yüklerin dağılım yönleri farklı olacağı için yüklerin ilerlediği yönlerde çok dar alanlarda yüksek stres değerleri oluşabilir (211).

İmplant destekli sabit protezlerde alt yapı olarak farklı materyaller kullanılmaktadır. İmplant destekli hibrit protez yapımında altyapıda metal ve titanyum st yapıda ise akrilik veya seramik kullanılabilir. Trefoil sisteminde ise prefabrik titanyum bar üzerine akrilik protez uygulanmaktadır (52). Bu bilgiye dayanarak çalışmamızda bütün gruplarda titanyum alt yapı üzerine akrilik protez modellenmiştir. All-on-Three ve All-on-Four gruplarında modellenen titanyum altyapılar ve akrilik protez aynı özelliktedir.

All-on-Four ve All-on-Three konseptine uygun hazırlanan modellerde sağ ve sol taraftan uygulanan oklüzal yükler, n ve arka bölgede yer alan implantlar aracılığıyla çene kemiğine iletilmiştir. n ve arka bölgede oluşan stresler karşılaştırıldığında, elde edilen veriler sonucunda tüm modellerde, arka bölgelerde daha yüksek stresler bulunmuştur. n ve arka bölgede yer alan implantlar arası karşılaştırma yapıldığında, çalışan taraftaki implantlara gelen stresler için de durum aynıdır. Arka bölgede eğimli olarak yerleştirilen implantlar üzerinde n bölgedeki implantlarda oluşan değerlerin yaklaşık 2 ya da 3 katı kadar yüksek stres değerleri oluşmuştur. Bu durumun temel nedeni arka bölgedeki implantlar üzerinde, özellikle lateral hareketlerde oluşan çiğneme kuvvetlerinin yoğunlaşması sonucudur (212-214).

Çiğneme fonksiyonu sırasında implant ve üzerindeki protetik yapı, dik kuvvetlerden daha çok oblik kuvvetleri oluşturan dinamik oklüzal kuvvetlerle karşılaşır. Gelen kuvvetin yönü, bir kaldıraç kolu oluşturacak şekilde eğilme torklarına neden olur (89, 215). Oblik yüklerin oklüzal kuvvetleri daha iyi yansıttığı belirtilmiştir (216). Bu nedenle hem maksimum ısırma durumunda hem de çiğneme fonksiyonu sırasındaki dikey ve oblik kuvvetlerin tamamı referans alınıp modellere uygulanmıştır.

Literatürde yapılan benzer araştırmalardan birinde 6 implant destekli tam ark restorasyonlarda kemikte oluşan gerilimleri incelemek amacıyla, restorasyonun bitim sınırından 150 N kuvvet uygulanmıştır (217). Yapılan başka çalışmada, All-on-Four tedavi planlamasına alternatif olan diğer tedavi planlamaları ile karşılaştırmalı olarak değerlendirmek için her dişe 100 N olmak üzere, premolarlar ve 1. molar bölgelerinden

toplam 300 N olacak şekilde yükleme yapılmıştır (197). Assunção ve ark. posterior ısırma kuvvetlerinin ortalama değerini taklit etmek amacıyla implantların uzun aksına 30° eğimle gelecek şekilde bukkolingual yönde 100 N oblik yük uygulamıştır (184).

Çalışmamızda referans olarak aldığımız; Silva ve arkadaşları 4 ve 6 implant uygulanan modellerdeki okluzal yüklemelerin etkilerini incelemek için çift taraflı olarak 1. molar, 2. premolar, 1. premolar ve kaninlerin distal bölgesine sırasıyla 200 N, 150 N, 150 N ve 100 N kadar kuvvet uygulamışlardır. Başka bir literatür taramasında, çiğneme kuvvetlerinin doğal dişli bireylerde ve protez kullanan hastalarda 50-2440 N gibi geniş bir aralıkta değiştiği ve molar bölgesinden kesiciler bölgesine doğru giderken bu kuvvetlerin belirgin şekilde azaldığı görülmüştür (22, 218-220). Tam ark sabit restorasyonların sonlu elemanlar analizi ile incelendiği çalışmalarda farklı yükleme koşulları kullanılmıştır. Standart bir yükleme tipi kullanılmadığı ve tam dişli bireylerdeki çiğneme kuvvetini yansıtmak için, doğal dişlere gelen kuvvet değerleri yüklemeler için tercih edilmiştir.

Sentrik ilişkide oluşan gerilme değerleri incelendiğinde; vida (386,1 Mpa) ve implanttaki (393,9 Mpa) en yüksek değerler All-on Three de ve distal olanlarda görülmüştür. Kortikal kemik için durum tam tersidir. All-on Four için daha yüksek maksimum gerilme değeri vardır. Ön bölgedeki implantta ise yine All-on-Three de stres daha fazladır. All on Three konseptinde kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme ve implantta oluşan Von Mises streslerinin daha yüksek görülmesinin sebebi olarak implant sayısının azalması ve kantilever uzunluğunun artması gösterilebilir.

Bevilacqua ve ark. yaptığı bir çalışmada özelleştirilmiş bilgisayar yazılımı kullanılarak 3 boyutlu dişsiz maksiller modeller oluşturulmuştur. Dört implant premaksillaya yerleştirilmiş ve metal altyapı ile splintlenmiştir. Protez uzunluğu sabit tutularak 0, 15, 30 ve 45 derece eğimli distal implantlar ile 4 farklı konfigürasyon değerlendirilerek kantilever uzantıları sırasıyla 13, 9, 5 ve 0 mm olarak belirlenmiştir. Kantileverlerin distal kısmına dikey bir yük (150 N) uygulanmıştır. Von Mises'in periimplant kemiğinde ve implantlar üzerindeki stres değerleri süngerimsi ve kortikal kemikte değerlendirilmiştir. Dikey implantlar için periimplant kemiğine kaydedilen maksimum stres 75.0 MPa (distal implantlar), 35.0 MPa (mezial implantlar) ve metal alt yapılar için 95.0 MPa idi. Bunun sonucunda eğimli distal implantların kullanımı, posterior

kantilever uzunluğunun azalması, tüm değişkenler için azalmış stres değerlerine neden olmuştur (221).

Fazi ve arkadaşlarının 2011'de yaptıkları çalışmada, sonlu eleman modellerini kullanarak altı farklı intraforaminal implant konfigürasyonu belirlemiştir (222). Oluşturulan modellerde üç ile beş arasında değişen sayılarda implant kullanılmıştır. Yerleştirilen distal implantlar ya aksiyel bir şekilde yerleştirilmiş ya da distal olarak 17 veya 34 derece eğimlendirilmiştir. İmplantların bağlanması, 20 mm'lik kantilevere sahip bir protez yapı ile gerçekleştirilmiştir. Protez alt yapısında, kemik-implant seviyesinde mevcut olan gerilmeleri değerlendirmek için kantileverlerin distal kısmına 200 N'luk bir yük uygulanmış ve implant, protez yapı ve kemik seviyesinde ölçümler yapılmıştır. Sonuçlar, streslerin yükleme yapılan tarafta kantilevere en yakın distal implantın distolingual yönü boyunca yoğunlaştığını göstermiştir. Bu bulgu, diğer sonlu eleman analizi çalışmaları ile uyumludur (161, 221, 223) ve kantileverlerin varlığının, sabit protezi desteklemek için yerleştirilen implantların sayısına bakılmaksızın terminal implantlar üzerindeki yükü artırdığını kabul etmenin önemini vurgular.

Fazi ve arkadaşlarının sonuçları, Krekmanov ve arkadaşları tarafından yapılan gerinim ölçer ölçümleriyle uyumludur. Fazi ve arkadaşları, dört veya beş implant konfigürasyonlarının, üç paralel implanta sahip bir konfigürasyona ile kıyaslandığında kemik, alt yapı ve implantlarda benzer stres dağılımları gösterdiği sonucuna varmışlardır.

Yapılan bir çalışmada Brunski, intraforaminal boşluktaki implantların sayısı ve dağılımından etkilenen biyomekanik stres dağılımını yeniden doğrulamaktadır (224). Kantileverin distal kısmına çift taraflı olarak 100 N yüklenen bir barı desteklemek için üç, dört veya altı implant kullanılarak biyomekanik karşılaştırma yapılmıştır. Brunski, anterior implantlar üzerindeki gerilme kuvvetlerinin, dört veya altı implant modellerine kıyasla üç implant modelinde en yüksek olduğunu bildirmiştir. Daha kısa kantilevere sahip implant protezinin uzunluğu, dişsiz mandibulada tedavi planlarken önemli bir biyomekanik husustur (56). Distal implantlar üzerindeki kompresif kuvvetlerin karşılaştırması, üç, dört veya altı implant kullanılsa da benzerdir. Yaptığımız çalışmada kantilever yükleme sonucu; All-on-Three modellerinde anterior implant ve vidaya ait Von Mises değerlerinin All-on-Four modeline göre daha

yüksekken, distal implantlardaki çalışan taraf değerlerin her iki modelde de yüksek bulunması benzer çalışmalara paralellik göstermektedir.

Tashkandi ve arkadaşları, kantileverli implant destekli protezlerde kemikte oluşan gerilme dağılımını inceledikleri çalışmalarında en yüksek gerilme miktarlarını kantilevere yakın bölgede tespit etmişlerdir (225). Türker ve ark. (226) All-on-Four modelinin farklı oklüzal şemalarda yüklenmesi sonucu meydana gelen streslerin analizini değerlendirdikleri çalışmada; stres değerlerini içeren tablolar incelendiğinde maksimum interkuspasyon ve protrüzif harekette kanin koruyuculu oklüzyon ve grup fonksiyonlu oklüzyonda benzer gerilmelerin görüldüğü ancak lateral hareket sırasında kortikal kemik, trabeküler kemik ve implantlar için stres değerleri incelendiğinde, grup fonksiyonlu oklüzyondaki bazı stres değerlerinin kanin koruyuculu oklüzyonda meydana gelen stres değerlerinin iki katından daha yüksek olduğu görülmüştür. Bütün koşullar ve tüm yapılarda kanin koruyuculu oklüzyonda en düşük stres değerleri gözlenmiştir.

‘Kanin koruyuculu oklüzyonun All-on-Three ve All-on-Four modelleri için en ideal oklüzyon olacağı sonucu beklenmektedir’ hipotezimiz elde edilen veriler doğrultusunda kabul edilmiştir. Her iki durum model için de kanin koruyuculu oklüzyon çevre dokulara iletilen stres değerleri açısından ideal bulunmuştur.

Çalışmamızda kortikal kemikteki maksimum asal gerilme miktarları bulunmuştur. Bunun sebebi, kortikal kemiğin elastiklik modülünün spongioz kemikle karşılaştırıldığında yaklaşık on katı fazla olmasıdır. Alt çenelerde implant uygulanan vakalarda kortikal kemikte spongioz kemiğe kıyasla daha fazla stres birikimi beklenmektedir (227).

Kemik üzerine kuvvet uygulandığında meydana gelen en yüksek streslerin kuvvetin uygulandığı en yakın konumdaki implantın boynu etrafındaki kortikal kemikte ortaya çıktığı bilinmektedir (228). Duyck ve arkadaşlarının (174), 5-6 ve 3-4 implantla desteklenen sabit protezlerde implantlar üzerindeki oklüzal kuvvetlerin dağılımını ve büyüklüğünü araştırdıkları çalışmalarında azalan implant sayısı ile birlikte daha yüksek kuvvet değerleri görülmüştür. Üç implant kullanılan modellerde eğilme momentleri en yüksek değerde iken protezlerin kantilever uzantılarının yüklenmesi, yük uygulama yerine en yakın implantlar üzerinde önemli sıkıştırma kuvvetleri ve diğer implantlar üzerinde daha düşük sıkıştırma veya çekme kuvvetleri oluşturan bir

menteşe etkisine neden olmuştur. Yaptığımız çalışmada bu bilgiyi destekleyecek şekilde maksimum interkaspasyon sırasında posterior dişlere yüksek miktarda kuvvet uygulandığı için posterior implantların boyun bölgesinde en yüksek stres değerleri gözlenmiştir. Lateral hareketler sırasında kanin koruyuculu oklüzyon ve grup fonksiyonlu oklüzyondayken dengeleyen taraf için herhangi bir kuvvet uygulanmadığı için çalışan taraf implantların boyun bölgesindeki kemikte daha yüksek stres değerleri bulunmuştur. Benzer çalışmalara bakıldığında bulduğumuz sonuçlar ile paralellik göstermektedir (229, 230).

Kaleli ve ark. 2018 yılında yaptıkları bir çalışmada zirkonyum, lityum disilikat, polimer infiltre seramik materyalinden yapılan kronları implant destekli zirkonyum ve PEEK altyapısı üzerine uygulamışlardır. Altı farklı modeldeki implantlar vertikal (200 N) ve oblik (100 N) kuvvetle yüklenmiştir. Kron, implant, abutment ve kortikal kemik sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmiştir. Oblik kuvvet sonucu çıkan değerlerin bütün yapılar için daha yüksek stres değerleri oluşturduğu görülmüştür. Aynı zamanda kullanılan farklı kron ve dayanak materyallerinin kemik ve implanta gelen stresleri etkilemediği görülmüştür (231). Bu durum çalışmamızın sonucuyla benzer nitelikte olup oblik kuvvetlerin daha düşük değerde olmasına rağmen vertikal kuvvet uygulamalarına göre daha yıkıcı stresler oluşturduğunun kanıtı olarak düşünülebilir.

Ozan ve ark. 2018 yılında yaptığı bir çalışmada (232); All-on-Four modelinde farklı implant eğimleri ve kantilever uzunlukları kullanılarak her modele uygulanan 100 N luk tek taraflı posterior yükün sonucunda kortikal kemik, implant, dayanak ve protez üzerinde meydana gelen streslerin sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmesine dair veriler incelenmiştir. Bu çalışmada bütün modellerde ön implant açıları 0° ve dayanaklar aynı şekilde 0° olacak şekilde ayarlanmıştır. Arka implantların açıları 0°, 17°, 30° ve 45° olacak şekilde ve dayanaklar sırasıyla 0°, 17°, 30°, 30° olacak şekilde yerleştirilmiştir. Planlanan alt yapıda kantilever uzunlukları 21,6 mm, 16,4 mm, 12,8 mm ve 10 mm olarak belirlenmiştir. Uygulanan kuvvet sonucu elde edilen verilere göre bütün gruplar içinde en yüksek stres değerleri, 0-0 konfigürasyonunun anterior implantı çevreleyen kemik ve protetik bileşenlerinde gözlenmiştir. Eğimli implant gruplarında sıklıkla posterior implantların mesial kısımlarında stres birikimi belirlenmiş ancak dik yerleştirilen anterior implantların daha çok distal kısımlarında stresin biriktiği belirlenmiştir. Hem anterior hem de posterior implantların artan eğimi ile kemikteki Pmin stres değerleri kademeli olarak azaldığı görülmüştür. 0-0 grubunda

en yüksek Pmax stres değerleri tespit edilmiştir. Arka implant çevresindeki kortikal kemik için 30-30 grubu en düşük Pmax (3.36 N) değerini göstermiştir. Bu değer 0° yerleştirilen implantların stres değerinden yaklaşık %48 daha azdır. 0°-0° grup hariç posterior implantlar üzerindeki von Mises stres değerleri anterior implantlardan fazla olarak bulunmuştur. Bütün gruplarda posterior implantlar için yapılan karşılaştırma sonucu en yüksek Von Mises gerilim değeri 30°-30° grubunda (33.19 N) bulunmuştur ve bu 0° grubundan yaklaşık olarak % 46 daha fazladır. İmplant eğiminin artması kantilever uzunluğunu azaltırken, yükleme tarafındaki posterior implantın boyun bölgesine denk gelen kemik stresini de artırmış olur. Diğer taraftan eğimli yerleştirilen implant gelen kuvveti dik olarak implantın uzun eksenine boyunca iletmediği için yüksek stres konsantrasyonuna neden olmaktadır (233). Bu çalışmadan elde edilen veriler ve yaptığımız çalışmadaki All-on-Four modelinin kantilever yüklenmesi sonucu posterior kemik ve implanttaki stres değerlerinin yüksek bulunması benzer mekanik sebeplerle açıklanabilir.

Maksimum stres seviyeleri eğik implantlarda, yük uygulanan tarafta yer almıştır. Bu beklenen bir sonuçtur çünkü yüksek değerlerdeki yükler bu implantlara yakın noktaya uygulanmıştır. Yükler tek taraflı uygulandığında, karşıt taraftaki implantlar diğer çalışmacılar tarafından da gözlemlenen daha az strese maruz kalmıştır (174). İki modelde, implantların aynı bölgelerinde çok benzer stres konumu ve stres konsantrasyonu modelleri gözlenmiştir.

Çalışmamızda olduğu gibi az sayıda implant kullanılarak dişsiz bir mandibulada sabit bir rehabilitasyon planlanırken, kemik kalitesinin önemi vurgulanmalıdır. İmplantların uzunluğu, hastanın alışkanlıkları ve planlanan kantilever uzunluğu dikkate alınmalıdır. Ayrıca, bu çalışmada dört implant kullanılan modellerde üç implant destekli modellere göre genel olarak azalmış stres gözlemlendiğinden, brüksizm veya brüksizm gibi biyomekanik risk faktörleri ile başvuran klinik vakalarda implant sayısının artırılması önerilebilir. Düşük kemik kalitesi olan durumlarda yeterli protez desteği için daha fazla sayıda implant gerekli olabilir. Az sayıda implant kullanılan olgularda vaka seçimi yapılırken kemik kalitesi iyi değerlendirilmeli ve posterior bölgede kullanılacak implant sistemi yüklere karşı daha dayanıklı olmalıdır.

Bu çalışma için seçilen çiğneme kuvvetleri, implant destekli protezleri olan hastalar için literatürde bulunan ortalamalara dayanmaktadır. Bununla birlikte, modeller lineer

elastik olarak kabul edildiğinden, kullanılan yükün büyüklüğü o kadar önemli değildir. Ayrıca, maksimum gerilim değerlerinin, mutlak değerlerin bulunması amacıyla değil, iki modeli karşılaştırmak amacıyla elde edildiği bilinmelidir. Bu çalışmada tanımlanan maksimum Von Mises stres değerleri, titanyum için yorulma veya nihai mukavemet seviyelerinin altında olsa da, modellerin basitleştirilmesi, normal olmayan değerler üretebileceğinden, bu mutlak stres değerleri, uygun analiz yapılmadan doğrudan klinik uygulamaya aktarılmamalıdır. Bazı yazarlar (171, 202) çalışmalarında bulunan stres değerlerinin kemik ve titanyum gibi malzemelerin kırılma sınırının altında olduğunu bildirmiş olsalar da bu ifadeler tüm klinik durumlar için geçerli olmayabilir.

1.Yüklemeye koşulunda; maksimum ısırma en yüksek stres seviyeleri All-on-Three modelinin distal implantlarında bulundu. Ayrıca, All-on-Three de merkezi tek implant, All-on-Four sistemindeki orta implantlara kıyasla 4 kat daha fazla strese maruz kaldı. Abutment vidaları ile ilgili olarak, gerilmeler dental implantlara benzer şekilde konumlanıp, yoğunlaşarak All-on-Three modelinde daha yüksek bulunmuştur. Bu bulgular, maksimum interküspasyon için All-on-Three sisteminin merkezi implantında, implant kırılması veya vida gevşemesi riskinin daha yüksek olduğunu gösterebilir. Kemik seviyesinde, All-on-Four konseptinde en yüksek stres seviyeleri kortikal kemikte distal implantlar çevresinde gözlemlendi. Bu bulgu, açılı implantların etrafındaki kortikal kemiğin, dikey implantlara kıyasla daha yüksek bir rezorpsiyon eğilimine sahip olabileceğini öne süren önceki literatürü desteklemektedir (183).

Kanin korumalı oklüzyonu simüle eden yüklemeye 2'de, tüm gruplarda çalışma tarafında daha yüksek gerilimler gözlemlendi. İmplant ve kemik seviyelerinde, stres konsantrasyonları her iki modelde de benzerdi. Bununla birlikte, All-on-Three modelinde merkezi implantın vidası etrafında belirgin şekilde daha yüksek stres seviyeleri gözlemlenmiştir. Bu, kanin korumalı bir oklüzyonda bir All-on-Four modeline kıyasla, daha yüksek bir vida kırığı veya gevşeme riski ortaya koyabilir.

Yüklemeye 3, grup-fonksiyon oklüzyonunda, çalışma tarafında gözlenen daha yüksek stres seviyeleri ile birlikte, All-on-Three sistemde implant, vida ve kemik seviyelerinde stres konsantrasyonlarının daha yüksek olduğu gözlemlendi. Bu nedenle, All-on-Three bir modelde, grup işlevli oklüzyonun implant kırılması, vida gevşemesi ve kemik erimesi için daha yüksek bir risk oluşturabileceği sonucuna varılabilir.

İki yükleme senaryosunu karşılaştırdığımızda, grup fonksiyonlu oklüzyonun dental implantlarda, abutment vidalarında ve kortikal kemikte daha yüksek stres değerleri yarattığı görülebilir. Bu nedenle, kanin rehberliğinde oklüzyonun, daha iyi bir stres dağılımı için All-on-Three ve All-on-Four konseptlerinde tercih edilebilecek bir oklüzyon türü olabileceği düşünülebilir.

Yükleme 4 te; posterior yükleme, distal kantilever etkisini değerlendirmek için yapıldı. All-on-Three modelde abutment vidalarında gerilmede belirgin bir artış bulundu. Öte yandan, All-on-Four modelinde eğimli distal implantlar ve çevresindeki kortikal kemik çevresinde maksimum stres değerleri bulundu. ‘Azaltılmış implant sayısına sahip All-on-Three konseptinde tüm yapılar için artmış stres değerleri beklenmektedir’ hipotezimiz bu şekilde reddedilmiştir.

Bu sonuçlar; Fazi ve arkadaşlarının (222) All-on-Four sisteme kıyasla All-on-Three sisteminde implant ve peri-implant kemik üzerinde daha yüksek stres seviyelerinin oluştuğunu gösteren bulgularından farklıdır. Bununla birlikte, mevcut bulgular, kantileverin implantlar üzerinde tork ve moment yarattığı ve artan stresle sonuçlandığı diğer araştırmalarla tutarlı görülmektedir (161, 234, 235).

Kemiğin en yüksek gerilme dayanımı, maksimum asal gerilme veya minimum asal gerilme streslerine eşit veya ondan küçük değerde olduğunda başarısızlık ve kırık riski meydana gelebilir (239). Kortikal kemiğin basma streslerine karşı dayanma limiti 170-190 MPa ve çekme streslerine karşı dayanma limiti 100-130 MPa’dır (240). ‘Meydana gelen streslerin kortikal kemik ve implant yapıları için ideal stres sınırları içinde olacağı düşünülmektedir’ hipotezimiz böylece kabul edilmiştir.

6. SONUÇLAR

- ✓ Maksimum ısırma en yüksek stres seviyeleri All-on-Three modelinin distal implantlarında bulundu. Ayrıca, All-on-Three de merkezi tek implant, All-on-Four sistemindeki orta implantlara kıyasla 4 kat daha fazla strese sahiptir. Bu bulgular, maksimum interküspasyon için All-on-Three sisteminin merkezi implantında, implant kırılması veya vida gevşemesi riskinin daha yüksek olduğunu gösterebilir.
- ✓ Grup fonksiyonlu ve kanin koruyuculu oklüzyonda; çalışan taraf bulguları karşılaştırıldığında, her iki konseptte de en distaldeki implant üzerine gelen gerilmeler kortikal kemik ve vidaya göre daha yüksek bulunmuştur. Benzer şekilde en yüksek değerler çalışan tarafa yakın en distal implantın boyun bölgesindedir.
- ✓ İki oklüzyon türü için vidalara gelen stresler karşılaştırıldığında; kanin koruyuculu oklüzyonda All-on-Three konseptinde ortadaki vidaya gelen stresin yüksek çıkması dışında; diğer modellerin hepsinde çalışan taraf distal vidalara gelen stres en yüksek değerde bulunmuştur.
- ✓ Kortikal kemiğe gelen stresler karşılaştırıldığında All-on-Three ve All-on-Four grup fonksiyonlu oklüzyonda çalışan tarafta distal implant etrafındaki değerler kanin koruyuculu oklüzyona göre yaklaşık 7 kat daha yüksek bulunurken; kanin koruyuculu oklüzyonda çalışan taraf distal kemikteki stresler diğer yerlere göre nispeten daha yüksektir.
- ✓ Distal kantilever etkisini görmek üzere yapılan posterior yükleme sonucunda; All-on Three modelde abutment vidalarında gerilmede belirgin bir artış bulundu. Öte yandan, All-on-Four modelinde eğimli distal implantlar ve çevresindeki kortikal kemik çevresinde maksimum stres değerleri gözlemlendi.
- ✓ Kanin koruyuculu oklüzyon All-on-Three ve All-on-Four için tüm yapılarda en ideal oklüzyon türüdür. Ayrıca grup fonksiyonlu oklüzyon tüm senaryolar içinde maksimum stres değerlerine ait sonuçlara sahiptir.
- ✓ All-on-Four ve All-on-Three konseptlerinde kortikal kemik üzerindeki en yüksek stres implantların boyun bölgesi ve çevresinde oluşmuştur ancak bu stresler kortikal kemiğin kırılma dayanımının oldukça altındadır.
- ✓ Sınırlamalar dahilinde, All-on-Three ile ilgili yeterli in-vitro çalışma mevcut değildir ve elde edilen sonuçların in-vivo çalışmalarla desteklenmesi gerekir.

KAYNAKLAR

1. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark P-I. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg.* 1981;10:387-416.
2. Brånemark PI, Engstrand P, Öhrnell LO, Gröndahl K, Nilsson P, Hagberg K, et al. Brånemark Novum: a new treatment concept for rehabilitation of the edentulous mandible. Preliminary results from a prospective clinical follow-up study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 1999;1:2-16.
3. Engstrand P, Gröndahl K, Öhrnell LO, Nilsson P, Nannmark U, Brånemark PI. Prospective follow-up study of 95 patients with edentulous mandibles treated according to the Brånemark Novum concept. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2003;5:3-10.
4. Hatano N, Yamaguchi M, Yaita T, Ishibashi T, Sennerby L. New approach for immediate prosthetic rehabilitation of the edentulous mandible with three implants: a retrospective study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2011;22:1265-9.
5. Maló P, Rangert B, Nobre M. "All-on-Four" immediate-function concept with Brånemark System implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2003;5:2-9.
6. Malo P, de Araújo Nobre M, Lopes A, Moss SM, Molina GJ. A longitudinal study of the survival of All-on-4 implants in the mandible with up to 10 years of follow-up. *J Am Dent Assoc.* 2011;142:310-20.
7. Takahashi T, Shimamura I, Sakurai K. Influence of number and inclination angle of implants on stress distribution in mandibular cortical bone with All-on-4 Concept. *J Prosthodont Res.* 2010;54:179-84.
8. Misch CE. *ARABIC-Contemporary Implant Dentistry*: Elsevier Health Sciences; 2007.
9. Tepper G, Haas R, Zechner W, Krach W, Watzek G. Three-dimensional finite element analysis of implant stability in the atrophic posterior maxilla: A mathematical study of the sinus floor augmentation. *Clin Oral Implants Res.* 2002;13:657-65.

10. Strock AE. Experimental work on a method for the replacement of missing teeth by direct implantation of a metal support into the alveolus: Preliminary report. *Am J Orthod Oral Surg.* 1939;25:467-72.
11. Southam J, Selwyn P. Structural changes around screws used in the treatment of fractured human mandibles. *Br J Oral Surg.* 1970;8:211-21.
12. Branemark R, Branemark P, Rydevik B, Myers RR. Osseointegration in skeletal reconstruction and rehabilitation: a review. *J Rehabil Res Dev.* 2001;38:175-82.
13. Worthington P. History, development, and current status of osseointegration as revealed by experience in craniomaxillofacial surgery. *Osseointegration in skeletal reconstruction and joint replacement* Carol Stream, IL: Quintessence Int. 1997:25-44.
14. 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: 675-90.
15. Goyal N, Kaur R. Effect Of Various Implant Surface Treatments On Osseointegration-A Literature Review. *J Dent Sci.* 2012;4: 231-46.
16. Norton MR, Gamble C. Bone classification: an objective scale of bone density using the computerized tomography scan. *Clin Oral Implants Res.* 2001;12:79-84.
17. Breine U, Brånemark P-I. Reconstruction of alveolar jaw bone. *Scand J Plast Reconstr Surg.* 1980;14:23-48.
18. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson A. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int j oral maxillofac implants.* 1986;1:11-25.
19. Meijer H, Kuiper J, Starmans F, Bosman F. Stress distribution around dental implants: influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. *J Prosthet Dent.* 1992;68:96-102.
20. Kregzde M. A method of selecting the best implant prosthesis design option using three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1993;8: 662-73.
21. Stegaroiu R, Sato T, Kusakari H, Miyakawa O. Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1998;13:82-90.
22. Brunski JB. Biomaterials and biomechanics in dental implant design. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1988;3:15-46.

23. Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. Three-dimensional finite element analysis of stress-distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function. *J Prosthet Dent.* 1996;76:633-40.
24. Holmes DC, Grigsby WR, Goel VK, Keller JC. Comparison of stress transmission in the IMZ implant system with polyoxymethylene or titanium intramobile element: a finite element stress analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992;7:450-8.
25. Hürzeler MB, Kirsch A, Ackermann K-L, Quiñones CR. Reconstruction of the severely resorbed maxilla with dental implants in the augmented maxillary sinus: a 5-year clinical investigation. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996;11:466-75.
26. Chapman R, Kirsch A. Variations in occlusal forces with a resilient internal implant shock absorber. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1990;5:369-74.
27. Davis DM. Studies on frameworks for osseointegrated prostheses: Part 2. The effect of adding acrylic resin or porcelain to form the occlusal superstructure. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1988;3:275-80.
28. Hobkirk J, Psarros K. The influence of occlusal surface material on peak masticatory forces using osseointegrated implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992;7:345-52.
29. Mahalick JA, Knap FJ, Weiter EJ. Occlusal wear in prosthodontics. *J Am Dent Assoc.* 1971;82:154-9.
30. Berge M, Silness J. The pattern and severity of wear of resin facings in fixed prosthetic restorations in vivo. *Int J Prosthodont.* 1992;5:269-76.
31. Tanaka Y, Sugimoto T, Tanaka S, Hiranuma K. Development of a two-piece artificial resin tooth specially designed for a metal occlusal surface. *Int J Prosthodont.* 1990;3:292-8.
32. Feine J, Carlsson G, Awad M, Chehade A, Duncan W, Gizani S, et al. The McGill consensus statement on overdentures. Mandibular two-implant overdentures as first choice standard of care for edentulous patients. Montreal, Quebec, May 24-25, 2002. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002;17:601-2.
33. Mitrani R, Brudvik JS, Phillips KM. Posterior implants for distal extension removable prostheses: a retrospective study. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2003;23:353-9.

34. Mijiritsky E, Karas S. Removable partial denture design involving teeth and implants as an alternative to unsuccessful fixed implant therapy: a case report. *Implant Dent.* 2004;13:218-22.
35. Zitzmann NU, Marinello CP. A review of clinical and technical considerations for fixed and removable implant prostheses in the edentulous mandible. *Int J Prosthodont.* 2002;15:65-72.
36. Naert I, Hooghe M, Quirynen M, van Steenberghe D. The reliability of implant-retained hinging overdentures for the fully edentulous mandible An up to 9-year longitudinal study. *Clin Oral Investig.* 1997;1:119-24.
37. Jivraj S, Chee W. Treatment planning of implants in the aesthetic zone. *Br Dent J.* 2006;201:77-89.
38. Carinci F, Farina A, Zanetti U, Vinci R, Negrini S, Calura G, et al. Alveolar ridge augmentation: a comparative longitudinal study between calvaria and iliac crest bone grafts. *J Oral Implantol.* 2005;31:39-45.
39. Aparicio C, Perales P, Rangert B. Tilted implants as an alternative to maxillary sinus grafting: a clinical, radiologic, and periotest study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2001;3:39-49.
40. Krekmanov L, Kahn M, Rangert B, Lindström H. Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15:405-14.
41. Schnitman PA, Wöhrle PS, Rubenstein JE, DaSilva JD, Wang N-H. Ten-year results for Brånemark implants immediately loaded with fixed prostheses at implant placement. Krekmanov L, Kahn M, Rangert B, Lindström H. Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997;12:495-503.
42. Henry P, Rosenberg I. Single-stage surgery for rehabilitation of the edentulous mandible: preliminary results. *Pract Periodontics Aesthet Dent.* PPAD. 1994;6:15-22.
43. Ericsson I, Randow K, Nilner K, Peterson A. Early functional loading of Brånemark dental implants: 5-year clinical follow-up study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2000;2:70-7.
44. Del Fabbro M, Bellini CM, Romeo D, Francetti L. Tilted implants for the rehabilitation of edentulous jaws: a systematic review. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012;14:612-21.

45. Maló P, de Araújo Nobre M, Lopes A, Francischone C, Rigolizzo M. "All-on-4" immediate-function concept for completely edentulous maxillae: a clinical report on the medium (3 years) and long-term (5 years) outcomes. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012;14:139-50.
46. Weinstein R, Agliardi E, Fabbro MD, Romeo D, Francetti L. Immediate rehabilitation of the extremely atrophic mandible with fixed full-prosthesis supported by four implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012;14:434-41.
47. Calandriello R, Tomatis M. Simplified treatment of the atrophic posterior maxilla via immediate/early function and tilted implants: a prospective 1-year clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2005;7:1-12.
48. Ho C. Implant rehabilitation in the edentulous jaw: The all-on-4 immediate function concept. *Australian Dent J.* 2012;23:138-48.
49. Tealdo T, Menini M, Bevilacqua M, Pera F, Capalbo V, Pera P. Brånemark Novum immediate loading rehabilitation of edentulous mandibles: 11-year retrospective study. *Clin Oral Implants Res.* 2015;26:83-9.
50. Krug J, Mounajjed R. Two ways of immediate rehabilitation of edentulous mandible with dental implants and prostheses-critical view on Branemark system® Novum. *Acta Medica (Hradec Kralove).* 2003;46:205-12.
51. Rivaldo EG, Montagner A, Nary H, da Fontoura Frasca LC, Brånemark P-I. Assessment of rehabilitation in edentulous patients treated with an immediately loaded complete fixed mandibular prosthesis supported by three implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012;27:695-702.
52. Higuchi K, Liddel G. An Innovative Implant-Supported Treatment for the Edentulous Mandible: Case Report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2019;34:13-16.
53. Karl M, Carretta R, Higuchi KW. Passivity of Fit of a Novel Prefabricated Implant-Supported Mandibular Full-Arch Reconstruction: A Comparative In Vitro Study. *Int J Prosthodont.* 2018;31:440-442.
54. Albrektsson T, Brånemark P-I, Hansson H-A, Lindström J. Osseointegrated titanium implants: requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand.* 1981;52:155-70.
55. Baier RE, Meyer AE. Implant surface preparation. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1988;3:9-20.
56. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent.* 1983;49:843-8.

57. Eriksson AR. Heat-induced bone tissue injury: an in vivo investigation of heat tolerance of bone tissue and temperature rise in the drilling of cortical bone 1984.
58. Uthoff HK. Mechanical factors influencing the holding power of screws in compact bone. *J Bone Joint Surg Br.* 1973;55:633-9.
59. Cameron HU, Pilliar RM, Macnab I. The effect of movement on the bonding of porous metal to bone. *J Biomed Mater Res.* 1973;7:301-11.
60. Zarb GA. Prosthodontic procedures. Tissue-integrated prostheses. *Quintessence Int.* 1985; 16:39-42.
61. Hobkirk JA, Havthoulas TK. The influence of mandibular deformation, implant numbers, and loading position on detected forces in abutments supporting fixed implant superstructures. *J Prosthet Dent.* 1998;80:169-74.
62. Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating Parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *J Oral Implantol.* 1998;24:80-8.
63. Nedir R, Bischof M, Szmukler-Moncler S, Bernard JP, Samson J. Predicting osseointegration by means of implant primary stability: A resonance-frequency analysis study with delayed and immediately loaded ITI SLA implants. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15:520-8.
64. Maló P, Rangert B, Nobre M. All-on-4 immediate-function concept with Brånemark System implants for completely edentulous maxillae: a 1-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2005;7:88-94.
65. Lee J-H, Frias V, Lee K-W, Wright RF. Effect of implant size and shape on implant success rates: a literature review. *J Prosthet Dent.* 2005;94:377-81.
66. AlFarraj Aldosari A, Anil S, Alasqah M, Al Wazzan KA, Al Jetaily SA, Jansen JA. The influence of implant geometry and surface composition on bone response. *Clin Oral Implants Res.* 2014;25:500-5.
67. Mahon JM, Norling BK, Phoenix RD. Effect of varying fixture width on stress and strain distribution associated with an implant stack system. *Implant Dent.* 2000;9:310-20.
68. Misch CE. Contemporary implant dentistry. *Implant Dent.* 1999;8(1):90.
69. Winkler S, Morris HF, Ochi S. Implant survival to 36 months as related to length and diameter. *Ann Periodontol.* 2000;5:22-31.

70. Lum LB. A biomechanical rationale for the use of short implants. *J Oral Implantol*. 1991;17:126-31.
71. Jörn  us L, Jemt T, Carlsson L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1992;7:353-9.
72. Mericske-Stern R, Assal P, B  rgin W. Simultaneous force measurements in 3 dimensions on oral endosseous implants in vitro and in vivo. A methodological study. *Clin Oral Implants Res*. 1996;7:378-86.
73. Winter W, Heckmann S, Weber H. A time-dependent healing function for immediate loaded implants. *J Biomech*. 2004;37:1861-7.
74. Chrcanovic B, Albrektsson T, Wennerberg A. Reasons for failures of oral implants. *J Oral Rehabil*. 2014;41:443-76.
75. Degidi M, Iezzi G, Perrotti V, Piattelli A. Comparative analysis of immediate functional loading and immediate nonfunctional loading to traditional healing periods: a 5-year follow-up of 550 dental implants. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2009;11:257-66.
76. Machtei EE, Frankenthal S, Blumenfeld I, Gutmacher Z, Horwitz J. Dental implants for immediate fixed restoration of partially edentulous patients: A 1-year prospective pilot clinical trial in periodontally susceptible patients. *J Periodontol*. 2007;78:1188-94.
77. Cooper LF. Systemic effectors of alveolar bone mass and implications in dental therapy. *Periodontol 2000*. 2000;23:103-9.
78. Li J, Jansen JA, Walboomers XF, van den Beucken JJ. Mechanical aspects of dental implants and osseointegration: A narrative review. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2020;103:103574.
79. Jemt T, Carlsson L, Boss A, J  rn  us L. In vivo load measurements on osseointegrated implants supporting fixed or removable prostheses: a comparative pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1991;6:413-7.
80. Barbier L, Sloten JV, Krzesinski G, Van Der Perre ES. Finite element analysis of non-axial versus axial loading of oral implants in the mandible of the dog. *J Oral Rehabil*. 1998;25:847-58.
81. Mericske-Stern R, Venetz E, F  hrl  nder F, B  rgin W. In vivo force measurements on maxillary implants supporting a fixed prosthesis or an overdenture: a pilot study. *J Prosthet Dent*. 2000;84:535-47.

82. Bergendal T, Engquist B. Implant-supported overdentures: a longitudinal prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1998;13:253-62.
83. Eckert SE, Wollan PC. Retrospective review of 1170 endosseous implants placed in partially edentulous jaws. *J Prosthet Dent*. 1998;79:415-21.
84. Branemark P-I. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent*. 1983;50:399-410.
85. 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;15:15-46.
86. Brunski JB. Biomechanical aspects of oral/maxillofacial implants. *Int J Prosthodont*. 2003;16:30-2.
87. Rubin CT, Sommerfeldt DW, Judex S, Qin Y-X. Inhibition of osteopenia by low magnitude, high-frequency mechanical stimuli. *Drug Discov Today*. 2001;6:848-58.
88. Hobkirk J, Brouziotou-Davas E. The influence of occlusal scheme on masticatory forces using implant stabilized bridges. *J Oral Rehabil*. 1996;23:386-91.
89. Rangert B, Jemt T. Forces and moments on Brånemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1989;4:241-7.
90. Isidor F. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. *Clin Oral Implants Res*. 1996;7:143-52.
91. Rangert B, Krogh PH, Langer B, Van Roekel N. Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1995;1:326-34.
92. Pameijer JH. Periodontal and occlusal factors in crown and bridge procedures: Dental Center for Postgraduate Courses; 1985.
93. Hobo S. Osseointegration and occlusal rehabilitation: Quintessence Int. (IL); 1989.
94. Schuyler C. Considerations of occlusion in fixed partial dentures. *Dent Clin North Am*. 1959;37:175-85.
95. Chapman R. Principles of occlusion for implant prostheses: guidelines for position, timing, and force of occlusal contacts. *Quintessence Int*. 1989;20:473-80.
96. Quyrinen M, Naert I, van steenberghe d, Nys L. A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses. Part 1: Periodontal aspects. *J Prosthet Dent*. 1992;68:655-63.

97. Lundgren D, Laurell L. Biomechanical aspects of fixed bridgework supported by natural teeth and endosseous implants. *Periodontol* 2000. 1994;4:23-40.
98. Wismeijer D, van Waas MA, Kalk W. Factors to consider in selecting an occlusal concept for patients with implants in the edentulous mandible. *J Prosthet Dent*. 1995;74:380-4.
99. Misch C, Bidez M. Implant-protected occlusion: a biomechanical rationale. *Compendium* (Newtown, Pa). 1994;15:1330-1344.
100. Chen Y-Y, Kuan C-L, Wang Y-B. Implant occlusion: biomechanical considerations for implant-supported prostheses. *J Dent Sci*. 2008;3:65-74.
101. Beyron H. Optimal occlusion. *Dent Clin North Am*. 1969;13:537-47.
102. Quirynen M, Naert I, Van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and future success in the Brånemark system. *Clin Oral Implants Res*. 1992;3:104-11.
103. Weinberg LA. Reduction of implant loading with therapeutic biomechanics. *Implant Dent*. 1998;7:277-85.
104. Falk H, Laurell L, Lundgren D. Occlusal interferences and cantilever joint stress in implant-supported prostheses occluding with complete dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1990;5:70-7.
105. Shackleton J, Carr L, Slabbert J, Becker P. Survival of fixed implant-supported prostheses related to cantilever lengths. *J Prosthet Dent*. 1994;71:23-6.
106. Wie H. Registration of localization, occlusion and occluding materials for failing screw joints in the Brånemark implant system. *Clin Oral Implants Res*. 1995;6:47-53.
107. Rinchuse DJ, Kandasamy S, Sciote J. A contemporary and evidence-based view of canine protected occlusion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2007;132:90-102.
108. Panek H, Matthews-Brzozowska T, Nowakowska D, Panek B, Bielicki G, Makacewicz S, et al. Dynamic occlusions in natural permanent dentition. *Quintessence Int*. 2008;39:337-42.
109. D'Amico A. Functional occlusion of the natural teeth of man. *J Prosthet Dent*. 1961;11:899-915.
110. Appelbaum M. Plans of occlusion. *Dent Clin North Am*. 1984;28:273-85.
111. Ramoglu S, Oğuz O, YILMAZ SK. Mandibular 2 implant destekli overdenture protezlerde ataşmanlar üzerine gelen streslerin değerlendirilmesi. *Cumhuriyet Dent. J*. 2014;17:279-90.

112. Jacobson T, Krol A. A contemporary review of the factors involved in complete dentures. Part III: Support. J Prosthet Dent. 1983;49:306-13.
113. Çalikkocaoğlu S. Dişsiz hastaların protetik tedavisi: klasik tam protezler: Quintessence; 2010.
114. Heydecke G, Vogeler M, Wolkewitz M, Türp JC, Strub JR. Simplified versus comprehensive fabrication of complete dentures: patient ratings of denture satisfaction from a randomized crossover trial. Quintessence Int. 2008;39:107-16.
115. Dawson PE. Functional occlusion-e-book: from TMJ to smile design: Elsevier Health Sciences; 2006.
116. GE MNZGC, Rugh J. A Textbook of Occlusion Quintessence Publ. Co. Inc Chicago, Berlin, London. 1988.
117. Ogawa T, Ogimoto T, Koyano K. Pattern of occlusal contacts in lateral positions: canine protection and group function validity in classifying guidance patterns. J Prosthet Dent. 1998;80:67-74.
118. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. Contemporary Fixed Prosthodontics. 4 [sup] th ed. St Louis: Mosby. 2006:223.
119. Massad J, Connelly M. A simplified approach to optimizing denture stability with lingualized occlusion. Compend Contin Educ Dent. (Jamesburg, NJ: 1995). 2000;21:555-8.
120. Reitz JV. Lingualized occlusion in implant dentistry. Quintessence Int. 1994;25:177-80.
121. Phoenix RD, Engelmeier RL. Lingualized occlusion revisited. J Prosthet Dent. 2010;104:342-6.
122. Misch C. Occlusal considerations for implant-supported prostheses: implant-protective occlusion. In “Dental Implant Prosthetics” 1st ed, Misch CE ed. Chapter. 2005;31:874-912.
123. Eser A. Finite element investigation of mechanical interaction of dental implants with bone 2007.
124. Balık A. Farklı İmplant Abutment Bağlantılarının Oluşturduğu Stresin Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi ile Değerlendirilmesi: Doktora Tezi, İstanbul: İstanbul Üni; 2007.
125. İnan Ö. İmplant destekli köprü uygulamalarında okluzal yüzeylerde kullanılan restoratif materyallerin kuvvet dağılımına etkisinin incelenmesi: SÜ Sağ. Bil. Enst; 1997.

126. Özkaya N, Leger D, Goldsheyder D, Nordin M. Fundamentals of biomechanics: equilibrium, motion, and deformation: Springer; 2016.
127. Cowin SC. The mechanical properties of cortical bone tissue. Bone mechanics. 1989;97-127.
128. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L. Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. AÜ Basımevi, Ankara. 1993;515.
129. Caputo AA, Standlee JP. Biomechanics in clinical dentistry: Quintessence Publishing (IL); 1987.
130. Sakaguchi RL, Powers JM. Craig's restorative dental materials-e-book: Elsevier Health Sciences; 2012.
131. RAMOĞLU S, Oğuz O. Finite element methods in dentistry. AÜ Diş. Hek. Fak. Der. 2014;24:175-80.
132. Phillips R. Science of dental material. WB Saunders Company P. 1991;23:261177-213.
133. O'Brien WJ. Dental materials and their selection, 2002. Quintessence. 2002.
134. Fung Y-C. Mechanical properties and active remodeling of blood vessels. Biomechanics: Springer; 1993. p. 321-91.
135. Greener EH, Harcourt JK, Lautenschlager EP. Materials science in dentistry: Williams & Wilkins; 1972.
136. Ashman R, Van Buskirk W. The elastic properties of a human mandible. Adv Dent Res. 1987;1:64-7.
137. Assunção WG, Barão VAR, Tabata LF, Gomes EA, Delben JA, dos Santos PH. Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. J Craniofac Surg. 2009;20:1173-7.
138. ÖZGÖVDE N. Rezeksiyonlu dişsiz üst çenede implant üstü profitez planlamalarının üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi metoduyla incelenmesi. Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, İst. Üni. Sağ. Bil. Enst. 2003.
139. Akça K, Çehreli MC, İplikçioğlu H. A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. Int J Prosthodont. 2002;15:115-21.
140. Frocht MM. A Special Investigation to Develop a General Method for Three-dimensional Photoelastic Stress Analysis: National Advisory Committee for Aeronautics; 1952.

141. Ulusoy M, AK A. Diş hekimliğinde hareketli bölümlü protezler. AÜ Diş. Hek. Fak. Ankara Bölüm. 2003;16.
142. Yavuzylmaz H, Ulusoy M, Kedici P, Kansu G. Protetik diş tedavisi terimleri sözlüğü. 2003;196.
143. Sonugelen M, Artuc C. Ağız Protezleri ve Biyomekanik [Oral prostheses and biomechanics]. Ege Univ Diş Hek Fak Yayınları İzmir; 2002.
144. Pezzoli M, Appendino P, Calcagno L, Celasco M, Modica R. Load transmission evaluation by removable distal-extension partial dentures using holographic interferometry. Int J Dent. 1993;21:312-6.
145. Moaveni S. Finite Element Analysis: Theory and Application With ANSYS "Prentice-Hall. Upper Saddle River, NJ. 1999.
146. Geng J-P, Tan KB, Liu G-R. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. J Prosthet Dent. 2001;85:585-98.
147. Ledley RS, Huang HK. Linear model of tooth displacement by applied forces. J Dent Res. 1968;47:427-32.
148. Aydoğan M. Taşıyıcı Elemanlarda Sonlu Elemanlar Yöntemi. Kurs Notları, İnşaat Mühendisleri Odası İstanbul, 2004.
149. ADIGÜZEL Ö. Sonlu elemanlar analizi: Derleme bölüm I: Dişhekimliğinde Kullanım Alanları, Temel Kavramlar ve Eleman Tanımları. Dicle Dişhekimliği Dergisi. 2010;11:18-23.
150. Lin D, Li Q, Li W, Swain M. Dental implant induced bone remodeling and associated algorithms. J Mech Behav Biomed Mater. 2009;2:410-32.
151. Geng J, Yan W, Xu W. Application of the finite element method in implant dentistry: Springer Science & Business Media; 2008.
152. Ebrahimi F. Finite Element Analysis: New Trends and Developments: BoD—Books on Demand; 2012.
153. TAŞKINSEL E, Gümüş H. Sonlu elemanlar stres analizi ve restoratif diş hekimliğinde kullanımı. Atatürk Üni. Diş. Hek. Fak. Derg. 2014;24(Supplement :131-5.
154. Chandrupatla TR, Belegundu AD, Ramesh T, Ray C. Introduction to finite elements in engineering: Prentice Hall Upper Saddle River, NJ; 2002.
155. O'Grady J, Sheriff M, Likeman P. A finite element analysis of a mandibular canine as a denture abutment. Eur J Prosthodont Restor Dent. 1996;4:117-21.

156. Goel VK, Khera SC, Ralston JL, Chang KH. Stresses at the dentinoenamel junction of human teeth—a finite element investigation. *J Prosthet Dent*. 1991;66:451-9.
157. Papavasiliou G, Tripodakis APD, Kamposiora P, Strub JR, Bayne SC. Finite element analysis of ceramic abutment-restoration combinations for osseointegrated implants. *Int J Prosthodont*. 1996;9:254-60.
158. Verdonschot N, Fennis WM, Kuijs RH, Stolk J, Kreulen CM, Creugers NH. Generation of 3-D finite element models of restored human teeth using micro-CT techniques. *Int J Prosthodont*. 2001;14:310-5.
159. Kurtay T. Sonlu elemanlar yöntemine giriş: ders notu: İTÜ; 1980.
160. Yokoyama S, Wakabayashi N, Shiota M, Ohyama T. The influence of implant location and length on stress distribution for three-unit implant-supported posterior cantilever fixed partial dentures. *J Prosthet Dent*. 2004;91:234-40.
161. Silva GC, Mendonca JA, Lopes LR, Landre Jr J. Stress patterns on implants in prostheses supported by four or six implants: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010;25:239-46.
162. Cheng YY, Cheung WL, Chow TW. Strain analysis of maxillary complete denture with three-dimensional finite element method. *J Prosthet Dent* 2010;103:309-18.
163. Archangelo CM, Rocha EP, Pereira JA, Martin Junior M, Anchieta RB, Freitas Júnior AC. Periodontal ligament influence on the stress distribution in a removable partial denture supported by implant: a finite element analysis. *J Appl Oral Sci*. 2012;20:362-8.
164. Ozan O, Ramoglu S. Effect of implant height differences on different attachment types and peri-implant bone in mandibular two-implant overdentures: 3D finite element study. *J Oral Implantol*. 2015;41:e50-e9.
165. Mehdi G, Belarbi A, Mansouri B, Azari Z. Numerical study of effect of elastomeric stress absorbers on stress reduction in bone-dental implant interface. *J Appl Oral Sci*. 2015;23:87-93.
166. Blomberg S, Lindquist L. Psychological reactions to edentulousness and treatment with jawbone-anchored bridges. *Acta Psychiatr Scand*. 1983;68:251-62.
167. Branemark P-I. Tissue-integrated prostheses. Quintessence. 1985:99-115.
168. Frost HM. Bone “mass” and the “mechanostat”: a proposal. *Anat Rec*. 1987;219:1-9.

169. Gotfredsen K, Berglundh T, Lindhe J. Bone reactions adjacent to titanium implants subjected to static load: a study in the dog (I). *Clin Oral Implants Res.* 2001;12:1-8.
170. Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1993;8:19-31.
171. Sertgöz A, Güvener S. Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *J Prosthet Dent.* 1996;76:165-9.
172. Kim Y, Oh TJ, Misch CE, Wang HL. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clin Oral Implants Res.* 2005;16:26-35.
173. Chow J, Hui E, Liu J, Li D, Wat P, Li W, et al. The Hong Kong Bridge Protocol. Immediate loading of mandibular Brånemark fixtures using a fixed provisional prosthesis: preliminary results. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2001;3:166-74.
174. Duyck J, Van Oosterwyck H, Vander Sloten J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Magnitude and distribution of occlusal forces on oral implants supporting fixed prostheses: an in vivo study. *Clin Oral Implants Res.* 2000;11:465-75.
175. Branemark P-I. 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.
176. Tarnow DP, Emtiaz S, Classi A. Immediate loading of threaded implants at stage 1 surgery in edentulous arches: ten consecutive case reports with 1-to 5-year data. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997;12:319-24.
177. Popper HA, Popper MJ, Popper JP. Teeth in a day. *N Y State Dent J.* 2003;69:24-7.
178. Parel SM, Triplett RG. Rescue procedure for the Brånemark Novum protocol. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004;19:421-4.
179. Abarca M, van Steenberghe D, Malevez C, De Ridder J, Jacobs R. Neurosensory disturbances after immediate loading of implants in the anterior mandible: an initial questionnaire approach followed by a psychophysical assessment. *Clin Oral Investig.* 2006;10:269-77.
180. Higuchi K, Rosenberg R, Davó R, Albanese M, Liddel G. A Prospective Single-Cohort Multicenter Study of an Innovative Prefabricated Three-Implant-Supported Full-Arch Prosthesis for Treatment of Edentulous Mandible: 1-year Report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2020;35:150-159.

181. Cannizzaro G, Loi I, Viola P, Ferri V, Leone M, Trullenque-Eriksson A, et al. Immediate loading of two (fixed-on-2) versus three (fixed-on-3) implants placed flapless supporting cross-arch fixed prostheses: one-year results from a randomised controlled trial. *Eur J Oral Implantol*. 2016;9:143-53.
182. Unit PD, Martino OS, Benzi LR. Brånemark Novum immediate loading rehabilitation of edentulous mandibles: case series with a 16-year follow-up. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2019;39:729-35.
183. Bevilacqua M, Tealdo T, Pera F, Menini M, Mossolov A, Drago C, et al. Three-dimensional finite element analysis of load transmission using different implant inclinations and cantilever lengths. *Int J Prosthodont*. 2008;21:539-42.
184. Naini RB, Nokar S, Borghei H, Alikhasi M. Tilted or parallel implant placement in the completely edentulous mandible? A three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011;26:776-781.
185. Begg T, Geerts GA, Gryzagoridis J. Stress patterns around distal angled implants in the all-on-four concept configuration. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009;2:663-71.
186. Babbush CA, Kanawati A, Brokloff J. A new approach to the All-on-Four treatment concept using narrow platform NobelActive implants. *J Oral Implantol*. 2013;39:314-25.
187. Magne P. Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data. *Dent Mater*. 2007;23:539-48.
188. Barão V, Delben J, Lima J, Cabral T, Assunção WG. Comparison of different designs of implant-retained overdentures and fixed full-arch implant-supported prosthesis on stress distribution in edentulous mandible—A computed tomography-based three-dimensional finite element analysis. *J Biomech*. 2013;46:1312-20.
189. Bahrami B, Shahrabaf S, Mirzakouchaki B, Ghalichi F, Ashtiani M, Martin N. Effect of surface treatment on stress distribution in immediately loaded dental implants—A 3D finite element analysis. *Dent Mater*. 2014;30:e89-e97.
190. Baker EW, Schnke M, Schulte E, Schumacher U. Head and neck anatomy for dental medicine: Thieme; 2010.
191. Mailath G, Stoiber B, Watzek G, Matejka M. Bone resorption at the entry of osseointegrated implants--a biomechanical phenomenon. Finite element study. *Z Stomatol* (1984). 1989;86:207-16.

192. Van Staden R, Guan H, Loo Y-C. Application of the finite element method in dental implant research. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2006;9:257-70.
193. Zampelis A, Rangert B, Heijl L. Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: a two-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2007;97:35-43.
194. Clelland NL, Gilat A, McGlumphy EA, Brantley WA. A photoelastic and strain gauge analysis of angled abutments for an implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1993;8:541-8.
195. Khatami AH, Smith CR. “All-on-Four” immediate function concept and clinical report of treatment of an edentulous mandible with a fixed complete denture and milled titanium framework. *J Prosthodont.* 2008;17:47-51.
196. Eraslan O, Sevimay M, Usumez A, Eskitascioglu G. Effects of cantilever design and material on stress distribution in fixed partial dentures—a finite element analysis. *J Oral Rehabil.* 2005;32:273-8.
197. Özdemir Doğan D, Polat NT, Polat S, Şeker E, Gül EB. Evaluation of “All-on-Four” Concept and Alternative Designs with 3D Finite Element Analysis Method. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2014;16:501-10.
198. Hidaka O, Iwasaki M, Saito M, Morimoto T. Influence of clenching intensity on bite force balance, occlusal contact area, and average bite pressure. *J Dent Res.* 1999;78:1336-44.
199. Baggi L, Pastore S, Di Girolamo M, Vairo G. Implant-bone load transfer mechanisms in complete-arch prostheses supported by four implants: a three-dimensional finite element approach. *J Prosthet Dent.* 2013;109:9-21.
200. DeTolla DH, Andreana S, Patra A, Buhite R, Comella B. The role of the finite element model in dental implants. *J Oral Implantol.* 2000;26:77-81.
201. Trivedi S. Finite element analysis: A boon to dentistry. *J Oral Biol Craniofac Res.* 2014;4:200-3.
202. Aydın C, Özen J, Yilmaz C, Korkmaz T. Effects of mesiodistal inclination of implants on stress distribution in implant-supported fixed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006;21:36-44.
203. Teixeira E, Sato Y, Akagawa Y, Shindoi N. A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics. *J Oral Rehabil.* 1998;25:299-303.

204. Sato Y, Wadamoto M, Tsuga K, Teixeira E. The effectiveness of element downsizing on a three-dimensional finite element model of bone trabeculae in implant biomechanics. *J Oral Rehabil.* 1999;26:288-91.
205. Sevimay M, Turhan F, Kiliçarslan M, Eskitascioglu G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *J Prosthet Dent.* 2005;93:227-34.
206. Cochran DL. The scientific basis for and clinical experiences with Straumann implants including the ITI Dental Implant System: A consensus report Note. *Clin Oral Implants Res: Chapter 2.* 2000;11:33-58.
207. Hasan I, Bourauel C, Keilig L, Stark H, Lückerrath W. The effect of implant splinting on the load distribution in bone bed around implant-supported fixed prosthesis with different framework materials: A finite element study. *Ann Anat* . 2015;199:43-51.
208. Liao S-H, Tong R-F, Dong J-X. Influence of anisotropy on peri-implant stress and strain in complete mandible model from CT. *Comput Med Imaging Graph* . 2008;32:53-60.
209. Medetalibeyoğlu F, Kaymaz İ, Korkmaz İH, Dağsuyu İM, Akpınar N. Mini vida yerleştirilmiş manbidulada kortikal kemik kalınlığına bağlı olarak gerilmelerin İncelenmesi. *Sakarya Uni. J. Science.* 2012;16:294-302.
210. Himmlova L, Kácvoský A, Konvičková S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2004;91:20-5.
211. Strang G, Fix GJ. An analysis of the finite element method. 1973.
212. Khuder T, Yunus N, Sulaiman E, Ibrahim N, Khalid T, Masood M. Association between occlusal force distribution in implant overdenture prostheses and residual ridge resorption. *J Oral Rehabil.* 2017;44:398-404.
213. 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. *Int J Implant Dent.* 2015;1:1-10.
214. Becker I, Tarantola G, Zambrano J, Spitzer S, Oquendo D. Effect of a prefabricated anterior bite stop on electromyographic activity of masticatory muscles. *J Prosthet Dent.* 1999;82:22-6.

215. Smedberg JI, Nilner K, Rangert B, Svensson S, Glantz PO. On the influence of superstructure connection on implant preload: a methodological and clinical study. *Clin Oral Implants Res.* 1996;7:55-63.
216. Babbush CA, Kutsko GT, Brokloff J. The all-on-four immediate function treatment concept with NobelActive implants: a retrospective study. *J Oral Implantol.* 2011;37:431-45.
217. Padhye OV, Herekar M, Patil V, Mulani S, Sethi M, Fernandes A. Stress distribution in bone and implants in mandibular 6-implant-supported cantilevered fixed prosthesis: A 3D finite element study. *Implant Dent.* 2015;24:680-5.
218. Gibbs CH, Mahan PE, Mauderli A, Lundeen HC, Walsh EK. Limits of human bite strength. *J Prosthet Dent.* 1986;56:226-9.
219. Koolstra J, Van Eijden T, Weijs W, Naeije M. A three-dimensional mathematical model of the human masticatory system predicting maximum possible bite forces. *J Biomech.* 1988;21:563-76.
220. Richter E-J. In vivo vertical forces on implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995;10:99-108.
221. Bevilacqua M, Tealdo T, Menini M, Pera F, Mossolov A, Drago C, et al. The influence of cantilever length and implant inclination on stress distribution in maxillary implant-supported fixed dentures. *J Prosthet Dent.* 2011;105:5-13.
222. Fazi G, Tellini S, Vangi D, Branchi R. Three-dimensional finite element analysis of different implant configurations for a mandibular fixed prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011;26:752-9.
223. Kökat AM, Cömert A, Tekdemir I, Akkocaoglu M, Akça K, Çehreli MC. Human ex vivo bone tissue strains around immediately-loaded implants supporting mandibular fixed prostheses. *Implant Dent.* 2009;18:162-71.
224. Brunski JB. Biomechanical aspects of the optimal number of implants to carry a cross-arch full restoration. *Eur J Oral Implantol.* 2014;7:111-31.
225. Tashkandi EA, Lang BR, Edge MJ. Analysis of strain at selected bone sites of a cantilevered implant-supported prosthesis. *J Prosthet Dent.* 1996;76:158-64.
226. Türker N, Büyükkaplan US, Sadowsky SJ, Özarslan MM. Finite Element Stress Analysis of Applied Forces to Implants and Supporting Tissues Using the “All-on-Four” Concept with Different Occlusal Schemes. *J Prosthodont.* 2019;28:185-94.
227. Duyck J, Naert I, Rønold HJ, Ellingsen JE, Van Oosterwyck H, Vander Sloten J. The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around

osseointegrated implants: an animal experimental study. Clin Oral Implants Res. 2001;12:207-18.

228. Rubo JH, Capello Souza EA. Finite element analysis of stress in bone adjacent to dental implants. J Oral Implantol. 2008;34:248-55.

229. Tannure Firme C, Vianna Vettore M, Melo M, Vidigal Jr M. Peri-implant bone loss around single and multiple prostheses: systematic review and meta-analysis. Int J Oral Maxillofac Implants. 2014;29:79-87.

230. Yokoyama S, Wakabayashi N, Shiota M, Ohyama T. Stress analysis in edentulous mandibular bone supporting implant-retained 1-piece or multiple superstructures. Int J Oral Maxillofac Implants. 2005;20:578-83.

231. Kaleli N, Sarac D, Külünk S, Öztürk Ö. Effect of different restorative crown and customized abutment materials on stress distribution in single implants and peripheral bone: A three-dimensional finite element analysis study. J Prosthet Dent. 2018;119:437-45.

232. Ozan O, Kurtulmus-Yilmaz S. Biomechanical Comparison of Different Implant Inclinations and Cantilever Lengths in All-on-4 Treatment Concept by Three-Dimensional Finite Element Analysis. Int J Oral Maxillofac Implants. 2018;33:64-71.

233. Misch C. Dental implant prosthetics (ed.). St louis, Missouri. 2005;63146.

234. Bellini CM, Romeo D, Galbusera F, Agliardi E, Pietrabissa R, Zampelis A, et al. A finite element analysis of tilted versus nontilted implant configurations in the edentulous maxilla. Int J Prosthodont. 2009;22:155-7.

235. Canay Ş, Hersek N, Akpınar I, Aşık Z. Comparison of stress distribution around vertical and angled implants with finite-element analysis. Quintessence Int. 1996;27:591-8.

236. Derome J. A bit of history and dental implantology today. Promot Dent. 1973;12-8

237. Linkow LI, Donath K, Lemons JE. Retrieval analyses of a blade implant after 231 months of clinical function. Implant Dent. 1992;1:37-43

238. Branemark R, Branemark P, Rydevik B, Myers RR. Osseointegration in skeletal reconstruction and rehabilitation: a review. J Rehabil Res Dev. 2001;38:175-81

239. Akça K, İplikçioğlu H. Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 2001;16:722-30.

240. Baggi L, Pastore S, Di Girolamo M, Vairo G. Implant-bone load transfer mechanisms in complete-arch prostheses supported by four implants: A three-dimensional finite element approach. J Prosthet Dent. 2013;109:9-21

