

**T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**HEX VE NON-HEX TİTANYUM TABAN DAYANAKLAR
ÜZERİNE ÜRETİLEN ÇOK ÜNİTELİ MONOLİTİK ZİRKON
KÖPRÜLERDE KUVVET DAĞILIMININ SONLU ELEMANLAR
STRES ANALİZİ İLE KARŞILAŞTIRILMASI**

Dt. Didem SAKAR

**Protetik Diş Tedavisi Programı
UZMANLIK TEZİ**

ANKARA

2022

**T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**HEX VE NON-HEX TİTANYUM TABAN DAYANAKLAR
ÜZERİNE ÜRETİLEN ÇOK ÜNİTELİ MONOLİTİK ZİRKON
KÖPRÜLERDE KUVVET DAĞILIMININ SONLU ELEMANLAR
STRES ANALİZİ İLE KARŞILAŞTIRILMASI**

Dt. Didem SAKAR

**Protetik Diş Tedavisi Programı
UZMANLIK TEZİ**

**TEZ DANIŞMANI
Prof. Dr. Mehmet MUHTAROĞULLARI**

ANKARA

2022

ONAY SAYFASI

19/12/2022

Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığına

Dt Didem SAKAR'ın 19/12/2022 tarihinde jürimiz önünde yaptığı savunmasında "Hex ve Non-hex Titanyum Taban Dayanaklar Üzerine Üretilen Çok Üniteli Monolitik Zirkon Köprülerde Kuvvet Dağılımının Sonlu Elemanlar Stres Analizi ile Karşılaştırılması" başlıklı çalışması jürimiz tarafından Diş Hekimliğinde Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı : Prof. Dr. Cemal AYDIN

Tez Danışmanı : Prof. Dr. Mehmet MUHTAROĞULLARI

Üye : Doç. Dr. M. Barış GÜNCÜ

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

Prof. Dr. Tülin TANER
Dekan

YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYEY HAKLARI BEYANI

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

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

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

- Enstitü / Fakülte yönetim kurulu kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihinden itibaren 2 yıl ertelenmiştir. ⁽¹⁾
- Enstitü / Fakülte yönetim kurulunun gerekçeli kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihinden itibaren 6 ay ertelenmiştir. ⁽²⁾
- Tezimle ilgili gizlilik kararı verilmiştir. ⁽³⁾

20 /12/2022

(İmza)

Öğrencinin Adı SOYADI

i

ⁱ“Lisansüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge”

(1) Madde 6. 1. Lisansüstü teze ilgili patent başvurusu yapılması veya patent alma sürecinin devam etmesi durumunda, tez **danışmanın** önerisi ve **enstitü anabilim dalının** uygun görüşü üzerine **enstitü** veya **fakülte yönetim kurulu** iki yıl süre ile tezin erişime açılmasının ertelenmesine karar verebilir.

(2) Madde 6. 2. Yeni teknik, materyal ve metotların kullanıldığı, henüz makaleye dönüşmemiş veya patent gibi yöntemlerle korunmamış ve internetten paylaşılması durumunda 3. şahıslara veya kurumlara haksız kazanç **imkanı** oluşturabilecek bilgi ve bulguları içeren tezler hakkında tez **danışmanın** önerisi ve **enstitü anabilim dalının** uygun görüşü üzerine **enstitü** veya **fakülte yönetim kurulunun** gerekçeli kararı ile altı ayı aşmamak üzere tezin erişime açılması engellenebilir.

(3) Madde 7. 1. Ulusal çıkarları veya güvenliği ilgilendiren, emniyet, istihbarat, savunma ve güvenlik, sağlık vb. konulara ilişkin lisansüstü tezlerle ilgili gizlilik kararı, **tezin yapıldığı kurum** tarafından verilir *. Kurum ve kuruluşlarla yapılan işbirliği protokolü çerçevesinde hazırlanan lisansüstü tezlere ilişkin gizlilik kararı ise, **ilgili kurum ve kuruluşun önerisi** ile **enstitü** veya **fakültenin** uygun görüşü üzerine **üniversite yönetim kurulu** tarafından verilir. Gizlilik kararı verilen tezler Yükseköğretim Kuruluna bildirilir.

Madde 7.2. Gizlilik kararı verilen tezler gizlilik süresince enstitü veya fakülte tarafından gizlilik kuralları çerçevesinde muhafaza edilir, gizlilik kararının kaldırılması halinde Tez Otomasyon Sistemine yüklenir

* Tez **danışmanın** önerisi ve **enstitü anabilim dalının** uygun görüşü üzerine **enstitü** veya **fakülte yönetim kurulu** tarafından karar verilir.]

ETİK BEYAN

Bu çalışmadaki bütün bilgi ve belgeleri akademik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi, görsel, işitsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçları bilimsel ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu, kullandığım verilerde herhangi bir tahrifat yapmadığımı, yararlandığım kaynaklara bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunduğumu, tezimin kaynak gösterilen durumlar dışında özgün olduğunu, Prof. Dr. Mehmet MUHTAROĞULLARI danışmanlığında tarafımdan üretildiğini ve Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Yönergesi'ne göre yazıldığını beyan ederim.

Dt. Didem SAKAR

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimimin ilk gününden itibaren desteğini esirgemeyen, güler yüzüyle her zaman tüm sıkıntılara bir çözüm yolu bulup bu süreci kolaylaştıran kıymetli danışman hocam Prof. Dr. Mehmet MUHTAROĞULLARI'na ,

Akademik ve klinik anlamda bilgilerini bizlerle gönülden paylaşan, ilk günden beri tezimin her aşamasında yardım ve desteğini esirgemeyen, düşüğüm zamanlarda gerek severek gerek döverek beni yeniden motive eden manevi danışman hocam Doç. Dr. Mustafa Barış GÜNCÜ'ye,

Mesleki anlamda bilgi ve deneyim kazanmamı sağlayan kıymetli bölüm hocalarıma,

Birlikte aynı yollardan geçtiğimiz ve bu yolu güzelleştiren, keyifli vakit geçirip güzel anılar biriktirdiğim tüm asistan arkadaşlarıma,

Tez sürecimde psikolojik olarak en az benim kadar yorulan ve her zaman yanımda olup desteğini gösteren yol arkadaşım İbrahim ÖZTÜRK'e,

Beni bu günlere getiren, ayrı şehirlerde olsak da desteklerini tek bir an üzerimden çekmeyen, özellikle bu süreçte her türlü nazımı ve kahrımı çeken annem İlknur SAKAR'a, babam Soner SAKAR'a ve kardeşim Berke SAKAR'a

En içten teşekkürlerimi sunarım.

ÖZET

SAKAR D., Hex ve Non-hex Titanyum Taban Dayanaklar Üzerine Üretilen Çok Üniteli Monolitik Zirkon Köprülerde Kuvvet Dağılımının Sonlu Elemanlar Stres Analizi ile Karşılaştırılması. Hacettepe Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Uzmanlık Tezi, Ankara, 2022. Üst çene ön bölgede çok üniteli implant üstü restorasyonlarda hex ve non-hex dayanaklar kullanılmasının implant sistemi ve çevre kemik dokuda oluşan stresler üzerindeki etkisi ile ilgili literatürde yeterli bilgi yoktur. Bu çalışmanın amacı, implant üstü çok üniteli monolitik zirkon köprülerde hex ve non-hex dayanakların farklı kombinasyonlar ile kullanıldığı durumlarda implant, dayanak ve kemikte oluşan streslerin değerlendirilmesidir. Bu amaçla, sonlu elemanlar stres analizi için tomografi verilerinden üst çene bölümlü dişsiz kemik modeli oluşturuldu. 13, 11 ve 23 numaralı dişler bölgesine üç adet implant üzeri altı üye monolitik zirkon köprü tasarlandı. Hex ve non-hex dayanakların farklı kombinasyonlarda kullanıldığı beş çalışma modeli oluşturuldu. Her modelde restorasyonların singulum bölgesinden palatolabial yönde 45° açıyla, her dişe 50 N büyüklüğünde olacak şekilde toplamda 300 N kuvvet uygulandı. Kortikal ve trabeküler kemikte meydana gelen maksimum ve minimum principal stres değerleri, implant boynu ve dayanaklarda oluşan Von Mises stres değerleri hesaplandı. Kortikal kemikte oluşan maksimum principal stres değerleri 3,43 ile 30,82 MPa, minimum principal stres değerleri ise -4,29 MPa ile -11,39 MPa aralığındadır. Trabeküler kemik için maksimum principal stres değerleri 1,29 ile 1,96 MPa, minimum principal stres değerleri -0,47 MPa ile -0,79 MPa aralığındadır. Von Mises stresler incelendiğinde implant boynu için 56,70-98,97 MPa arasında değerler elde edilirken dayanaklardaki stres değerleri 73,50-123,07 MPa aralığındadır. Platform-switch konikal bağlantılı implantlarda hex ve non-hex dayanak sistemleri kortikal ve trabeküler kemik üzerinde benzer stres değerleri oluşturdu. Hex dayanaklarda implant boynunda daha yüksek değerlerde stresler oluşurken dayanaklarda daha düşük değerler gözlemlendi.

Anahtar kelimeler: Sonlu elemanlar analizi; stres; implant; dayanak; implant-dayanak bağlantısı.

ABSTRACT

SAKAR D., Comparison of Force Distribution with Finite Element Stress Analysis in Multi-Unit Monolithic Zircon Bridges Fabricated on Hex and Non-hex Titanium-Base Abutment. Hacettepe Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Uzmanlık Tezi, Ankara, 2022. Knowledge about the stress value created by the use of hex and non-hex abutments in multi-unit implant supported restorations in the anterior maxillary region on the implant system and surrounding bone tissue is insufficient. The aim of this study was to evaluate the stresses on the implant, abutment and bone when hex and non-hex abutments are used with different combinations in multi-unit monolithic zirconia bridges on implants. For this purpose, maxillary partially edentulous bone model was created from tomography data for finite element stress analysis. Six unite monolithic zirconia bridges on three implants were designed for the 13, 11 and 23 numbered teeth. Five models were created in which hex and non-hex abutments were used in different combinations. In each model, a total force of 300 N was applied to each tooth at an angle of 45° in the palatolabial direction from the cingulum region of the restorations. Maximum and minimum principal stress values in cortical and trabecular bone, Von Mises stress values on implant neck and abutments were calculated. The maximum principal stress values in the cortical bone range from 3,43 to 30,82 MPa, and the minimum principal stress values range from -4,29 MPa to -11,39 MPa. Maximum principal stress values for trabecular bone range from 1,29 to 1,96 MPa, and minimum principal stress values range from -0,47 MPa to -0,79 MPa. When Von Mises stresses are examined, values between 56,70-98,97 MPa are obtained for the implant neck, while the stress values at the abutments are in the range of 73,50-123,07 MPa. Similar stress values on cortical and trabecular bone was calculated for hex and non-hex abutment systems in platform-switch conical connection implants. Hex abutments had higher stresses on the implant neck, while lower values were observed on the abutments.

Keywords: Finite element analysis; stress; dental implant; abutment; implant-abutment connection

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI	iii
YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI	iv
ETİK BEYAN	v
TEŞEKKÜR	vi
ÖZET	vii
ABSTRACT	viii
İÇİNDEKİLER	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR	xi
ŞEKİLLER	xiii
TABLolar	xiv
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Dental İmplantlar	4
2.1.1. Dental İmplant Tanımı ve Osseointegrasyon Kavramı	4
2.1.2. Alveolar Kemiğin Tipi ve Özellikleri	4
2.1.3. İmplant Sınıflandırması	5
2.1.4. İmplant Endikasyonları	6
2.1.5. İmplant Kontrendikasyonları	6
2.2. İmplant Destekli Protezler	6
2.2.1. İmplant Destekli Protezlerin Avantajları	7
2.2.2. İmplant Uygulamalarında Başarı Kriterleri	8
2.2.3. İmplant Komplikasyonları	9
2.3. İmplant Destekli Sabit Protezlerin Komponentleri	10
2.3.1. İmplant Üstü Sabit Protezlerde Dayanaklar ve Dayanak Sınıflandırılması	10
2.3.2. İmplant-Dayanak Bağlantı Tipleri	19
2.4. Titanyum	23
2.5. Zirkonya	24
2.5.1. Monolitik Zirkonya	26
2.5.2. Zirkonya Restorasyonların Adezyonu	27
2.6. Sonlu Elemanlar Stres Analizi	27

2.6.1. Sonlu Elemanlar Stres Analizi ile İlgili Kavramlar	29
2.6.2. Sonlu elemanlar stres analizinin uygulanması	30
2.6.3. Sonlu elemanlar stres analizinin avantajları	32
2.6.4. Sonlu elemanlar stres analizinin dezavantajları	32
3. GEREÇ VE YÖNTEM	34
3.1. Çalışma Modellerinin Oluşturulması	34
3.2. Kortikal ve Trabeküler Kemiğin Modellenmesi	36
3.3. Ağ Yapısının Oluşturulması ve Matematiksel Modellerin Eldesi	37
3.4. Kantitatif Model Bilgileri	38
3.5. Malzeme Özelliklerinin Belirlenmesi	38
3.6. Yükleme Senaryoları ve Sınır Koşulları	39
3.7. Oluşan Stres Değerlerinin Hesaplanması ve Çıkan Sonuçların Değerlendirilmesi	40
4. BULGULAR	42
4.1. İmplant Boynunda Oluşan Von Mises Stres Bulguları	42
4.2. Dayanaklarda Oluşan Von Mises Stres Değerleri	43
4.3. Kortikal Kemik Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stresler	44
4.4. Kortikal Kemik Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stresler	45
4.5. Trabeküler Kemik Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stresler	46
4.6. Trabeküler Kemik Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stresler	47
4.7. Analiz Sonuçlarının Genel Gösterimi	48
5. TARTIŞMA	50
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	56
7. KAYNAKLAR	57
8. ÖZGEÇMİŞ	70

SİMGELER VE KISALTMALAR

3Y-TZP	: %3 mol İttriyum içeren tetragonal zirkonya polikristali
5Y-PSZ	: %5 mol İttriyum içeren parsiyel stabilize zirkonya
Al	: Alüminyum
B	: Bor
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
CAD/CAM	: Bilgisayar destekli tasarım/ bilgisayar destekli üretim
Cr	: Krom
Cu	: Bakır
Fe	: Demir
Ga	: Galyum
GPa	: Gigapaskal
H	: Hex
HA-PEEK	: Hidroksiapatit ile güçlendirilmiş polietereeterketon
Mb	: Molibden
MDP	: 10-metakriloloksidesil dihidrojen fosfat
MPa	: Megapaskal
MRI	: Manyetik Rezonans Görüntüleme
N	: Newton
Nb	: Niyobyum
NH	: Non-hex
Ni	: Nikel
PAEK	: Poliarileterketon
PEEK	: Polietereeterketon
PEKK	: Polietereketonketon
SDP	: Sabit dental protez
SEA	: Sonlu elemanlar analizi
Si	: Silisyum
Sn	: Kalay
Ta	: Tantal
Ti	: Titanyum
Ti-6Al-4V	: Titanyum-6Alüminyum-4Vanadyum

Ti-6Al-7Nb	: Titanyum-6Aluminyum-7Niyobyum
V	: Vanadyum
Y-TZP	: İtiryum ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristali
Zr	: Zirkonyum
ZrO₂	: Zirkonyum oksit
ZrSiO₄	: Zirkonyum silikat
σ_1	: Maksimum principal stres
σ_2	: İntermediate principal stres
σ_3	: Minimum principal stres



ŞEKİLLER

Şekil	Sayfa
2.1. Lekholm ve Zarb'ın dişsiz çenelerde kemik kaybı sınıflaması.	5
2.2. İmplant Kademe Sistemleri.	10
2.3. İmplant destekli sabit restorasyonlarda simante ya da vidalı dayanak seçimine ilişkin bir karar ağacı.	14
2.4. Morse taper ve butt join bağlantı tasarımlarının gösterimi.	21
3.1. Çalışma modellerinin oluşturulması sırasında kullanılan materyal modellemeleri.	35
3.2. Oluşturulan çalışma modellerinde dayanak konum kombinasyonlarının görselleri.	35
3.3. Visible Human Project açık kaynak verisinden sağlanan tomografi görüntüleri.	37
3.4. Maksilla anterior bölgede dişsizlik olgusu taklit edilerek oluşturulan kemik modeli.	37
3.5. Oluşturulan matematiksel model.	38
3.6. 45° açıyla palatolabial yönde uygulanan kuvvetin gösterimi.	39
3.7. Modelin sabitleme noktalarının gösterimi.	40
3.8. Von Mises Stres Formülü.	41
4.1. Yükleme sonucu implantlarda meydana gelen Von Mises stres dağılımları.	43
4.2. Yükleme sonucu dayanaklarda meydana gelen Von Mises stres dağılımları.	44
4.3. Yükleme sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum principal streslerin dağılımı.	45
4.4. Yükleme sonucunda kortikal kemikte oluşan minimum principal streslerin dağılımı.	46
4.5. Yükleme sonucunda trabeküler kemikte oluşan minimum principal streslerin dağılımı.	47
4.6. Yükleme sonucunda trabeküler kemikte oluşan minimum principal streslerin dağılımı.	48

TABLOLAR

Tablo	Sayfa
2.1. İtalya Ortak Görüş Konferansı Kararları.	9
2.2. Simante dayanakların avantaj ve dezavantajları.	12
2.3. Vida tutuculu dayanakların avantaj ve dezavantajları.	13
3.1. Oluşturulan çalışma modellerinde implant konumlarına göre dayanak tiplerinin yerleşimleri.	36
3.2. Çalışma modellerinin düğüm ve eleman sayıları.	38
3.3. Kullanılan malzemelerin elastisite modülü ve poisson oranları.	39
4.1. Yükleme sonucunda implant boynunda oluşan Von Mises stres değerleri.	42
4.2. Yükleme sonucunda dayanaklarda oluşan Von Mises stres değerleri.	43
4.3. Yükleme sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum principal stres değerleri.	44
4.4. Yükleme sonucunda kortikal kemikte oluşan minimum principal stres değerleri.	45
4.5. Yükleme sonucunda trabeküler kemikte oluşan maksimum principal stres değerleri.	46
4.6. Yükleme sonucunda trabeküler kemikte oluşan minimum principal stres değerleri.	47
4.7. İmplant boynunda ve dayanaklarda oluşan Von Mises stres değerlerinin karşılaştırılması.	48
4.8. Kortikal kemikte oluşan maksimum ve minimum principal stres değerlerinin karşılaştırılması.	49
4.9. Trabeküler kemikte oluşan maksimum ve minimum principal stres değerlerinin karşılaştırılması.	49

1. GİRİŞ

Dental implantların kullanımı, kısmi veya tam dişsiz hastaların rehabilitasyonu için kabul görmüş ve öngörülebilir bir tedavi yöntemidir (1). İmplantlarda başarı oranı yüksek olmasına rağmen, implantlar veya implant destekli sabit dental protezlerdeki (SDP) biyolojik ve teknik komplikasyonların uzun SDP'lerde arttığı bildirilmektedir (2). İmplant-dayanak bağlantısının tipi, implant bileşenlerinin konfigürasyonları veya SDP malzemesinin tasarımı ve biyomekanik özellikleri, implantların çevresindeki veya SDP üzerindeki stres dağılımında önemli rol oynar (3).

İmplant dayanak sistemleri, bir implant, implanta bağlanan dayanak ve dayanağı implanta sabitlemek için kullanılan dayanak vidasından oluşmaktadır. Çoğu dayanak implant platformuna vida ile sabitlenir ve restorasyon direkt olarak dayanağa (Üçlü Kademe sistemi) ya da implant platformuna (İkili Kademe sistemi) vidalanabilir. Bir başka seçenek olarak restorasyon, implanta vida (Üçlü Kademe sistemi) ile sabitlenen dayanak üzerine geleneksel restorasyonlarda olduğu gibi simante edilebilir. Ayrıca, simantasyon ya da vidalama yöntemi olmaksızın dayanağın kilitlenmesi ya da sürtünme etkisi ile implant platformuna yerleşimini sağlayan implant sistemleri de mevcuttur (4).

İnternal bağlantılı implantlar, hex veya non-hex dayanaklarla kullanılabilir (5). Hex dayanaklar rotasyonel pozisyon bilgisi ve anti-rotasyonel etki sağlar; ancak non-hex dayanaklar da çeşitli klinik durumlarda kullanılmaktadır (6). Non-hex dayanaklar, implant açılanmalarını daha iyi tolere edebildikleri için çok üniteli implant destekli vidalı SDP'ler için endikedir (5). Hex dayanaklar tek kronlar için önerilmesine rağmen implantlar paralele yakın konumlarda yerleştirildiğinde SDP'lerle de kullanılabilir (3). Tipik olarak hex dayanaklar kron restorasyonları için endikedir ancak dar vida delikleri non-hex dayanaklardaki gibi daha geniş vida delikleri olanlara kıyasla daha estetik olduğundan SDP'ler için de kullanılabilir. Ek olarak hex dayanakların yüksekliği (5,5 mm) daha fazladır, bu da non-hex dayanaklarla (3,5 mm) karşılaştırıldığında altyapı için daha iyi bir stabilite sağlar (1). Hex dayanaklarda implant ve dayanak stabilitesinin non-hex yapıya göre daha başarılı olduğu birçok çalışmada ortaya konulmuştur. Aynı zamanda olası mikrosızıntı açısından önemli ölçüde mikro hareketliliğin de az olduğu gösterilmiştir (7). Non-hex dayanaklarla ilgili dikkat edilmesi gereken konu, eksantrik kuvvetler altında dayanak vidaları ve implant-

dayanak arayüzünde daha fazla stres rapor edilmiş olmasıdır. Hex veya non-hex dayanakların seçimi büyük ölçüde implantların pozisyon ve açılanmalarına bağlıdır (3, 8, 9).

SDP'lerin stabilitesini artırmak için hex ve non-hex dayanaklar kombine olarak kullanılabilir (9, 10). Bu strateji, protezin oturması üzerinde olumlu bir etkiye sahip olabilir ve implant abutment bağlantısının uzun vadeli bütünlüğünü iyileştirebilir (5). Bununla birlikte, bu yaklaşımı destekleyen bilimsel kanıtlar eksiktir ve daha fazla klinik ve laboratuvar araştırmasına ihtiyaç vardır (11).

Titanyum; biyolojik uyumu, korozyona direnci, düşük moleküler ağırlığı, düşük yoğunluğu ve yüksek gerilme dayanıklılığı nedeniyle dayanak üretiminde en çok kullanılan metal alaşımdır (12). Titanyumun avantajlı fiziksel özellikleri nedeniyle, titanyum dayanaklar posterior implantlar için ilk tercihtir. Bu dayanaklar prefabrike stok veya CAD/CAM frezelenmiş kişiye özel dayanaklar olarak bulunmaktadır (13).

Ti-Base dayanaklar, en güncel dayanak tasarımlarından biridir. Özellikle estetik gereksinimin olduğu bölgelerde bu dayanakların üzerlerine şekillendirilen restorasyonların istenilen estetik sonuçları verdiği görülmüştür (14, 15). Direkt olarak zirkonyadan üretilen dayanakların aksine bu parçalar üzerine üretilen restorasyonların implant ile temas eden yüzeyinin titanyum oluşu mekanik avantaj sağlamaktadır (16).

Mekanik stresin kemik dokusu üzerinde hem olumlu hem de olumsuz etkileri olabilir (17, 18). Belirli bir eşiğin altına kadar artan mekanik stresler kemik yoğunluğunu ve apozisyonunu artırabilse de yorgunluk eşiğinin üzerindeki mekanik streslerin sonucunda meydana gelen mikro hasar, kemik rezorpsiyonuna neden olur (18, 19). Kemiğe etki gösteren kuvvetler belli limitler içerisinde olduğunda kemiğin rezorpsiyon ve apozisyonu denge içerisinde olduğundan kemiğin seviyesi de bu sayede korunmuş olur (20). İmplanta gelen normalin üzerindeki yükler kemiğin rezorbe olmasına sebep olur. Bununla beraber implantta kırılma da oluşabilir. Az yük gelmesinden dolayı ise kullanılmama atrofi sonucu kemik rezorpsiyonları da görülebilmektedir (21, 22).

Bir cisme uygulanan kuvvet sonucu, kuvvete karşı bir direnç gelişir. Bu kuvvete karşı birim alanda meydana gelen tepkiye stres denir. Bu stres dışarıdan gelen kuvvetle eşit şiddette ve zıt yöndedir. Uygulanan kuvvet ve içeride oluşan direnç

cismin tüm yüzeyine dağılır (23). Kortikal kemik tarafından en iyi tolere edilen kuvvetler sıkışma stresleri iken makaslama ve gerilme stresleri kemik-implant bağlantısına negatif etkisi olan kuvvetlerdir (24).

Diş hekimliği pratiğinde kullanılan malzemelerin mekanik dayanıklılıkların iyileştirilmesi ve dental yapılardaki stresin tespit edilmesi amacıyla, bunların streslerinin analizinin yapılması son zamanlarda önem kazanmıştır (25). İmplant sistemine gelen streslerin değerlendirilmesinde sıklıkla kullanılan sonlu eleman analizi (SEA) sayısal bir yöntemdir ve karmaşık geometrilerin biyomekanik davranışlarının incelenebilmesini sağlayan güçlü bir araçtır (26, 27). SEA, ağız ortamındaki dental implantların, hareketli ve sabit protezlerin, kemik metabolizmasının biyomekanik davranışını tahmin etmek için yaygın olarak kullanılmaktadır (28).

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplantlar

2.1.1. Dental İmplant Tanımı ve Osseointegrasyon Kavramı

Protetik terimler sözlüğüne göre dental implantların tanımı; sabit veya hareketli protezler için mukoza ve/veya periost altına yerleştirilen, kemik içinden veya üzerinden proteze destek ve retansiyon sağlamak için kullanılan alloplastik materyaller şeklindedir (29).

Bilimsel temelli implant tedavisi, İsveç'te Branemark'ın yönettiği bir araştırma grubu tarafından sunulan 10 yıllık klinik sonuçlarla çığır açan çalışmaların ardından 1970'lerin sonunda ortaya çıktı (30). Dental implantların kullanımı, kısmi veya tam dişsiz hastaların rehabilitasyonu için kabul görmüş ve öngörülebilir bir tedavi yöntemidir (1).

Osseointegrasyon; Latince'de kemik anlamına gelen “os” ve birleşmek anlamındaki “integrate” kelimelerinin birleşiminden oluşmuştur (31). Osseointegrasyon ilk olarak Brånemark ve çalışma arkadaşları tarafından tanımlanmıştır (32). Albrektsson ve arkadaşları ise osseointegrasyon terimini canlı kemik ve implant arasında ışık mikroskobu düzeyinde doğrudan temas olarak tanımlamıştır (33).

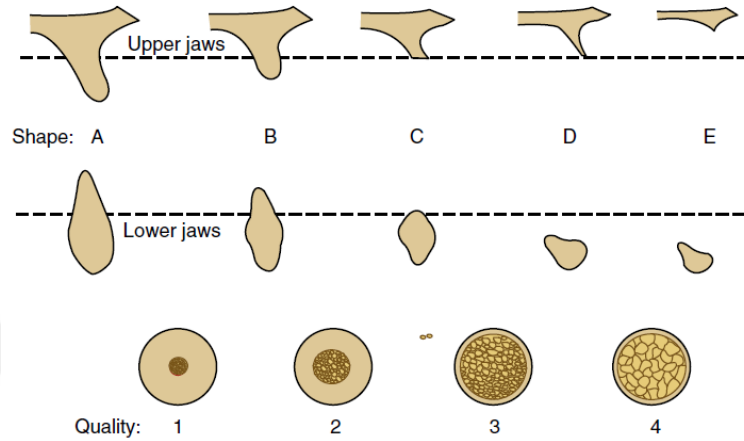
Albrektsson osseointegrasyonun sağlanmasında implantın tasarımı, implant materyali, implant yüzeyinin özellikleri, kullanılan cerrahi yöntem, kemiğin durumu ve yükleme prosedürünün önemli olduğunu bildirmiştir (31). Kemik iyileşirken, osseointegrasyon süreci, implantın uzun vadeli başarısından sorumlu olan ikincil stabilite üretir (34).

2.1.2. Alveolar Kemiğin Tipi ve Özellikleri

Alveolar kemiğin kalitesi hem maksilla hem de mandibulada farklılık gösterebilmektedir. Kemiğin değerlendirilmesinde bilgisayarlı tomografi altın standart kabul edilir.

Lekholm ve Zarb'ın oluşturduğu sınıflama (35) günümüzde kemik değerlendirilmesinde en sık kullanılan yöntemdir.

Bu sınıflamada alveolar kemik, kortikal ve trabeküler kemiğin yoğunluğuna göre 1 ve 4 arasındaki değerlerle sınıflandırılmaktadır. Kemiğin hacmine göre de A,B,C,D ve E olarak sınıflandırılmaktadır. A, tüm kemik dokusunun korunduğu durumu ifade ederken E sadece bazal kemiğin kaldığı aşırı rezorbe olmuş alveolar kemiği ifade etmektedir (36).



Şekil 2.1. Lekholm ve Zarb'ın dişsiz çenelerde kemik kaybı sınıflaması (34).

2.1.3. İmplant Sınıflandırması

Dental implantlar farklı özelliklerine göre sınıflandırılabilir de destek ve stabilite sağlayan kemikle ilgili olduğu için genellikle ankraj bileşenlerine göre yapılan sınıflandırma kullanılmaktadır. Bu sınıflandırmaya göre dental implantlar 3 ana gruba ayrılmaktadır;

1. Eposteal
2. Transosteal
3. Endosteal (29)

Dördüncü tip ise zigomatik ark ve pterygoid çıkıntı gibi ekstraoral ankraja sahip olan implantlardır.

Subperiostal implant, en fazla kullanılan eposteal implant sistemidir. Dahl tarafından 1943'te Goldberg ve Gershkoff (37) ve Linkow ve Ghalili'nin (38) ek katkılarıyla tanıtılan subperiostal implant, esas olarak dişsiz mandibula tedavisi için kullanılır. Subperiostal implantlar, osseointegre implantlar olarak kabul edilmez, ancak rezidüel kemik sırtı üzerinde durarak destek sağlaması amaçlanmaktadır.

Transosteal implantlar, tamamen kemiğin içinden geçen implant tasarımlarıdır. Subperiostal ve transosteal implantlar rutinde kullanılmamaktadır (34).

Endosteal veya endosseöz implantlar, implant gövdesi kemik içinde kalacak şekilde alveolar veya bazal kemiğe yerleştirilmek üzere tasarlanmıştır. Bıçak ve kök formu olmak üzere iki temel endosseöz implant türü vardır. Günümüzde en sık kullanılan implant türüdür (39).

2.1.4. İmplant Endikasyonları

- Hareketli protezi kullanamayan hastalar
- Prognozu şüpheli uzun sabit restorasyon ihtiyacı
- Destek dişlerin sayı ve konum bakımından yetersiz olduğu durumlar
- Destek dişlerin preparasyonunun istenmediği tek diş kaybının olduğu durumlar (39)
- Bulantı refleksi sebebiyle tam protezi kullanamayan hastalar
- Yetersiz doku toleransı olan kişiler
- Protezi olumsuz etkileyecek olan parafonksiyonel alışkanlıklar (40).

2.1.5. İmplant Kontrendikasyonları

- Kontrol altında olmayan sistemik rahatsızlıkların varlığı
- Akut hastalık
- Ölümcül hastalık
- İmplant bölgesinde tümör varlığı ya da bu sebeple bölgeye ışın tedavisi uygulanan durumlar
- Yapılan implantın sonrasında protetik olarak restore edilemeyeceği durumlar
- Gebelik
- Gerçekçi olmayan hasta beklentileri
- Hasta motivasyonunun uygun olmadığı durumlar
- Hekimin yeterli tecrübeye sahip olmaması (39)

2.2. İmplant Destekli Protezler

Hastanın dişsizlik durumuna göre implant destekli protezler çeşitli şekillerde planlanabilir (25):

- ❖ Tek diş eksikliği vakalarında yapılan implant destekli protezler

- ❖ Parsiyel dişsizlik vakalarında yapılan implant destekli protezler
 - Diş-implant destekli
 - İmplant-implant destekli
- ❖ Total dişsizlik vakalarında yapılan implant destekli protezler
 - Sabit protezler
 - Overdenture protezler
 - Doku destekli
 - Doku-implant destekli
 - İmplant destekli.

Misch'in yaptığı bir diğer sınıflamaya göre ise implant destekli protezler 5 gruba ayrılmıştır (41):

- SP-1 ➡ Dişin sadece kronunun restore edildiği sabit protezlerdir. Protez doğal diş gibi görünür.
- SP-2 ➡ Dişin kronuyla birlikte kökünün bir kısmının da restore edildiği sabit protezlerdir. Kron formu okluzal yarıda normal fakat servikale doğru uzamış veya aşırı konturlanmıştır.
- SP-3 ➡ Kron ile birlikte dişetini ve dişsiz alanın bir kısmını da restore eden sabit protezlerdir.
- HP-4 ➡ Sadece implantlarla desteklenen hareketli protezlerdir.
- HP-5 ➡ İmplantlara ek olarak yumuşak dokudan da destek alınan hareketli protezlerdir.

2.2.1. İmplant Destekli Protezlerin Avantajları

İmplant destekli protezlerin genel avantajları:

- Kemik dokusu korunur
- Okluzal dikey boyut korunur
- Kas tonusu ile birlikte yüz estetik sağlanır
- Oklüzyon ve fonetik düzeltilebilir
- Protez başarısı ve kullanım süresi artar
- Çiğneme performansı artar
- Konvansiyonel protezlere kıyasla boyutları daha azdır
- Hareketleri protezlerde stabilite ve tutuculuk artar

- Komşu dişlerin restore edilmesine gerek kalmaz
- Daha konforlu kullanım sayesinde hastaya psikolojik avantaj sağlar (34).

İmplant destekli protezlerin tasarımlarına göre avantajları ise:

- ❖ Tam dişsizlikte hareketli implant destekli protezlerin avantajları:
 - Daha az sayıda implant kullanımı ve buna bağlı olarak daha düşük maliyet
 - Yüz estetiği, sabit protezlerle karşılaştırıldığında protez dişleri ve labial flanjlara ile güçlendirilebilir. Yapılan protez, eksik olan kemik dokusunun yükseklik ve genişliğinin yerini alarak yumuşak dokuları destekleyebilir.
 - Cerrahi öncesi kemik augmentasyon ihtiyacı daha azdır. Kemik augmentasyonunun gerekmediği durumlarda tedavi süresi kısalmaktadır.
 - Protezler gece çıkarılarak parafonksiyonlar önlenir.
 - Evde rutin bakımı daha kolaydır.
- ❖ Tam veya kısmi dişsizlikte sabit implant destekli protezlerin avantajları:
 - Doğal dişlere benzerliği sebebiyle hasta psikolojisini olumlu yönde etkiler.
 - Gıda sıkışması daha az görülür
 - Sadece implantlar ile desteklenen overdenture protezlere benzer implant sayısı buna bağlı olarak da benzer ücretler (24).

2.2.2. İmplant Uygulamalarında Başarı Kriterleri

Tedavinin başarısı için en önemli faktörlerden biri implant çevresindeki kemik dokusunun korunmasıdır. Kemik kalite ve kantitesi, osseointegrasyona ilave olarak çevre yumuşak dokunun kontur ve şeklini de etkiler (42).

İmplant tedavisi başarı kriterleri arasında Albrektsson ve ekibinin önerdiği kriterler, günümüzde en çok kabul edilen ve en sık kullanılanıdır. Bu kriterler çoğunlukla kemik rezorpsiyonları ve implantın mobilitesiyle ilgilidir.

- İmplantta mobilite olmamalıdır.
- Radyografide implant çevresinde radyolusent alan bulunmamalıdır.
- İmplantın yüklenmesinden sonra marjinal kemik kaybı ilk yılda 1,5 mm'den daha az olmalıdır. Protetik yüklemenin ilk yılının sonunda implant çevresi kemikteki vertikal kayıp ortalama 0,2 mm'den daha az olmalıdır.
- Mandibular kanal perforasyonu, ağrı, nöropati, parestezi ya da enfeksiyon gibi bulgular olmamalıdır.

- Başarı için bu kriterlerin 5 yıllık takibi sonucunda %85, 10 yıllık takip sonucunda ise %80 oranında sağlanmalıdır (43).

2007’de İtalya Ortak Görüş Konferansı’nda alınan kararlar, James-Misch Sağlık Skalası değiştirilerek, implantın başarısı, sağ kalımı ile başarısızlık koşullarının belirtildiği 4 klinik kategori bildirilmiştir (Tablo 2.1.) (44).

Tablo 2.1. İtalya Ortak Görüş Konferansı Kararları.

Kategoriler	Klinik Durum
I. Başarı (Optimum Sağlık)	a. Fonksiyon sırasında ağrı ya da hassasiyet yok b. Mobilite yok c. İlk cerrahiden itibaren <2 mm radyografik kemik kaybı d. Eksuda oluşumu yok
II. Tatmin Edici Sağ Kalım	a. Fonksiyon sırasında ağrı yok b. Mobilite yok c. 2-4 mm arasında radyografik kemik kaybı d. Eksuda oluşumu yok
III. Şüpheli Sağ Kalım	a. Fonksiyon sırasında hassasiyet olabilir b. Mobilite yok c. Radyografik kemik kaybı >4 mm (implant gövdesinin ½’sinden daha az) d. Sondalama derinliği >7 mm e. Eksuda hikayesi olabilir

2.2.3. İmplant Komplikasyonları

İmplantlarda başarı oranı yüksek olmasına rağmen, implantlar veya implant destekli sabit dental protezlerdeki (SDP) biyolojik ve teknik komplikasyonların uzun SDP’lerde arttığı bildirilmektedir (2).

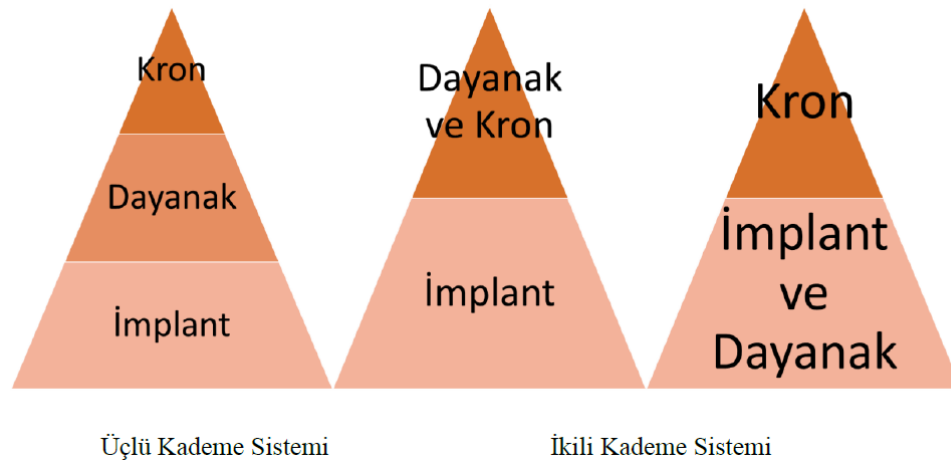
Yapılan birçok çalışmada implant destekli protezlerin başarısızlıklarının çok büyük bir bölümünün implant-dayanak bağlantı bölgesinden kaynaklandığı bildirilmiştir. İmplant-dayanak bağlantı bölgesindeki problemlerin zamanla vida gevşemesi, ayrıca vida, dayanak ya da implant kırığı gibi ciddi sorunlara yol açabileceği rapor edilmiştir (45).

Misch ve arkadaşları, implant komplikasyonlarını 4 başlık altında toplamıştır; Anatomi kaynaklı, planlama ve tedavi kaynaklı, uygulama kaynaklı ve diğerleri. Anatomi kaynaklı oluşan komplikasyonlar kanama, sinir hasarı, komşu dişin devitalize olması, sinüs ve kortikal tabaka gibi yapıların perforasyonu olarak belirtilmiştir. Planlama ve tedaviden kaynaklanan komplikasyonlar ise, yanlış implant yerleşimi,

yanlış açılardırma ve hasta hekim iletişiminin eksikliği olarak sınıflandırılmıştır. Uygulamadan kaynaklanan komplikasyonlar, yetersiz primer stabilite, aspirasyon, çeşitli mekanik komplikasyonlar ve mandibular kemikte kırık olarak sınıflandırılmıştır. Son grup olan diğer komplikasyonlardan ise iatrojenik nedenler olarak bahsedilmiştir (46).

2.3. İmplant Destekli Sabit Protezlerin Komponentleri

İmplant destekli sabit protezler; implant, dayanak ve kron restorasyonu olmak üzere 3 komponentten oluşan ve bu komponentlerin implant bağlantılarına göre değişebilen kademeli bir sistemdir. Çoğu implant sisteminde dayanaklar implanta bir vida ile bağlanır ve üzerine gelecek final restorasyon da bu dayanak üzerine vidalanarak ya da simante edilerek sabitlenir. Bu sistem “üçlü kademe sistemi” olarak isimlendirilir. Final restorasyonunun doğrudan implant platformuna ya da tek parça implant-dayanak birleşkesine sabitlendiği sistemler de “ikili kademe sistemi” olarak isimlendirilir. Bunların dışında dayanak-implant bağlantısının sürtünme veya kilitlenme yöntemiyle sağlandığı implant sistemleri de mevcuttur (4).



Şekil 2.2. İmplant Kademe Sistemleri (47).

2.3.1. İmplant Üstü Sabit Protezlerde Dayanaklar ve Dayanak Sınıflandırılması

Dental dayanaklar, implant ile protezi birbirine bağlayan ara parçadır ve proteze stabilite ve retansiyon sağlar (48). Dental dayanakların üretimde farklı

materyaller ve farklı tasarımlar kullanılabilir (49). Başarılı bir protez için kullanılacak dayanaklar implant cerrahisinden önce uygun bir planlamaya göre belirlenmelidir (34, 50).

Dental dayanaklar proteze retansiyon ve stabilite sağlamanın yanında, sert ve yumuşak doku oluşumunu desteklemeli, implant ile bağlantı bölgesini aşındırmamalı, düşük plak adaptasyonuna sahip olmalı ve dişetinde renklenmeye sebep olmamalıdır. Aynı zamanda biyouyumlu olup alerjik reaksiyon oluşumunu tetiklememelidir (49).

Dental dayanaklar fonksiyonel ve biyolojik gereksinimler dışında estetik beklentiyi de karşılamalıdır (48). Anterior maksiller bölgede kullanımı planlanan dayanaklarda olması gereken özellikler:

- Yumuşak dokulara gerekli desteği sağlayabilmesi için anatomik olarak ideal konturlarda olmalıdır
- Gelen kuvvetleri implant ve kemiğe iletebilecek güç ve yapıda olmalıdır
- Biyouyumlu olmalıdır
- Estetik bölge olduğundan doğal dişlerin optik özelliklerine benzer özelliklere sahip olmalıdır
- Plak birikimine neden olmamalıdır
- Temizlenebilir alan oluşturulmasını sağlamalıdır
- Mekanik değişimlere uyumlanabilmelidir
- Gerekli durumlarda çıkarılmaları kolay olmalıdır (48, 51-53).

Retansiyon Tipine Göre Dayanaklar

İmplant destekli restorasyonların uzun dönem başarısında en önemli etkenlerden biri de retansiyondur.

Retansiyon tipine göre üç ana kategori bulunur. Siman tutuculu protezlerde üst yapıyı yerleştirmek için siman kullanılır. Vida tutuculu protezlerde ise üst yapı bir vida ile sabitlenir. Hareketli protezlerin retansiyonu ise mıknatıs veya O-ring gibi bir ataşmanın kullanımıyla sağlanır (54).

Siman tutuculu ve vida tutuculu dayanakların her ikisi de tek üyeli, çok üyeli ya da tam ark sabit restorasyonlarda kullanılabilir. Literatürde uzun köprülerin daha komplikasyon riskine sahip olduğu bildirilmiştir ve komplikasyonların daha kolay çözümü için bu tür restorasyonlarda tercih vida tutuculu sistemlerdir (55, 56).

Kantilever uzantılı protezler daha fazla bakım ve kontrol gerektirdiğinden bu tip SDP’lerde de vidalı sistemler avantajlıdır (56, 57).

Simante Dayanaklar

Simante dayanaklar, dayanak-restorasyon bağlantısının siman yardımıyla sağlandığı sistemlerdir (24). Simante restorasyonlarda tutuculuğu etkileyen faktörler; kullanılan simanın tipi, dayanağın uzunluğu, eğimi ve yüzey özellikleridir. 4 mm’den daha az interokluzal mesafelerde simante dayanakların kullanımı önerilmemektedir. Siman seçiminde ise geçici simanların tercih edilmesi, olası bir komplikasyonda çözümü kolaylaştırarak avantaj sağlar (56).

Simante dayanakların tek dişin restorasyonundan tam ark restorasyonlara kadar geniş bir kullanım alanı vardır. Dayanak tasarımı ve simantasyon yöntemi doğal dişlerdeki geleneksel sabit restorasyon uygulamaları gibidir. Restorasyon ile dayanak arasındaki siman boşluğu, restorasyonun dayanaklara oturması sırasındaki küçük hataların telafisine izin verir (16).

Tablo 2.2. Simante dayanakların avantaj ve dezavantajları (24).

Avantajları	Dezavantajları
Laboratuvar işlemleri daha kolay	Retansiyonu daha az ve kırılma riski yüksektir
Daha düşük maliyet	Restorasyonun sökülmesi zordur
Daha estetik	Artık siman riski ve buna bağlı gelişebilecek biyolojik komplikasyonlar fazladır
Okluzal uyumlama işlemi daha kolay	
Pasif uyumu sağlamak daha kolay	
Vida gevşemesi ve kırılması riski daha az	

Vida Tutuculu Dayanaklar

Vida tutuculu protezlerin üretiminde hataya neredeyse hiç tolerans yoktur. Çünkü metal yüzeyler birbiriyle doğrudan bağlantıdadır ve hekim kontrolünde olmayan çok sayıda etken vardır. Tamamen pasif oturan vidalı restorasyonların üretimi neredeyse imkansızdır. Ölçü alınırken ya da model hazırlanması aşamasında oluşabilecek problemler, mum distorsiyonları, metal, porselen ya da akrilik

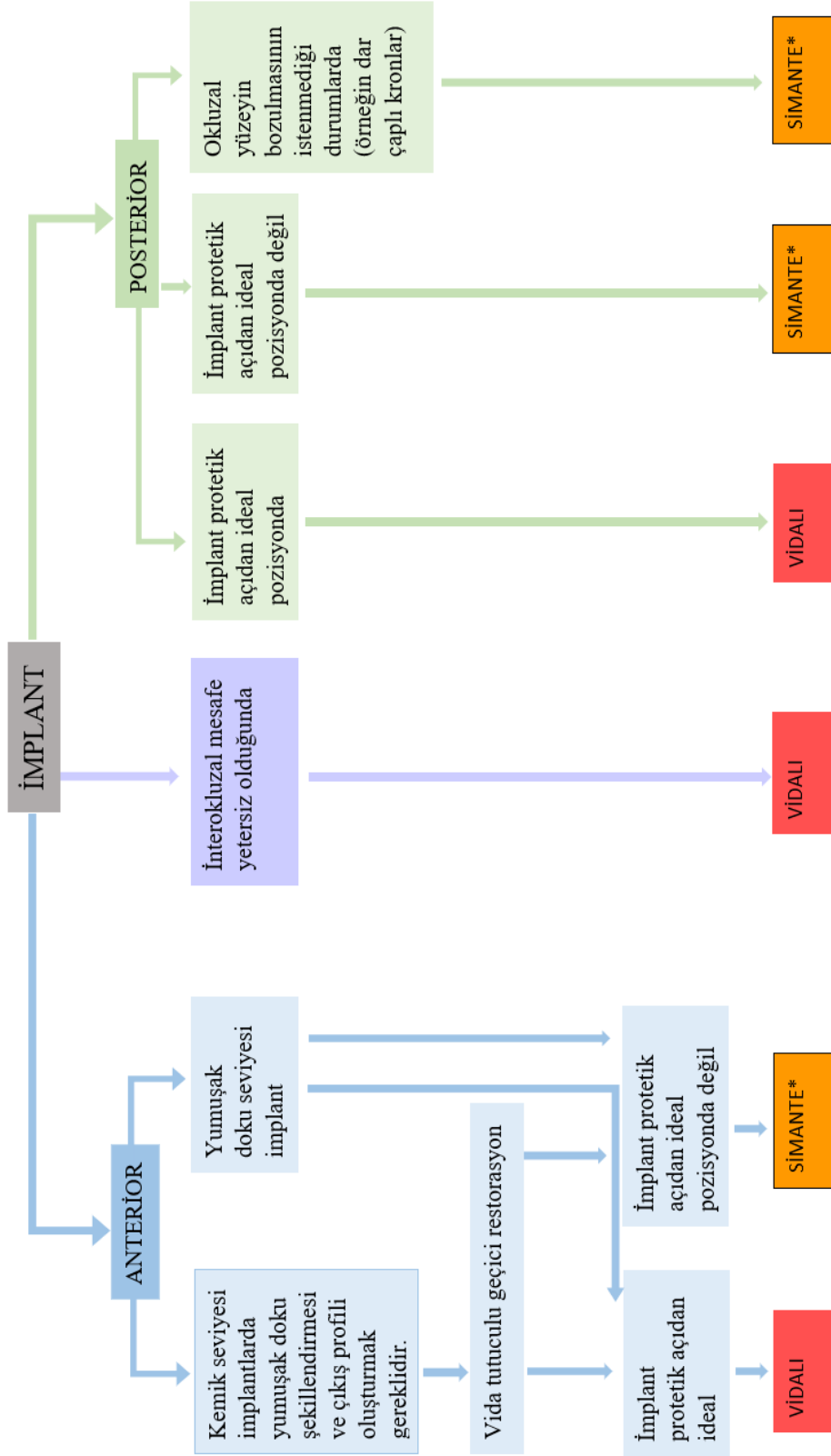
materyallerin büzülmeleri ve implant komponentlerinde üretici kaynaklı hatalar, tamamen pasif bir protezin üretimiyle alakalıdır (16).

Vidalı sistemlerde, tutucu vida dayanak restorasyon bağlantısını direkt olarak okluzalden sağlayabildiği gibi dayanağa transversal yönden de ulaşabilmektedir (58). Simante restorasyonlarda, restorasyonun okluzal yüzeyinde vida deliği oluşturulması herhangi bir komplikasyon durumunda restorasyonun sökümünü kolaylaştırmak amacıyla uygulanabilmektedir (56). Vidalı sistemler, simante sistemlere göre daha fazla teknik hassasiyet gerektirmektedir. Transversal vidalı sistemler de laboratuvar işlemlerinde ekstra teknik hassasiyet gerektirmektedir (58).

Tablo 2.3. Vida tutuculu dayanakların avantaj ve dezavantajları (24).

Avantajları	Dezavantajları
Restorasyona zarar vermeden sökümü kolaydır	Yüksek maliyet
Artık siman ve buna bağlı gelişebilecek biyolojik komplikasyon riski yoktur	Vida gevşemesi ve kırılmasına karşı direnci daha düşüktür
Oluşan moment kuvvetlerinde azalma	Pasif uyumlu bir restorasyon üretmek zordur
Yetersiz intraokluzal mesafelerde bile rahatlıkla kullanılabilir	Okluzal yüzeyde hazırlanan vida deliği estetik problemlere neden olabilir
	Vida deliği nedeniyle okluzal yüzey ideal olarak hazırlanamaz
	Okluzal tablası dar olarak hazırlanan protezlerde ya da vidanın okluzal yüzeye yakın olduğu durumlarda porselen kırıkları görülebilir

- Her iki sistemin de avantajları ve sınırlamaları vardır ve bu noktada vaka için en uygun yöntemi seçmek hekimin sorumluluğundadır. Şekil 2.3'te bir karar ağacı gösterilmektedir.



Şekil 2.3. İmplant destekli sabit restorasyonlarda simante ya da vidalı dayanak seçimine ilişkin bir karar ağacı (59).

*simante dayanaklarda, restorasyon marjinleri 2mm'den daha fazla subgingivalde bulunmamalıdır.

Üretim Yöntemine Göre Dayanaklar

Dental dayanaklar üretim yöntemlerine göre standart stok dayanaklar ve kişiye özel dayanaklar olarak sınıflandırılabilir. Kişiye özel dayanaklar döküm veya CAD/CAM sistemleri ile hazırlanabilir (4, 60).

Standart stok dayanaklar, titanyum ya da zirkonyadan üretilmektedir. Stok dayanaklar, açısız (düz) ya da bazı durumlarda implant pozisyonundaki açısal problemlerin çözümüne yönelik farklı açılarda da üretilmektedir. Açılı dayanakların klinik başarısı ile ilgili sınırlı bilgi mevcuttur. Fakat yapılan çalışmalarda kullanımları için herhangi bir kontrendikasyon bildirilmemiştir. Düşük maliyetleri, hekim ya da teknisyenler tarafından modifiye edilebilmeleri ve ölçü işlemlerinin daha kolay olması sebebiyle sıklıkla tercih edilirler. Fakat bu tip dayanaklarda ideal sonuca ulaşabilmek için implantlar ideal konumlarda yerleştirilmiş olmalıdır. Son zamanlarda implant firmaları tarafından kronun doğal konturlarına uyumlu stok dayanaklar üretilmektedir. Bu dayanaklar estetik dayanaklar olarak isimlendirilmektedir (61).

İmplant destekli restorasyonlarda dayanak seçimi, implant tedavisi için kritik bir aşamadır. Yıllarca standart stok dayanaklar, üretici firmalar tarafından hekimlere sunulan tek seçenektir. Ancak günümüzde literatürde, standart stok dayanakların kullanımının siman artıklarının temizlenmesinde yetersiz kaldığı ile ilgili kanıtlar mevcuttur. Bu sebeple, modern implant diş hekimliği, kişiye özel dayanaklar kullanılmadan hayal edilemez (62).

Aşırı açısal problemler, interokluzal mesafe yetersizliği, standart stok dayanakların gerekli boyun yüksekliğini karşılayamadığı durumlar, ideal çıkış profili oluşturmak istendiğinde, yumuşak doku ve dişlerin orijinal kontürlerinin taklit edilmesi gerekli olan durumlar, interproksimal alanın temizlenebilirlik açısından yetersiz kaldığı durumlar ve 3 ya da daha fazla sayıdaki implantın splintlenmesinin gerektiği vakalar kişiye özel dayanakların kullanımını gerektirmektedir. Kişiye özel dayanaklar laboratuvar aşamasında hassas bir modelaja ihtiyaç duyar ve bu sebeple maliyetleri yüksektir (4, 63).

CAD/CAM sistemleri, 1980'lerde implant dayanakları ve altyapıların üretiminde kullanılmaya başlanmıştır (62). Geleneksel yöntemler, ölçü malzemesi, alçı model hazırlığı ve döküm işlemlerinin hassasiyeti gibi birçok faktöre bağlıdır.

CAD/CAM sistemleri, geleneksel yöntemlere göre daha hassas restorasyonların üretimi amacıyla dijital ölçü ve tarama yöntemleriyle üretim ve sonrasında prefabrik metal alaşımları frezeleme yöntemlerini tanıtmıştır. Piyasada genel olarak benzer protokoller izleyen çok sayıda CAD/CAM sistemi bulunmaktadır (4).

Silindirik dayanaklar, implant seviyesinde restorasyon yapımına uygun estetik dayanak seçeneği olarak sayılabilir. Lewis ve arkadaşları tarafından geliştirilen UCLA adıyla bilinen bu dayanaklar ilk olarak implant gövdesine bağlanan plastik “burn-out” paterni olarak tasarlanmıştır. Günümüzde geliştirilerek altın alaşımdan üretilenler de kullanılmaktadır (64).

Kullanım Amacına Göre Dayanaklar

Geçici dayanaklar; iyileşme başlıkları, ölçü postları ve geçici restorasyonların yapılacağı metal ya da plastik geçici dayanaklarını içerir (4). İmplant destekli geçici restorasyonlar implant cerrahisi sonrasındaki iyileşme döneminde çevre dokuların şekillendirilmesi amacıyla kullanılır (65).

İyileşme başlıkları, cerrahi sonrası implantın platformunun üzerini kapatmak, implant içine kemik ve yumuşak doku büyümesini önleyip dişeti epitelizeasyonunu sağlamak için kullanılır. Ölçü postları, açık ve kapalı ölçü yöntemleri için kullanılan farklı iki gruptan oluşmaktadır. Geçici dayanaklar fabrikasyon ürünleridir ve özellikle estetik beklentinin yüksek olduğu bölgelerde yumuşak doku modifikasyonunu sağlaması amacıyla üretilmişlerdir. Daimi restorasyonda elde edilmek istenen fonetik, estetik, restorasyon pozisyonu ve okluzyonu hakkında klinisyene yardımcı olmaktadır. Daimi dayanaklar ise daimi restorasyonlar için kullanılırlar ve komplikasyon gelişmediği sürece çıkartılmazlar (66).

Kullanılan Materyale Göre Dayanaklar

İmplant çevresi sert ve yumuşak dokuların kontur ve sağlığını etkileyen dayanaklar çeşitli materyallerden üretilebilmektedir (67, 68). Piyasada en yaygın kullanıma sahip olan dayanak materyalleri; titanyum (Ti), zirkonya, altın döküm ve Polieter eter Keton (PEEK) olarak sayılabilir (13). Metal dayanaklar yüksek dayanıma sahiptir ancak implant çevresi yumuşak dokularda renklenmeye sebep

olabilmektedirler. Estetik bölgede çoğu durumda geleneksel titanyum dayanaklar beklentiyi karşılamakta yetersiz kalmaktadır (69).

Titanyum dayanaklar saf titanyum ya da titanyum alaşımlarından üretilmektedir (60). Titanyum dayanaklar, benzersiz fiziksel özellikleri sebebiyle posterior bölgedeki implantlar için ilk tercihtir. Titanyum dayanaklar prefabrike stok ya da CAD/CAM ile frezelenmiş kişiye özel dayanaklar olarak bulunmaktadır (13).

Maksilla anterior bölgede estetik sonuçlar alabilmek için implant-dayanak bağlantı bölgesi çoğu zaman subgingival alanda tercih edilmektedir. Fakat bu durumlarda titanyum dayanakların kullanılması durumunda implant çevresi yumuşak dokuda grimsi ve mat yansımalar meydana gelebilmektedir (55). Bu sorunun çözümü için de seramik ve fiber ile güçlendirilmiş dayanaklar sunulmuştur (70).

Diş rengindeki seramik dayanaklar, 1993'ten beri estetik bölgede tek veya çok üyeli restorasyonlarda kullanılmaktadır. İlk üretilen tam seramik dayanakların içeriğinde yüksek miktarlarda alüminyum oksit bulunmaktadır (48). Zirkonyum oksit seramikler, yüksek eğilme dayanımına sahip olan oksit seramikler ile benzer değerlere sahiptir ve bu özellikleri sebebiyle implant ve dayanakların üretiminde kullanımı gündeme gelmiştir (71). Ancak metal dayanaklara göre daha düşük dayanıklılığa sahiptirler (72).

Zirkonya dayanaklarda görülen vida kırığı ve çatlak oluşumu gibi komplikasyonların nedeni olarak zirkonya ve titanyum materyallerinin sertlik değerleri arasındaki farklılık olduğu gösterilmiştir. Bu mekanik komplikasyonları önlemek için firmalar, implant-dayanak bağlantısının titanyum ile sağlandığı zirkonya dayanaklar geliştirmiştir. Bu dayanaklar hibrit dayanak ya da Ti-Base dayanaklar olarak isimlendirilir (73, 74). İmplant-dayanak bağlantısının titanyumdan üretilmiş olması, vidanın bu alanda sebep olacağı komplikasyon riskini engeller ve aynı zamanda estetik açıdan ideal yapıdadır (75). Ti-Base dayanaklar, en güncel dayanak tasarımlarından biridir. Özellikle estetik bölgelerde bu dayanaklar üzerine hazırlanan restorasyonlar ile tatmin edici sonuçlar alınmıştır (14, 15). Bu hibrit yapı, seramik restorasyonun estetiğini ve implant-dayanak birleşim bölgesinde metal-metal bağlantının getirmiş olduğu meknik avantajları birleştirmektedir (76). Ti-Base dayanaklar üzerine monolitik ya da tabakalı olarak üretilen restorasyonlar dayanağa ağız dışında simante edilir ve sonrasında implanta vidalanarak bağlantı sağlanır.

Geleneksel ya da dijital olarak transferi sağlanabilir (77). Ti-Base dayanaklar, implant-abutment bağlantısının üretici tarafından sağlanan hassasiyetle kullanıldığı, aynı protezde simanlı ve vidalı fiksasyon hibrit konseptine sahip prefabrike dayanaklardır (78) . Kişiselleştirilmiş restorasyonların dijital tasarımına ve frezelenmesine izin vererek ağız dışında simante edilmesini ve implanta vidalanmasını sağlar (79, 80). Ayrıca, şu anda en yaygın CAD/CAM sistemleri, Ti-Base dayanaklar üzerine hızlı protez üretimi için büyüyen bir veritabanı kitaplığına sahiptir (78). Çıkış profilinin özelleştirilmesi, maliyetin düşürülmesiyle zaman etkinliği, fazla simanın temizlenebilmesine izin veren hibrit retansiyon mekanizması bu dayanakların avantajları arasında sayılabilmektedir (79, 81).

Altın döküm dayanaklar geçmişte çok popüler olmasına rağmen gelişmiş özelliklerdeki stok dayanaklar ve CAD/CAM frezelenmiş dayanakların gelişimi ile kullanımları azalmıştır.

Günümüzde Polietereketon (PEEK), Polietereketon (PEKK), Hidroksiapatit ile güçlendirilmiş PEEK (HA-PEEK) ve fiberle güçlendirilmiş seramikler gibi materyaller dayanak üretiminde kullanılmaya başlanmıştır (82). PEEK ve PEKK, Polietereketon (PAEK) grubunun en üstün ve popüler polimerleri olup son yıllarda kullanılmaya başlanmış ve birçok araştırmaya da konu olan güncel dayanak materyallerdir (83).

PEEK materyali, organik elementler ve nemli ortamların etkilerine rağmen termal bozulmaya karşı yüksek dayanıklılığa sahiptir. Elastisite modülü 3.6 GPa, gerilme dayanımı ise 90-100 MPa'dır (13). PEEK materyali bu düşük elastisite modülü sayesinde çiğneme kuvvetlerini absorbe eder ve bunun sonucunda implantın çevresindeki dokulara kuvvet iletimi azaltılarak daha az kemik kaybının meydana gelmesi sağlanmaktadır. PEEK, implant, dayanak, iyileşme başlığı, altyapı ve üstyapı materyali olarak kullanılabilir (83).

İçerdiği fazlardan keton grubu sayesinde PEKK, daha yüksek erime noktasına ve şok absorpsiyon özelliğine sahip olmuştur. Sıkışma dayanımı (246MPa) dentinin sıkışma dayanımına (297MPa) yakın değerdedir. Kristalize veya amorf formda üretilmesi PEKK'in farklı alanlar için farklı sertlikte üretilmesine fırsat sağlamaktadır. Biyouyumluluğunun da yüksek olması sebebiyle titanyum implantlara alternatif olarak gösterilmektedir (83).

2.3.2. İmplant-Dayanak Bağlantı Tipleri

İmplant-dayanak bağlantısı, uzun dönem başarıyı sağlayan önemli bir faktördür (84). Yapılan çalışmalarda restorasyonlarda en çok görülen komplikasyonun vida gevşemesi ve kırılması olduğu bildirilmiştir. Bu komplikasyonları önlemek için çeşitli bağlantı tasarımları geliştirilmiştir (60).

İmplant-dayanak bağlantısının tipi, geleneksel olarak implantın koronal bölgesinin geometrisine göre sınıflandırılmaktadır. Bağlanma prensibine göre dayanakları internal ve eksternal bağlantı olarak iki gruba ayırabiliriz. Internal implant-dayanak bağlantısı, implantın iç geometrisine ve dayanaklara göre sınıflandırılabilir. Internal bağlantı çeşitleri olarak konikal, başa baş (butt joint, clearance fit), kombine bağlantı sayılabilir. Platform switching konseptinde dayanak çapı, implantın bağlantı bölgesindeki çapından dar olacak şekilde tasarlanmaktadır (85).

Dayanak-implant bağlantısı kurulduğunda, bu parçalar arasında mikro aralık oluşumu kaçınılmaz olmaktadır (86, 87). Dayanak ile implant arasındaki mikro aralıklar, mekanik dezavantaj ile birlikte mikrobiyal sızıntıya da sebep olabilmektedir (88). Bu alandaki mikrobiyal sızıntı implantın çevre dokularının enflamasyonuna, kemik kaybına ve daha da ilerisi olan implant kaybına neden olabilmektedir (42, 88).

Eksternal Bağlantı

Eksternal bağlantı tasarımına sahip olan implantlarda, dayanağın implant bağlantısını sağlayan parçası implant gövdesini dıştan sarmaktadır. Rotasyonel kuvvetleri önlemek için implantın dayanakla bağlantı bölgesi hegzagonal ya da oktagon geometriye sahiptir. Dayanakta bu alana denk gelen antagonist kısım da aynı şekilde hegzagonal ya da oktagon formda olup bu parçanın üzerine oturmaktadır (60, 89).

Eksternal bağlantı tasarımında sistemin en zayıf halkası dayanak vidasıdır. Diğer bir deyişle aşırı kuvvetler karşısında zarar gören ilk parça bu vidadır. Böylece, kemikte ya da restorasyonda oluşabilecek hasarın yerine daha kolay değiştirilebilen vidada hasar oluşumu sağlanmaktadır (90). Eksternal bağlantılı implantlardaki mekanik (lateral kuvvetlere karşı zayıf direnç ve mikrohareketlilik) ve biyolojik (mikrobiyal sızıntı) sıkıntılar yeni dayanak-implant bağlantı tasarımlarının geliştirilmesine sebep olmuştur (60).

İnternal Bağlantı

Tek diş eksikliği vakalarında implant tedavisinin artmasıyla birlikte eksternal bağlantılı implantlarda görülen vida gevşemesi ve kırılması gibi komplikasyonlarda da artış görülmeye başlanmıştır (91). Bu komplikasyonları azaltmak ve implant-dayanak bağlantısını daha stabil hale getirebilmek için internal bağlantı tasarımı geliştirilmiştir (84, 89, 92). Bu tasarımda dayanağı implanta bağlayan parça, implant gövdesinin içine yerleşmektedir. Bu bağlantı tasarımı geliştirilerek farklı aç ve şekillerde internal bağlantı tasarımları tanıtılmıştır. İnternal bağlantının, konikal, hekzagonal veya üçgensel formları mevcuttur (84, 92).

İnternal bağlantıda dayanak implant içerisindeki yuvaya yakın temasta yerleşmektedir. bu yakın temas mikro hareket ve vibrasyonun önlenmesinde etkili olur. İnternal bağlantı tasarımında, proteze gelen lateral kuvvetler bağlantı ara yüzeylerine dağıtılır ve bu sayede kuvvetlerin direkt vida üzerine gelmesi engellenir. Böylece korunmaya alınan daynak vidasında komplikasyon görülme riski azalmaktadır (91).

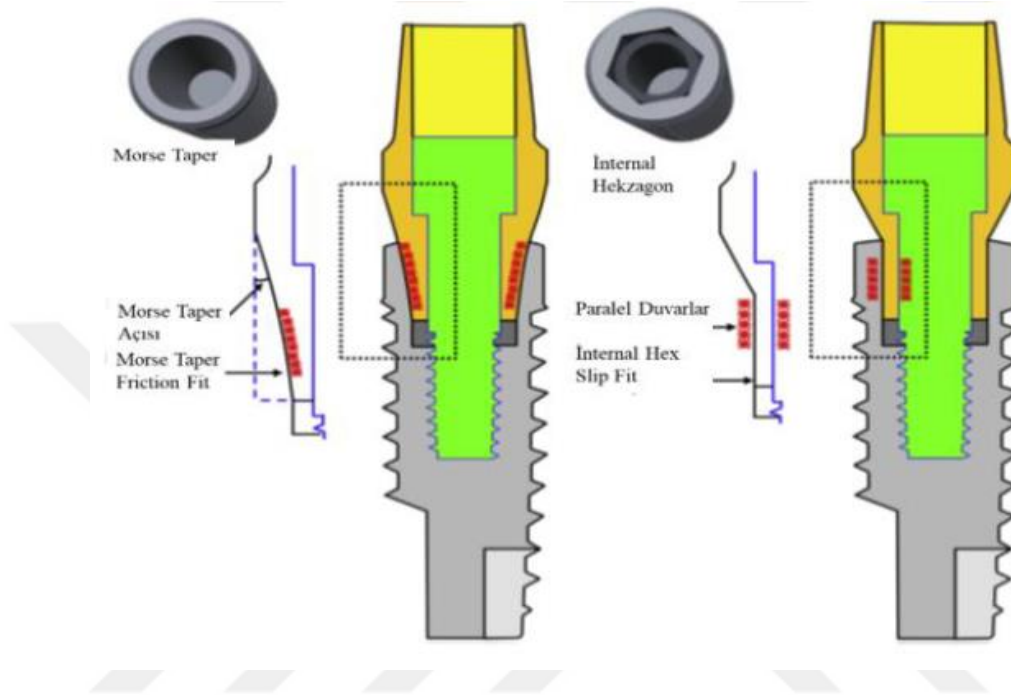
Günümüzde 20'den fazla implant-dayanak ara yüz şekli mevcuttur. Önceleri eksternal bağlantı tasarımları popülerken günümüzde internal bağlantı tasarımı neredeyse sektörün tamamına ulaşmış durumdadır (26).

İnternal Konikal Bağlantı: İmplant-dayanak bağlantısı birbirine paralel hazırlanan konik duvarların iç içe oturması ile sağlamaktadır. Konikal bağlantıda fiksasyon ve stabilite sadece vida tarafından sağlamamaktadır (65, 92). İmplant ve dayanak arasındaki sürtünmesel bağlantı ile yapının stabilitesinin arttığı bu sayede vida gevşemesi riskinin azalacağı bildirilmiştir (93).

İnternal Üçgensel Bağlantı: Bu tasarım butt joint bağlantıyı esas alır. İmplant-dayanak birleşimi diğer tasarımlara göre daha derindedir (60). Bağlantı derinliğinin artmasının; vida gevşemesi problemini azaltacağı ve daha iyi bir mikrobiyal sızdırmazlık sağlayacağı bildirilmiştir (94, 95).

İnternal Hekzagonal Bağlantı: bu tasarımda dayanak ile implant arası bağlantı yüzeyi genişletilerek dayanak stabilitesi artırılır. Bu sistemde, butt-joint (slip fit joint) ve friction-fit (morse taper) olmak üzere iki çeşit bağlantı tasarımı sayılabilir (60).

Morse taper bağlantıda konik ara yüz tasarımı bulunur ve sürtünme ile bağlantı sağlanır. Butt joint bağlantıda, dayanak ile implant arasında küçük bir boşluk bulunur ve pasif bir bağlantı tipidir.



Şekil 2.4. Morse taper ve butt join bağlantı tasarımlarının gösterimi (96).

Platform-Switching

Platform switching tasarımı, Lazzaro ve Porter tarafından 2006'da tanıtılmıştır (85). Bu konseptte, implant-dayanak bağlantı alanını marjinal kemikten uzaklaştıracak şekilde, implant platformundan daha dar çaplı dayanak kullanılarak peri implant kemik dokusunun rezorpsiyonunun önlenmesi amaçlanmaktadır (24). Bu sistemde konik şekilli dayanak uzantısı aynı şekilde implantın konik iç yuvasına oturur. Bu bağlantı tipinin implanta gelen yükleri apikal alana doğru dağıttığı, böylece de biyomekanik olarak daha avantajlı olduğu belirtilmiştir (97). Platform switching konseptinin kullanıldığı restorasyonların çevresindeki krestal kemikte stres dağılımının daha iyi olduğu gösterilmiştir (98).

Hex/Non-Hex (Engaged /Non-Engaged)

İnternal bağlantılı implantlar üzerine hex (H) veya non-hex (NH) dayanaklar kullanılabilir. H dayanaklar, implantın içine yerleşen antirotasyonel uzantıya sahipken NH dayanaklarda bu yapı bulunmamaktadır. Bu antirotasyonel yapı tek kronlarda rotasyonun önlenmesi için oldukça önemli bir yapıdır fakat SDP'lerde bu dönme hareketi daha az sorun yarattığından NH dayanaklar kullanılabilir. NH dayanaklar aynı zamanda daha yüksek implant açılanmalarına karşı daha toleranslı olmaları sebebiyle çok üniteli implant destekli vidalı SDP'ler için endikedir (5). Tek kronlar için H dayanaklar önerilir fakat implantlar birbirlerine paralele yakın konumlarda yerleştirildiğinde çok üniteli köprü restorasyonlarında da kullanımları mümkün olabilmektedir (3). Tipik olarak H dayanaklar kron restorasyonları için endike olmalarına rağmen; vida deliklerinin dar olması, NH dayanaklardaki daha geniş vida deliklerine kıyasla daha estetik olduğundan SDP'ler için de kullanılabilir. Ek olarak H dayanakların yüksekliği (5,5 mm) daha fazladır, bu da NH dayanaklara (3,5 mm) göre altyapı için daha iyi bir stabilite sağlar (1). H dayanakların yüksekliği NH dayanaklara kıyasla SDP'ler için de yararlı olsa da implantların istenilen açılarda yerleştirilemediği durumlarda H dayanaklardaki antirotasyonel yerleştirme kanalları çok üniteli restorasyonların yerleştirilmesine engel olabilmektedir. Böyle bir durumda H dayanaklardaki antirotasyonel uzantı, döner aletler yardımıyla ortadan kaldırılabilir (3). Bu uygulama peri-implant kemik dokuda daha fazla gerilim oluşmasına sebep olabilir. Fakat bu şekilde aşındırılan H dayanakların SDP'lerde NE dayanaklara kıyasla daha fazla gerilim oluşmasına neden olup olmadığıyla ilgili henüz bir kanıt bulunmamaktadır (1).

H dayanaklarda implant-dayanak stabilitesinin NH yapıya göre daha başarılı olduğu birçok çalışma ile ortaya konulmuştur. Bununla birlikte olası mikrosızıntı açısından mikro hareketliliğin de H dayanaklarda önemli ölçüde az olduğu gösterilmiştir (7).

Non-hex dayanaklarla ilgili uyarı, eksantrik kuvvetler uygulandığında dayanak vidaları ve implant-dayanak arayüzünde daha fazla stres rapor edilmiş olmasıdır. Hex veya non-hex dayanakların seçimi büyük ölçüde implant pozisyonlarına ve açılarna bağlıdır (3, 8, 9).

SDP'lerin stabilitesini artırmak için hex ve non-hex dayanaklar kombine olarak kullanılabilir (9, 10). Bu strateji, protezin oturması üzerinde olumlu bir etkiye sahip olabilir ve implant-dayanak bağlantısının uzun vadeli bütünlüğünü iyileştirebilir (5). Bununla birlikte, bu yaklaşımı destekleyen bilimsel kanıtlar eksiktir ve daha fazla klinik ve laboratuvar araştırmasına ihtiyaç vardır (11).

2.4. Titanyum

Titanyum, Reverend William Gregor tarafından 1970'te keşfedilmiştir (99). İlk kullanım alanı havacılık olan titanyum ilerleyen zamanlarda dental ve medikal alanlarda da geniş kullanım alanına yayılmıştır. Reaktif metal olması saf olarak elde edilmesini zorlaştırmaktadır.

Titanyum ve titanyum alaşımları, düşük elastisite modülü, yüksek korozyon direnci, neredeyse mükemmel biyolojik uyum ve nispeten düşük maliyete sahiptir (100). Yüzeyinde oluşan pasif oksit tabakası korozyona karşı dirençli olmasını sağlamaktadır (101). Aynı zamanda düşük yoğunluklu, yüksek kırılma dayanımına sahip ve çatlak yayılımına karşı da dirençlidir. Bu özelliklerin tümünü yüksek sıcaklıklarda da koruması titanyumun sıklıkla tercih edilmesinin nedenidir (102). Biyouyumluluğu mükemmel olduğundan alerjik reaksiyona neden olmamaktadır (103).

Titanyum alaşımları, saf titanyuma çeşitli elementlerin ilavesiyle elde edilmektedir. Titanyuma ilave edilen elementler α ve β dengeleyicileri olarak iki gruba ayrılır. α dengeleyicileri grubunda, yüksek sıcaklıklarda iyi performans gösteren Alüminyum (Al), Galyum (Ga), Kalay (Sn) ve Zirkonyum (Zr) gibi elementler bulunmaktadır. β dengeleyicileri grubundaki Tantal (Ta), Niyobyum (Nb), Molibden (Mo), Vanadyum (V) ve Krom (Cr) gibi elementler ise faz dönüşüm sıcaklığını düşürmektedirler. Ayrıca kimyasal ve mekanik özelliklerin iyileştirilmesi ve işlenebilirliğin artırılması amacıyla titanyuma Bakır (Cu), Demir (Fe), Nikel (Ni), Bor (B) ve Silisyum (Si) da eklenmektedir (102).

Uluslararası Amerikan Test ve Materyaller Topluluğu tarafından titanyum sınıf 1'den sınıf 5'e kadar sınıflandırılmıştır. %4 Vanadyum ve %6 Alüminyum içeren sınıf 5 titanyum dışındakiler ticari saf titanyumdur. Sınıf 1 titanyum, oda sıcaklığında en yüksek eğilebilirlik özelliğine, aynı zamanda da en düşük dirence sahip, alaşım

içermeyen titanyum sınıfları içinde en saf titanyumdur. Sınıf 2 titanyum ise implant uygulamalarında en çok tercih edilen ticari saf titanyumdur. Sınıf 4 titanyum ise tüm ticari saf titanyum grupları arasında en yüksek dirence sahip olan gruptur (104). Pratikte ilk kullanılan ve en sık tercih edilen titanyum alaşımı Sınıf 5 titanyum alaşımıdır (Ti-6Al-4V). Sıklıkla tercih edilmesinin nedenleri olarak esnekliği, işlenebilirliği, yüksek ısı direnci, dayanımı ve biyouyumluluğu sayılabilmektedir. Son yapılan çalışmalarda Vanadyum'un sitotoksik özellikleri nedeniyle bunun yerine Niyobyum ilavesiyle elde edilen Ti-6Al-7Nb alaşımı popülerlik kazanmıştır (102).

Titanyum; biyouyumluluğu, yüksek korozyon direnci, düşük yoğunluk ve moleküler ağırlığı ve yüksek gerilme dayanımı özellikleri sebebiyle dayanak üretiminde en çok kullanılan metal alaşımdır (12). Titanyum dayanaklar, üstün fiziksel özellikleri nedeniyle posterior implantlarda ilk tercih olarak karşımıza çıkmaktadır. Titanyum dayanaklar prefabrike stok ya da CAD/CAM frezelenmiş kişiye özel dayanaklar olarak kullanılabilir (13).

Tüm bu olumlu özelliklerinin yanında, titanyumun elastik modül değeri (110 GPa), kompakt kemiğe (15GPa) kıyasla çok yüksektir (105, 106). Kemik ve implant arasındaki elastik modül değer farkının bu derece yüksek olması, yükleme sırasında kemik-implant arayüzünde stres oluşumu ve buna bağlı olarak da kemik rezorpsiyonuna sebep olabilmektedir (106). Aynı zamanda titanyum materyallerinden kaynaklanan alerji veya metal hipersensitivitesi, yüzey bozulması ile birlikte periimplantitise sebep olan kontaminasyon ve radyasyon saçılması gibi bazı sorunlar da görülebilmektedir (107).

İnce biyotipli ve periimplant mukozada çekilme oluşan hastalarda titanyum implant ve dayanaklar, çevre yumuşak dokuların altında gri yansımalarla neden olabilmektedir. Bu da estetik beklentinin yüksek olduğu durumlarda titanyumun kullanımını sınırlandırmaktadır (108).

2.5. Zirkonya

Zirkonya, diğer adıyla zirkonyum oksitin ana bileşeni zirkonyum elementidir. Gri-beyaz renkte bir metal olan zirkonyum, doğada serbest metal olarak değil zirkonyum mineralleri olarak bulunmaktadır. Zirkonyum oksit (ZrO_2) ve zirkonyum silikat ($ZrSiO_4$) en yaygın bulunan zirkonyum mineralleridir. Zirkonyum dioksit,

‘zirkonya’ ya da keşfini gerçekleştiren Joseph Baddeley’in adından gelen ‘baddeleyit’ olarak da adlandırılmaktadır (109-111).

Son yıllarda, ZrO_2 esaslı seramiklerin biyouyumluluğu, yüksek mekanik dayanıklılığı ve aşınma direnci gibi üstün özellikleri diş hekimliğinde kullanımını önemli ölçüde arttırmıştır (112, 113). Hava veya solüsyonlar ile teması halinde zirkonyanın yüzeyinde hızlı bir şekilde oksit tabakası oluşturmaktadır; bu oksit tabakası da zirkonyayı korozyona karşı dirençli hale getirmektedir (114, 115).

Zirkonya, dayanıklı yapıda olması ve paslanmaz çeliğe yakın mekanik özellikleri sebebiyle 'seramik çelik' olarak da bilinmektedir. Sıkıştırma kuvvetlerine karşı yaklaşık 2000 MPa, çekme kuvvetlerine karşı ise 900-1200 MPa aralığında dayanıma sahiptir (114). Zirkonyanın elastik modül değeri ise yaklaşık 200 MPa'dır (109-111). Yapılan in vitro ve in vivo çalışmalarda zirkonyanın kimyasal olarak stabil ve non-alerjenik olduğu bildirilmiştir (116). Metal ile benzer radyoopasiteye sahiptir (117).

Zirkonya, monoklinik (m), kübik (c) ve tetragonal (t) olmak üzere 3 formda bulunan bir polimorftur. Saf zirkonya oda sıcaklığında monoklinik fazda bulunur. 1170 °C'ye kadar monoklinik fazda, 1170-2370 °C aralığında tetragonal fazda ve 2370 °C'nin üzerindeki sıcaklıklarda kübik faza değişim gerçekleşmektedir (114, 118). Fırınlama sırasında monoklinik fazdan tetragonal faza bir dönüşüm gerçekleşmektedir (111). Soğuma aşamasında meydana gelen tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüm sırasında %3-5 oranında bir hacim artışı gerçekleşir. Bu hacim artışı zirkonyanın mekanik dayanımına katkı sağlamaktadır (119). Tetragonal fazdan monoklinik faza geçiş sırasında meydana gelen hacim artışı sonucunda yapıdaki çatlakların uç kısımlarında baskı gerilimleri olur ve bu sayede çatlakların materyal içerisinde ilerlemesi engellenerek materyalin dayanımı artmış olur. Bu olaya ‘dönüşüm tokluğu’ denir (114, 120, 121). Hacim artışının kontrolü ve kırık oluşumunun engellenmesi için zirkonya içerisine kalsiyum, magnezyum, alüminyum, seryum ve itriyum gibi metal oksitler eklenmektedir (111, 114). Oda sıcaklığında tetragonal faz stabilizasyonu için itriyum ilavesiyle yarı stabilize zirkonya elde edilir (114, 122).

Geleneksel dental zirkonya, %3 mol itriyum gibi düşük oranda stabilizatör içeren tetragonal kristallerden oluşmaktadır. Bu zirkonya çok yüksek dirence ve düşük

translusensiye sahiptir (113). Translusensiye arttırmak amacıyla itriyum konsantrasyonu yükselttilerek %4 ya da %5 mol itriyum içerikli yarı stabilize zirkonyalar üretilmeye başlanmıştır. Zirkonyanın fiziksel ve mekanik özellikleri içeriğindeki itriyum mol miktarından etkilenmektedir. En yüksek translusensi değerine sahip olan 5Y-PSZ zirkonyanın yapısı tamamen kübik fazdan oluşur. Bu zirkonyalarda dönüşüm tokluğu özelliği olmadığından dolayı dayanıklılığı daha düşüktür. Bu sebeple anterior alanda tek üye kron ya da kısa köprü restorasyonlarında kullanımı tavsiye edilmektedir. Posterior alanlarda olduğu gibi stresin yüksek olduğu bölgelerde 5Y-PSZ zirkonyalar kullanılamaz, onun yerine bu alanlarda 3Y-TZP zirkonyalar tercih edilebilmektedir. 3Y-TZP zirkonyaların kırılma ve eğilme dirençleri oldukça yüksektir, fakat bu zirkonyaların da translusensi değeri düşüktür (123, 124).

2.5.1. Monolitik Zirkonya

Monolitik zirkonya restorasyonlar, veneer seramik içermeyen tamamen zirkonyadan oluşan restorasyonlardır (125). Transludent zirkonyanın geliştirilmesiyle veneer materyali olmadan monolitik restorasyonların üretimi sağlanmıştır (126).

Monolitik restorasyonlar özellikle fazla miktarda kuvvete maruz kalan posterior bölgelerde kullanım için ortaya çıkmıştır. Monolitik restorasyonlarda amaç, zirkonya altyapılı restorasyonlarda sıklıkla karşılaşılan porselen atmasının (chipping) önlenmesidir. Okluzal mesafenin yetersiz olduğu ya da parafonksiyon alışkanlıklarının varlığında monolitik zirkonya restorasyonlarının kullanılabileceği yapılan araştırmalar sonucunda bildirilmiştir (127). Çalışmalar sonucunda monolitik zirkonya restorasyonların 0,5 mm kadar az bir okluzal mesafede bile yeterli dayanım gösterdiği bulunmuştur (127, 128). CAD/CAM sistemleriyle homojen materyalden üretildiği için defekt miktarı minimumdur. Yüksek uyum ve minimum okluzal uyumlama gereksinimi monolitik zirkonya restorasyonların diğer avantajları arasındadır (129, 130).

Monolitik zirkonya restorasyonlarının diğer materyallerle karşılaştırıldığında karşıt diş yüzeyinde daha az aşınmaya neden olduğu bildirilmiştir (131). Aynı zamanda monolitik zirkonyanın, altyapılı zirkonya, monolitik ve altyapılı lityum silikat, monolitik feldspatik seramik, metal-seramiklere kıyasla eğilme ve kırılma dayanımlarının daha yüksek olduğu çeşitli araştırmalarla ortaya konmuştur (132, 133).

2.5.2. Zirkonya Restorasyonların Adezyonu

Silika bazlı seramiler, asitle pürüzlendirildikten sonra silan uygulanarak yeterli ve kuvvetli bağlantıya sahip olurken; silika içermeyen Y-TZP bazlı restorasyonlarda materyalin yapısı ve kimyasal içeriği nedeniyle bu yöntem başarılı olmamaktadır (134). Zirkonya yüzeyinin rezin siman ile bağlantısını güçlendirmek amacıyla ‘tribokimyasal silika kaplama’ yöntemi geliştirilmiştir. Bu yöntemde zirkonya yüzeyine ince tabaka şeklinde camsı silika kaplanıp ardından silan uygulaması yapılmaktadır. Tribokimyasal silika kaplama yöntemiyle elde edilen bağlantı değerlerinin sadece kumlama yapılan yönetime kıyasla daha yüksek olduğu yapılan çalışmalarla ortaya konmuştur. Zirkonya restorasyonların simantasyonunda; tribokimyasal silika kaplama, ardından silan uygulaması ve son olarak da 10-metakriloloksidesil dihidrojen fosfat (MDP) içerikli bir rezin siman kullanımının restorasyon dayanımını maksimum düzeye çıkarttığı ve bu sebeple en başarılı yöntem olduğu bildirilmiştir (116, 134).

2.6. Sonlu Elemanlar Stres Analizi

Diş hekimliği pratiğinde kullanılan materyallerin mekanik dayanımlarının iyileştirilmesi ve dental yapılarda oluşan stresin tespit edilmesi amacıyla analizinin yapılması son yıllarda önem kazanmıştır (135).

Günümüzde kullanılan farklı stres analiz yöntemleri mevcuttur;

- Sonlu Elemanlar Stres Analizi (SEA)
- Gerilim Ölçer Stres Analizi
- Termografik Kuvvet Analizi
- Kırılgan Vernik Kaplama ile Stres Analizi
- Radyotelemetri ile Kuvvet Analizi
- Fotoelastik Stres Analizi
- Holografik İnterferometre ile Kuvvet Analizi (136, 137).

SEA yönteminin fotoelastik ve diğer yöntemlere göre daha avantajlı olduğu birçok araştırmacı tarafından bildirilmiştir (138). Diş hekimliği alanında ilk SEA çalışması Ledley ve Huang’ın 1968’de yaptığı çalışmadır (139). Daha sonrasında Farah ve arkadaşlarının yaptığı çalışma ile de SEA yöntemi diş hekimliği alanında kullanılmaya başlanmıştır (136).

SEA yönteminin temeli, çözümü karmaşık ve uzun olan problemlere eş değer fakat kolay çözümlenebilir hale getirilmiş olan problemlerin çözümüne gidilmesi ile mevcut problemin daha basit ve kısa zamanda çözümlenmesi fikrine dayanmaktadır (139).

SEA yöntemi ile mevcut biyomekanik problemler, dijital ortamda tasarlanan modellerde küçük parçalara ayrılarak yapılarıdaki gerilme ve stresler hesaplanmaktadır. SEA yöntemi ile incelenen yapıların eğilme, bükülme, kırılma, gerilme, titreşim, yer değişimi, bağlanma dayanımları ve elastik deformasyonları sayısal olarak hesaplanabilmektedir (140).

SEA yönteminde, incelenecek canlı veya cansız yapılar dijital ortama aktararak gerçeğe en yakın şekilde modelleme yapılır. Modeller, matematiksel olarak anlamlı olan daha basit geometrik parçalara yani elemanlara ayrılır. Bu elemanlar düğümler ile birbirlerine bağlı olup farklı geometrik şekillerde olabilir. Bir elemandaki fiziksel değişiklik diğer elemanlara düğümler aracılığıyla iletilmektedir. Sonuç olarak boyutları belirlenmiş olan bir modelde, yazılım programları ile belirlenen yön, şiddet ve alandaki yüklemeye bağlı olarak yapıda oluşan gerilim (stress), gerinim (strain) ve yer değişimleri (deplasman) ölçülebilmektedir. Kuvvet dağılımı hesaplanırken, her eleman için ayrı ayrı hesaplama yapılacağından, eleman sayısı artırılarak daha hassas bir analiz yapılabilir (27).

Modelin elemanlara ayrılma işlemi ‘mesh generation’ ya da ‘ağ yapısı oluşturulması’ olarak bilinmektedir. Ana modelin, boyut ve geometrisine uygun olarak küçük elemanlara bölünmüş hali de ‘matematiksel model’ olarak adlandırılmaktadır (141, 142).

Doğru sonuçlara ulaşabilmek için eleman boyutları olabildiğince küçük olmalıdır. Ancak hesaplamanın yapılabilmesi için de eleman sayısı optimum büyüklükte olmalıdır. Sonuçların bölgeler arasında hızlı bir değişim göstereceği modellerde, elemanların çok sayıda ve küçük boyutta olması avantaj oluşturur.

SEA yöntemi için çok sayıda farklı yazılım programları kullanılmakla birlikte; Ansys, Comsol, Femtools, Fempro, Solidworks ve I-Deas dış hekimliğinde en sık kullanılan programlar olarak söylenebilir (137). Matematiksel hesaplamalar sonucunda yapıdaki stres değerleri elde edilmektedir. Elde edilen değerlerin varyansı bulunmadığından istatistiksel analizleri yapılamamaktadır. SEA yönteminde yapıda

meydana gelen stresin elde edilen sayısal değerleri tam olarak doğru olmasa bile hangi bölgelerde ne yoğunlukta olduğu konusunda bizlere fikir vermektedir (140).

2.6.1. Sonlu Elemanlar Stres Analizi ile İlgili Kavramlar

Kuvvet: Bir cismi durduran ya da hareket ettiren, cismin yönünü ya da şeklini değiştiren etkidir. Birimi Newton (N)'dur. Üç tür kuvvet bulunmaktadır: baskı (sıkıştırma), çekme (gerilme) ve kayma (makaslama). Baskı kuvvetlerinin uygulanmasıyla cismin partikülleri bir araya gelmeye zorlanmaktadır. Çekme kuvvetlerinde ise bunun tam tersi olur ve partiküller birbirinden uzaklaştırılır. Makaslama kuvvetleri ile de cismin partiküllerinin birbirleri üzerinde kaymalarına neden olur (143).

Stres (Gerilme): Bir cisme kuvvet uygulandığında bu kuvvet karşısında cisim üzerinde de bir direnç gelişir. Kuvvet karşısında birim alanda meydana gelen direnç stres denir. Stres, uygulanan kuvvetle aynı şiddette fakat kuvvete zıt yöndedir (23). Stresin büyüklüğü, gelen kuvvet miktarı ve kuvvetin dağıldığı alanın boyutuna göre değişmektedir (24).

Kuvvet uygulaması sonucunda üç çeşit stres meydana gelmektedir: sıkışma, çekme (gerilme) ve makaslama stresi. Aynı doğrultuda ancak farklı yönlerde uygulanan iki kuvvetin etkisi sonucunda 'sıkışma stresi' oluşur. Aynı doğrultuda fakat ters yönlerden uygulanan iki kuvvetin etkisiyle 'çekme stresi' oluşur, bu da cismin bir bölümünü diğer tarafa kaymaya zorlar. Kesme ya da 'makaslama gerilmesi' ise farklı düzlemlerde, ters yönde ve birbirine paralel iki kuvvetin etkisi sonucu oluşan gerilme tipidir. Kuvvetler uygulandıkları bölgede cismi zıt yönde kaymaya zorlar.

Kortikal kemik sıkışma streslerine karşı en iyi toleransı gösterir, bu sebeple de implant-kemik arayüzünün oluşumunda pozitif etki göstermektedir. Makaslama ve çekme stresleri ise implant-kemik bağlantısına negatif etkisi göstermektedir (24).

Gerinim (Strain): Kuvvet uygulanan bir cisimde birim uzunluktaki değişim şeklinde, elastik ya da plastik deformasyon olarak tanımlanmaktadır. Cisimde meydana gelen uzunluk değişiminin, cismin ilk uzunluğuna oranıdır, herhangi bir ölçü birimi yoktur. Cisme bir kuvvet uygulandığında gerilim ile birlikte cisimde gerinim de meydana gelmektedir (135).

Stres ve strain tamamen farklı kavramlardır, stres yönü ve büyüklüğü olan bir kuvvet iken, strain sadece bir büyüklüktür.(99)

Elastisite (Young's) Modülü: Gerilimin gerinime oranı yani stres/strain olup malzemenin sertliğinin ölçüsüdür ve birimi GPa'dır. Kg/cm² cinsinden ölçülür, her materyal kendine özgü bir elastisite modülüne sahiptir. Elastisite modülünün artması cismin sertliği ya da katılığının da artması demektir. Böylece yüksek elastisite modülüne sahip cisimler düşük değerli materyallere kıyasla daha az deformasyona uğramaktadır (135).

Poisson oranı: Çekme tipi kuvvetlerin uygulanması sırasında, elastik sınırlar içinde kuvvete dik yöndeki gerinimin kuvvetle aynı yöndeki gerinime oranıdır. Poisson oranı tüm maddeler için 0-0,5 arasında değişkenlik gösterir ve her cisim kendine özgü bir değere sahiptir. Gerilen lastiğin boyu uzarken eninin daralması örnek olarak verilebilir (135).

İzotropi, Anizotropi: Üç eksen yönünde, aynı elastik özelliklere sahip malzemeler 'izotropik', farklı özelliklere sahip olanlar ise 'anizotropik' olarak isimlendirilmektedir. İzotrop malzemeler, farklı doğrultularda kuvvet uygulanması sırasında meydana gelen streslerde sabit elastik modülüne sahipken anizotrop malzemeler farklı elastik modül değerine sahiptirler (144).

2.6.2. Sonlu elemanlar stres analizinin uygulanması

Uygulama temelde 3 basamakta gerçekleşmektedir:

1. **Pre-processing:** Model elde edilme aşamasıdır. Bilgisayar programlarının aracılığıyla, incelenecek yapı uygun boyut ve geometriye sahip elemanlara ayrılarak matematiksel model oluşturulur (27, 145).
2. **Analiz:** Verilerin yazılım programına yüklendiği aşamadır. Oluşturulan modeldeki elemanların mekanik özellikleri ve yükleme koşulları belirlenmelidir. Mekanik özellikler için poisson oranları ve elastisite modülü kullanılır. Yükleme koşulları için uygulanacak kuvvetin yönü, şiddeti ve uygulama açısı belirlenir. Kuvvet uygulanması sonucu sağlanan veriler depolanır.
3. **Post-processing:** Analizin çözümleme aşamasıdır. Bir önceki aşamda elde edilen tüm veriler, grafik ve tablolar halindeki sayısal ve teorik değerler

şeklinde olduğundan bu haliyle yorumlanması oldukça zordur. Son aşamada modellerin yükleme koşulları altında şekilsel defleksiyonu, stres dağılımları ve daha farklı verilerle ilgili görüntüler elde edilir (145, 146).

Yükleme sonucunda oluşan stresler, normal (sıkışma ve gerilme stresleri) ve makaslama stresleri olarak iki gruba ayrılır. Üç boyutlu elemanlarda oluşan maksimum stres değeri, tüm makaslama stres bileşenlerinin sıfır olduğu durumda meydana gelir. Bu streslere de “Principal Stress” denir ve 3 türü vardır (27, 147):

1. Maximum Principal Stress (σ_1): gerilme stresinin en yüksek değerini verir ve pozitif bir değerdir.
2. Intermediate Principal Stress (σ_2): ara değerleri verir.
3. Minimum Principal Stress: (σ_3): sıkışma stresinin en yüksek değerinin ifadesidir ve negatif değerlerdir.

Principal stres değerleri, kırılma materyaller (örneğin kemik) için kullanılır. Maksimum principal stres, en yüksek çekme dayanımına eşit ya da büyük olduğunda veya minimum principal streslerin mutlak değeri de en yüksek basma dayanımına eşit ya da büyük olduğunda başarısızlık meydana gelir. Maksimum principal stresler pozitif, minimum principal stresler ise negatif değerlerle ifade edilmektedir. Hangi stres tipinin etkili olduğunu tespit etmek için maksimum ve minimum principle streslerin mutlak değerlerine bakılır ve hangisi daha büyük değere sahipse etkili olan stres tipi odur (23).

SEA ile elde edilen diğer bir veri de Von Mises Stres değerleridir. Bu değer, çekilebilir materyallerin (örneğin titanyum), çekme dayanımını belirlemek için kullanılan ve deformasyonun başlangıcı olarak tanımlanabilen bir terimdir (135).

SEA yönteminin uygulama adımları özetle şu şekildedir (137, 139):

1. İncelenecek olan yapının BT ya da MRI görüntüsü kullanılarak 2 ya da 3 boyutlu dijital model hazırlanır.
2. Elde edilen model elemanlara bölünür ve bu elemanların birleşim yerleri de düğüm noktası olarak isimlendirilir. Kuvvet uygulaması modelde bu düğüm noktaları üzerinden yapılmaktadır.
3. Modelin poisson oranı, elastik modülü ve linear, izotropik, ortotropik gibi özellikler belirlenir ve bilgiler sisteme girilir.

4. Model için sınır koşullarına göre cisim sabitlenir. Sonrasında yükleme koşulları belirlenir.
5. Ağ yapısı elde edilir ve tüm model elemanlar bazında değerlendirilir.
6. Her elemandan alınan sonuç verileri toplanarak hangi stres tipi ya da yer değiştirme değerinin yapıda hakim olduğu belirlenir.
7. Sonuçların değerlendirilmesi aşamasında kemik gibi kırılğan malzemeler için principal stresler, titanyum gibi çekilebilir malzemeler için ise Von Mises stres değerleri kullanılır.
8. Stres değerleri ve tüm değişkenlerin hesaplanmasının ardından modeldeki değişimlerin yorumlanmasını kolaylaştırmak amacıyla kontür diyagramları elde edilir.

2.6.3. Sonlu elemanlar stres analizinin avantajları

SEA yöntemi ile karmaşık yapılar istenen malzemenin özelliklerine uygun olarak dijital ortamda gerçekçi bir şekilde modellenebilmektedir. Üretilen modelin geometrisi, yükleme koşulları ya da materyal özellikleri kolaylıkla değiştirilebilmekte ve bu sırada deneysel yöntemlerde olduğu gibi işçilik ve maliyet kayıpları olmamaktadır. Ek olarak, gerçek malzemelerde oluşan streslerin dağılım ve lokasyonunun tespiti zorken bu yöntemde bilgisayar ortamında çok daha hassas, kolay ve hızlı sonuçlar alınmaktadır (137, 139, 148). Canlı yapılar üzerinde gerçekleştirilemeyen deneylerin simule edilebilmesi yöntemin en önemli avantajı olarak söylenebilir (149).

2.6.4. Sonlu elemanlar stres analizinin dezavantajları

Tüm analizin araştırmacı ve yazılım personeline bağlı olarak yürütülmesi nedeniyle SEA hatalı sonuçlara açıktır. Yazılım personelinin hatalı modelleme yapması ya da araştırmacının verileri yanlış belirlemesi sonuçların yanlış elde edilmesine neden olur. Bunun yanı sıra sonuçların yorumlanması da zordur ve bu konuda yeterli bilgiye sahip olmak gerekmektedir (137). Matematiksel model gerekliliği, üst düzey teknolojiye sahip bilgisayarlar gerektirmesi ve malzeme parametreleri ile ilgili varsayım yapma gereksimi bu yöntemin diğer dezavantajları arasında sayılabilmektedir (149).

Literatürde implant-dayanak bağlantı tasarımlarıyla ilgili yapılan çalışmalarda genellikle eksternal hekzagonal, internal hekzagonal ve internal konikal bağlantı tasarımlarının karşılaştırılması yapılmıştır. Üst çene ön bölgede çok üniteli implant üstü restorasyonlarda hex ve non-hex dayanaklar kullanılmasının implant sistemi ve çevre kemik dokuda oluşan stresler üzerindeki etkisi ile ilgili literatürde yeterli bilgi yoktur.

Bu çalışmanın amacı, implant üstü çok üniteli monolitik zirkon köprülerde hex ve non-hex dayanakların farklı kombinasyonlar ile kullanıldığı durumlarda implant, dayanak ve kemikte oluşan streslerin değerlendirilmesidir. Çalışmanın sıfır hipotezi; kemikte ve implant sisteminde meydana gelen stresler üzerinde hex ve non-hex dayanaklar benzer bir etkiye sahiptir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ve Tinus Technologies iş birliğiyle gerçekleştirilmiştir.

Üç boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve matematiksel anlamda uygun katı ağ yapısına dönüştürülmesi, üç boyutlu sonlu elemanlar analizi modellerinin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi; 2.40 GHz saat hızında INTEL Xeon E-2286 işlemcili, 64 GB ECC belleğe sahip bilgisayarda gerçekleştirilmiştir.

Tomografi verisinden maksilla .stl modelin elde edilmesi 3DSlicer yazılımında yapılmıştır. Üç boyutlu modellemede evrensel değerdeki .stl formatı ile modellerdeki düğüm noktalarının koordinat verileri korunduğundan, başka bir programa aktarım sırasında veri kaybı oluşma riski bulunmamaktadır. Tersine mühendislik ve üç boyutlu CAD faaliyetleri ALTAIR Evolve yazılımı, katı modellerin analiz ortamına uygun hale getirilmesi ve optimize ağ örgüsünün oluşturulması faaliyetleri ALTAIR Hypermesh yazılımı ile gerçekleştirilmiştir; oluşturulan sonlu elemanlar modellerinin çözümü için Nastran tabanlı ALTAIR Optistruct (ALTAIR, Troy, MI, USA) implicit çözücüsü kullanılmıştır.

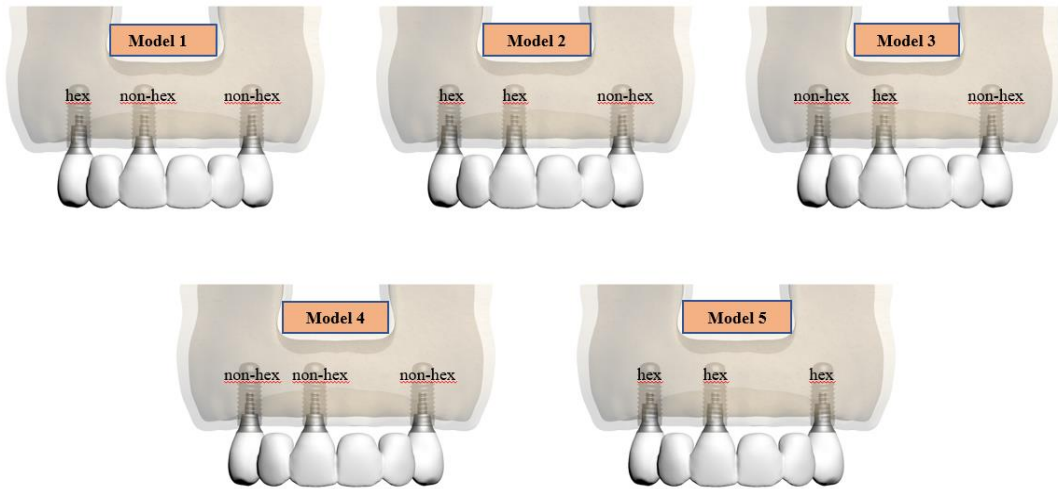
3.1. Çalışma Modellerinin Oluşturulması

Bu çalışma için, anterior maksillada 13, 11 ve 23 numaralı dişler bölgesine 3 adet implant (4.1 x 10mm, Straumann AG, Basel, Switzerland) birbirine paralel yerleştirilecek şekilde tasarlanmıştır. Hex ve Non-hex dayanaklar (GH: 1mm, AH: 3,5mm, Straumann Variobase) ve bağlantı vidası katalog verilerine göre tasarlanmıştır. Dayanağın dış yüzeyi referans alınarak 50 mikron (0,05 mm) kalınlığında siman modellenmiştir. Üst yapı modelleme aşamasında uygun anatomik diş tasarımı için Wheeler atlas (150) verilerinden faydalanılmıştır. Santral, lateral ve kanin dişlerin yükseklikleri 10 mm olacak şekilde tasarlanarak 6 üyeli tek parça, translucent monolitik zirkonya üst yapı modeli oluşturulmuştur (Şekil 3.1).



Şekil 3.1. Çalışma modellerinin oluşturulması sırasında kullanılan materyal modellemeleri.

Çalışmada hex ve non-hex dayanakların farklı konum kombinasyonlarında kullanıldığı toplam 5 adet model oluşturulmuştur. Modeller Şekil 3.2’de gösterilmiş ve Tablo 3.1’de özetlenmiştir.



Şekil 3.2. Oluşturulan çalışma modellerinde dayanak konum kombinasyonlarının görselleri.

Tablo 3.1. Oluşturulan çalışma modellerinde implant konumlarına göre dayanak tiplerinin yerleşimleri.

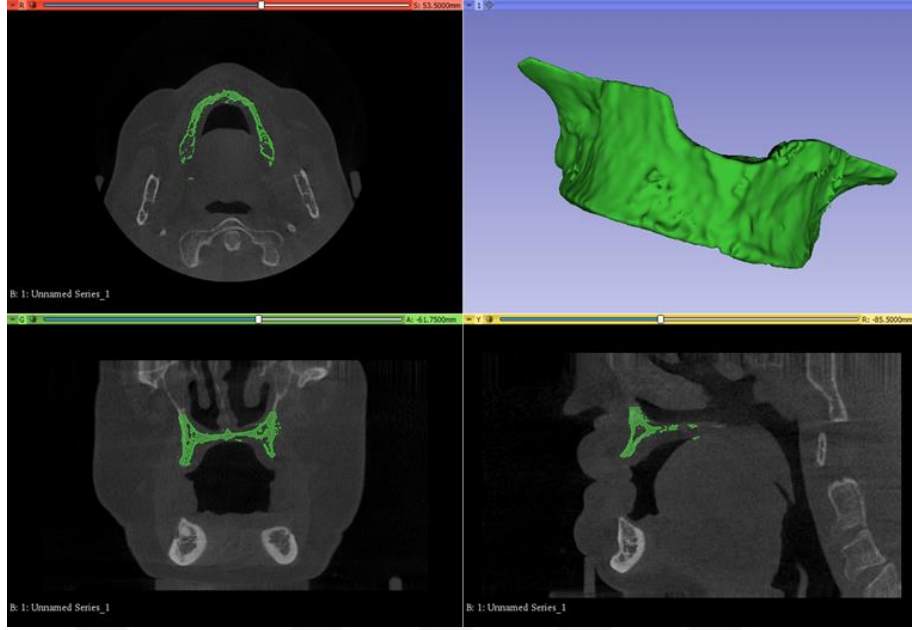
	13	11	23
Model 1	Hex	Non-hex	Non-hex
Model 2	Hex	Hex	Non-hex
Model 3	Non-hex	Hex	Non-hex
Model 4	Non-hex	Non-hex	Non-hex
Model 5	Hex	Hex	Hex

3.2. Kortikal ve Trabeküler Kemiğin Modellenmesi

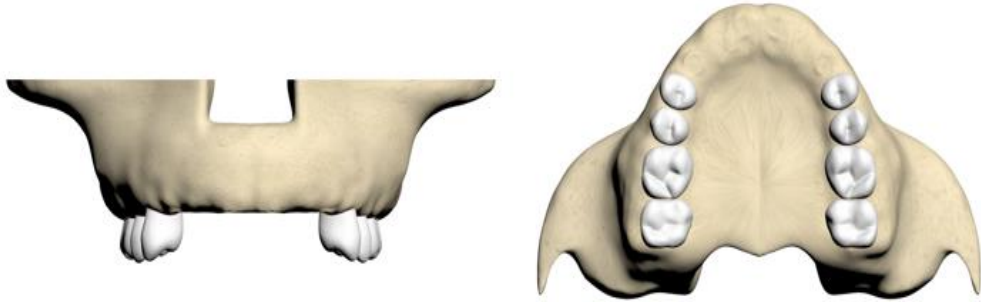
Çalışmada kullanılacak olan maksiller kemik modelinin oluşturulmasında Visible Human Project (The National Library of Medicine; FACT SHEETS Office of Communications and Public Liaison National Library of Medicine, Maryland, ABD) açık kaynak verisi kullanılmıştır (Şekil 3.3). DICOM formatındaki CT verisi 3DSlicer yazılımında uygun Hounsfield değerlerine göre ayrıştırılarak, segmentasyon işlemi ile üç boyutlu modele dönüştürülmüştür. Model .stl formatında dışa aktarılmıştır.

Üç boyutlu model ALTAIR Evolve yazılımına aktarılmıştır ve burada maksilla kortikal kemik modeline 1.5 mm offset verilerek 1.5 mm kalınlığında kortikal kemik oluşturuldu (Şekil 3.4). Kalınlığı ayarlanan üç boyutlu maksilla kortikal kemiğinin iç yüzeyi referans alınarak trabeküler kemik elde edilmiştir.

Hazırlanan tüm modeller ALTAIR Evolve yazılımında 3 boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirilip modelleme işlemi tamamlanmıştır.



Şekil 3.3. Visible Human Project açık kaynak verisinden sağlanan tomografi görüntüleri.

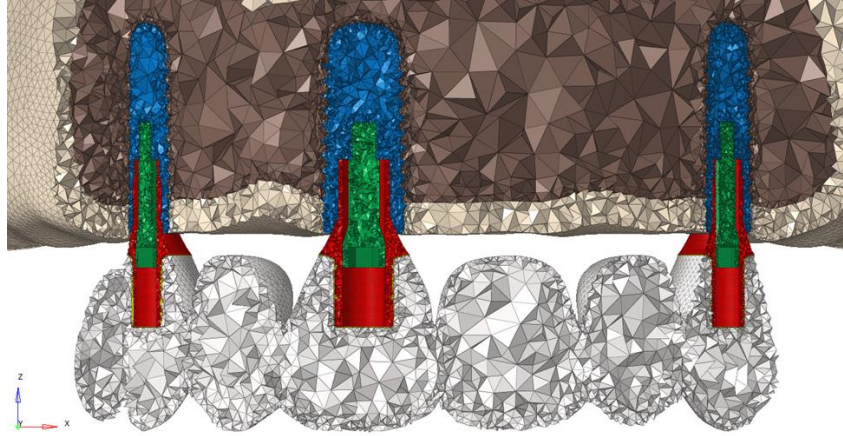


Şekil 3.4. Maksilla anterior bölgede dişsizlik olgusu taklit edilerek oluşturulan kemik modeli.

3.3. Ağ Yapısının Oluşturulması ve Matematiksel Modellerin Eldesi

Matematiksel modeller, geometrik modellerin mesh adı verilen basit ve küçük parçalara bölünmesiyle oluşmaktadır. ALTAIR Evolve yazılımında modelleme işlemi tamamlandıktan sonra modeller ALTAIR Hypermesh yazılımıyla matematiksel olarak oluşturulup analize hazır hale getirilmiştir (Şekil 3.5).

Analizlerin yapılabilmesi için, ALTAIR Hypermesh yazılımında hazırlanan modeller .fem formatında ALTAIR Optistruct analiz programına aktarılmıştır.



Şekil 3.5. Oluşturulan matematiksel model.

Oluşturulan matematiksel modellerde analizlerin yapılabilmesi ve doğru sonuçların elde edilebilmesi için, modeli oluşturan parçaların birbirleriyle olan yüzey ilişkilerinin analiz programında tanımlanması gerekmektedir. Tüm temas bölgeleri arasında FREEZE tipi kontak tanımı gerçekleştirilmiştir. Bu yaklaşım parçaların hareketi esnasında tam korelasyon ile hareket ettiği varsayımına dayanmaktadır.

3.4. Kantitatif Model Bilgileri

Oluşturulan beş farklı analiz modeli için düğüm ve eleman sayısı bilgileri Tablo 3.2’de paylaşılmıştır.

Tablo 3.2. Çalışma modellerinin düğüm ve eleman sayıları.

	Düğüm Sayısı	Eleman Sayısı
Model 1	401146	1549272
Model 2	404835	1561244
Model 3	400486	1546521
Model 4	396350	1532692
Model 5	408434	1573064

3.5. Malzeme Özelliklerinin Belirlenmesi

Analizlerde elastisite modülü ve poisson oranı verilen malzemelerin doğrusal (lineer) malzeme özellikleri kullanılmıştır. Tablo 3.3’te analizi yapılan modelin malzeme özellikleri sayısal olarak tanımlanmıştır.

Tablo 3.3. Kullanılan malzemelerin elastisite modülü ve poisson oranları.

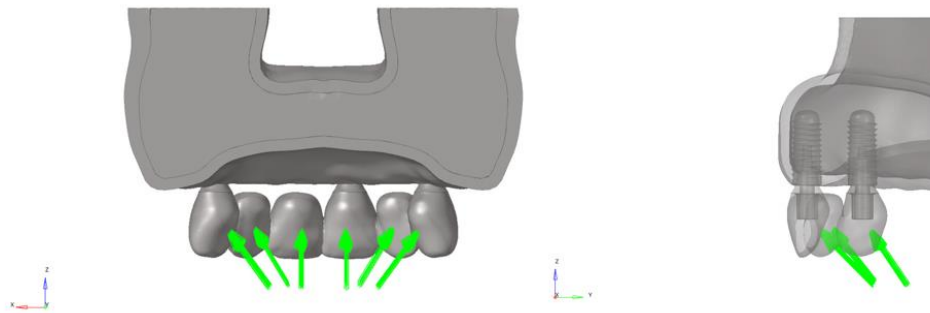
Malzeme	Elastisite Modülü (MPa)	Poisson Oranı
Kortikal kemik (151)	13700	0.3
Trabeküler kemik (151)	1370	0.3
Titanyum (implant, dayanak, vida) (151)	110000	0.35
Dual polimerize rezin siman (152)	18600	0.28
Transludent monolitik zirkonya (153)	210000*	0.26

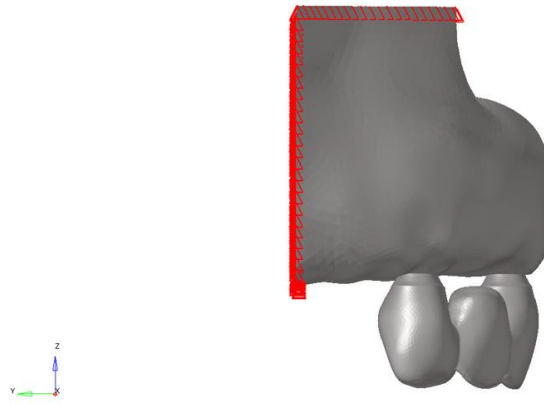
*üretici firma tarafından verilen değerler

3.6. Yükleme Senaryoları ve Sınır Koşulları

Tüm modellerde maksiller santral, lateral ve kanin dişlerin singulumlarına palatolabial yönde 45 derece açıyla ve her dişe 50 N büyüklüğünde olacak şekilde toplamda 300 N kuvvet uygulanmıştır (Şekil 3.6) (154). Tek bir yükleme koşulu altındaki beş model için toplamda beş lineer statik analiz gerçekleştirilmiştir. Yükleme tanımları uygulama bölgelerinde yer alan düğüm noktalarına dağıtılarak ilgili bölgelerde gerilme tekilliğinin önüne geçilmiştir.

Modeller kortikal ve trabeküler kemiğin; superior bölgesinde ve posterior bölgesinde bulunan düğüm noktalarından her üç eksenindeki hareketi engellenecek şekilde tüm serbestlik dereceleri kısıtlanarak sabitlenmiştir (Şekil 3.7).

**Şekil 3.6.** 45° açıyla palatolabial yönde uygulanan kuvvetin gösterimi.



Şekil 3.7. Modelin sabitleme noktalarının gösterimi.

3.7. Oluşan Stres Değerlerinin Hesaplanması ve Çıkan Sonuçların Değerlendirilmesi

Sonlu elemanlar stres analizi ile elde edilen stres değerleri, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu elde edilir. Bu sebeple de istatistiksel analiz yapılamaz. Kesit görüntüleri, düğüm noktalarında oluşan stres miktarı ve dağılımlarının değerlendirilmesi ve yorumlanması önemlidir.

ALTAIR Optistruct bilgisayar programı, sonlu elemanlar stres analizi ile elde edilen 25 farklı stres değeri sağlayabilmektedir. Yükleme sonucunda ortaya çıkan stresler normal stresler (sıkışma ve gerilme stresleri- σ ile sembolize edildi) ve kesme stresleri (τ ile sembolize edildi) olarak iki grupta toplanabilir.

En büyük stres değeri tüm kesme streslerinin bileşenlerinin sıfır olduğu durumda meydana gelmektedir. Bir eleman bu konumda olduğunda normal streslere Principal Stres denir. Principal Stres; maksimum principal stres, intermediate principal stres ve minimum principal stres olarak 3'e ayrılır. Genelde σ_1 en büyük pozitif değeri, σ_3 en küçük negatif değeri ve σ_2 ise ara bir değeri göstermektedir.

σ_1 : Maksimum principal stresi simgeler, pozitif değerdir.

σ_3 : Minimum principal stresi simgeler, negatif değerdir.

Analiz sonuçlarında pozitif değerler gerilme streslerini, negatif değerler ise sıkışma streslerini ifade etmektedir. Bir stres elemanında hangi stres tipinin mutlak değeri daha büyük ise, stres elemanı o stres tipinin etkisi altındadır ve değerlendirilmesi gereken o stres tipidir. Kemik gibi kırılabilir materyaller için principal stres değeri önemlidir. Çünkü maksimum principal stres, en yüksek gerilme

dayanıklılığına eşit veya daha büyük değerde olduğunda ve minimum principal stresin mutlak değeri, en yüksek sıkışma dayanıklılığına eşit veya daha büyük olduğu zaman başarısızlık oluşur.

Çekilebilir (ductile) malzemeler için ise Von Mises stresler değerlendirilir. Herhangi bir yapının bir kısmındaki iç enerji, belirli bir sınır değerini (Yield noktası) aşarsa, bu noktada şekil değiştirir. Von Mises Stres, 3 principal stres değerinden hesaplanır (Şekil 3.8);

$$\sigma' = \left[\frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}{2} \right]^{1/2}$$

Şekil 3.8. Von Mises Stres Formülü.

Çalışmamızda, yükleme sonrasında implant boynu ve dayanaklardaki Von Mises stres değerleri ve kortikal ve trabeküler kemikte meydana gelen maksimum ve minimum principal stres değerleri incelenmiştir.

4. BULGULAR

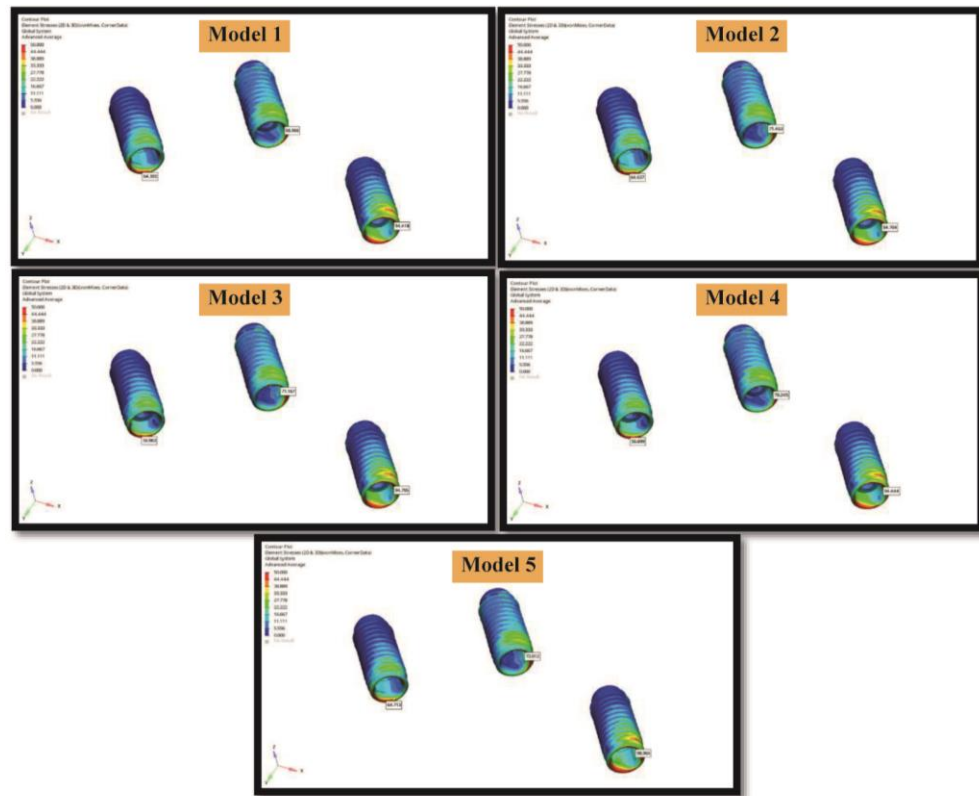
Çalışmamızda maksiller anterior bölgede 13, 11 ve 23 numaralı dişler bölgesine yerleştirilen implantlar üzerine hex ve non-hex ti base dayanaklar farklı kombinasyonlarda yerleştirilerek 5 farklı model elde edilmiş ve monolitik zirkonya üst yapılar tasarlanmıştır. Restorasyonların singulum bölgelerinden oblik kuvvetler uygulanarak sonuçlarda implant boynunda ve dayanaklarda meydana gelen Von Mises stres değerleri, kortikal ve trabeküler kemikte de maksimum ve minimum principal stres değerlerinin ölçümü yapılmıştır.

4.1. İmplant Boynunda Oluşan Von Mises Stres Bulguları

Yükleme sonucu implant boyun bölgesinde meydana gelen Von Mises stres değerleri Tablo 4.1’de ve stres dağılımları Şekil 4.1’de gösterilmiştir.

Tablo 4.1. Yükleme sonucunda implant boynunda oluşan Von Mises stres değerleri.

	13	11	23
Model 1	64.305	66.966	94.418
Model 2	64.637	71.463	94.704
Model 3	56.963	71.167	94.705
Model 4	56.699	70.245	94.444
Model 5	64.713	72.012	98.965



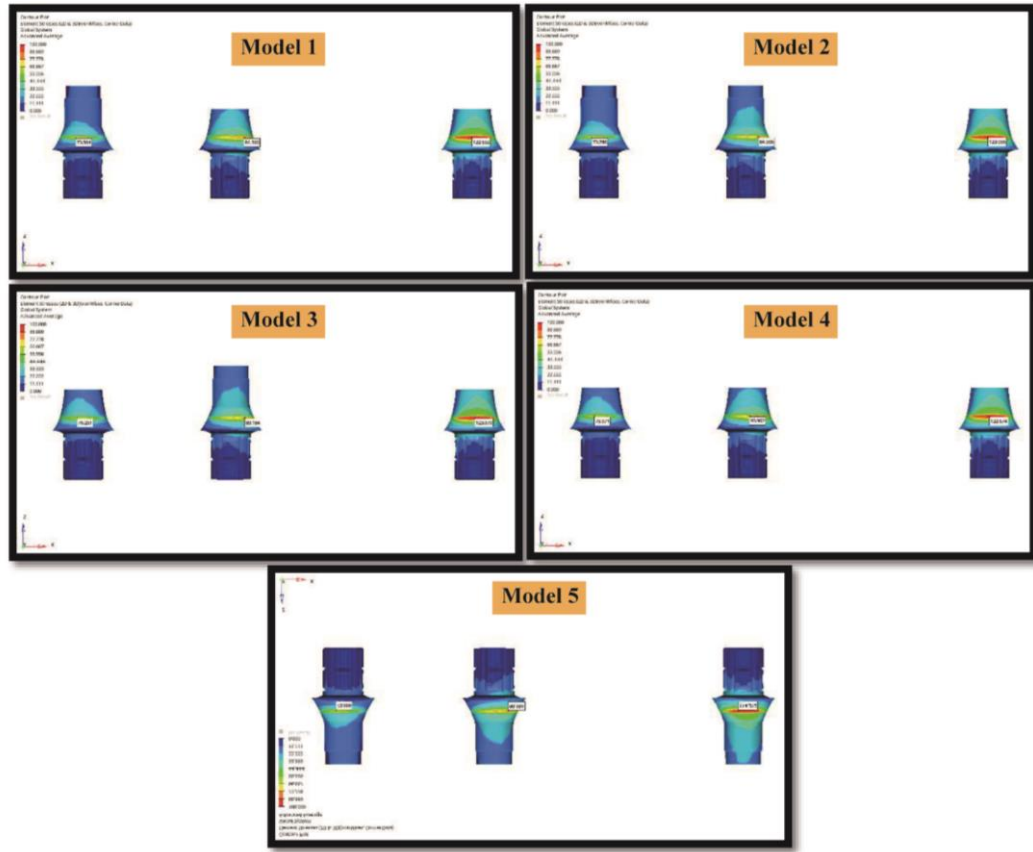
Şekil 4.1. Yükleme sonucu implantlarda meydana gelen Von Mises stres dağılımları.

4.2. Dayanaklarda Oluşan Von Mises Stres Değerleri

Yükleme sonucunda dayanaklarda meydana gelen Von Mises stres değerleri Tablo 4.2’de ve stres dağılımları Şekil 4.2’de gösterilmiştir.

Tablo 4.2. Yükleme sonucunda dayanaklarda oluşan Von Mises stres değerleri.

	13	11	23
Model 1	73.504	84.560	122.652
Model 2	73.786	84.505	123.056
Model 3	76.251	89.184	123.070
Model 4	75.971	93.962	122.674
Model 5	73.666	90.184	114.212



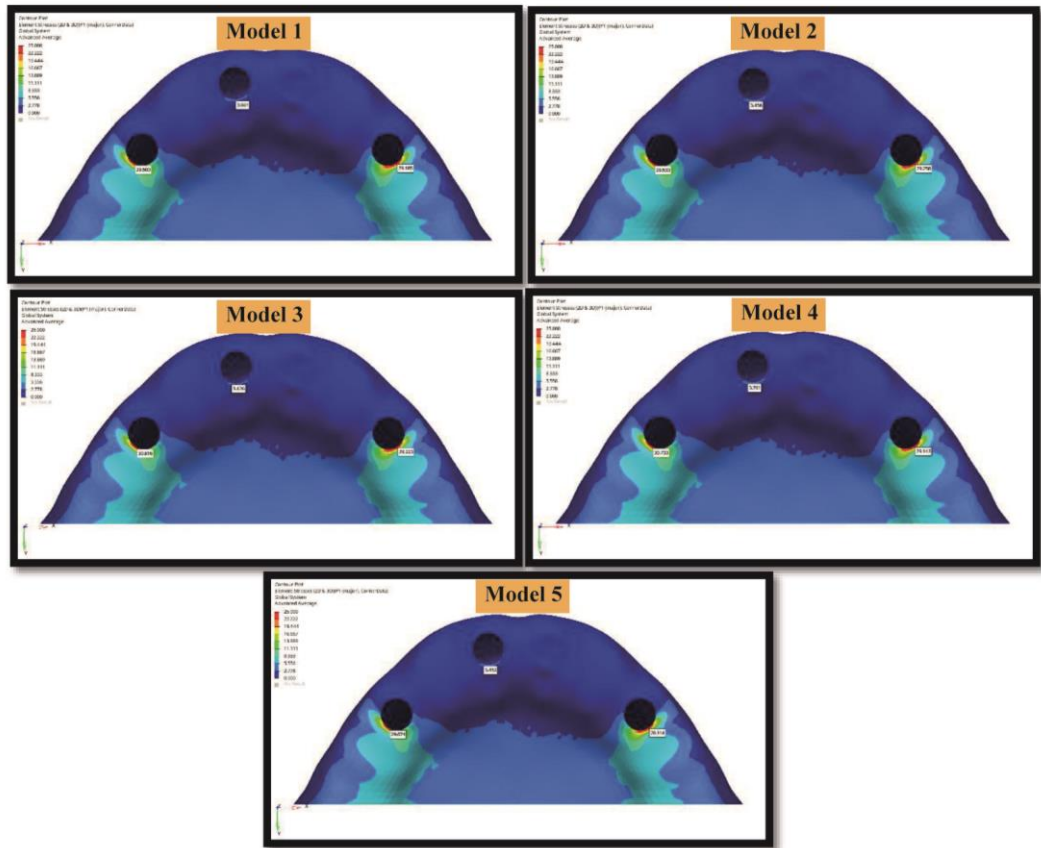
Şekil 4.2. Yükleme sonucu dayanaklarda meydana gelen Von Mises stres dağılımları.

4.3. Kortikal Kemik Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stresler

Yükleme sonucunda kortikal kemikte meydana gelen maksimum principal stres değerleri Tablo 4.3'te ve stres dağılımları Şekil 4.3'te gösterilmiştir.

Tablo 4.3. Yükleme sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum principal stres değerleri.

	13	11	23
Model 1	29.503	3.661	29.185
Model 2	29.533	3.458	29.258
Model 3	30.816	3.426	29.223
Model 4	30.733	3.701	29.143
Model 5	29.674	3.452	28.314



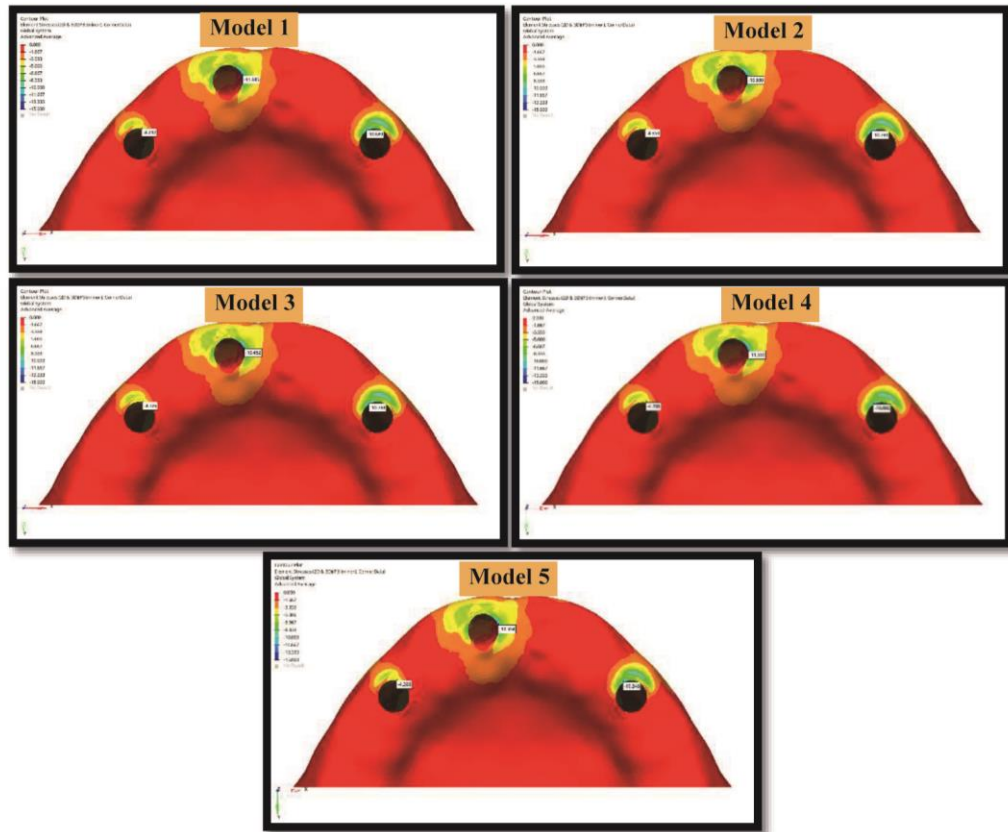
Şekil 4.3. Yükleme sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum principal streslerin dağılımı.

4.4. Kortikal Kemik Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stresler

Yükleme sonucunda kortikal kemikte meydana gelen minimum principal stres değerleri Tablo 4.4'te ve stres dağılımları Şekil 4.4'te gösterilmiştir.

Tablo 4.4. Yükleme sonucunda kortikal kemikte oluşan minimum principal stres değerleri.

	13	11	23
Model 1	-4.292	-11.385	-10.689
Model 2	-4.350	-10.500	-10.730
Model 3	-4.726	-10.452	-10.738
Model 4	-4.705	-11.330	-10.692
Model 5	-4.306	-10.554	-10.248



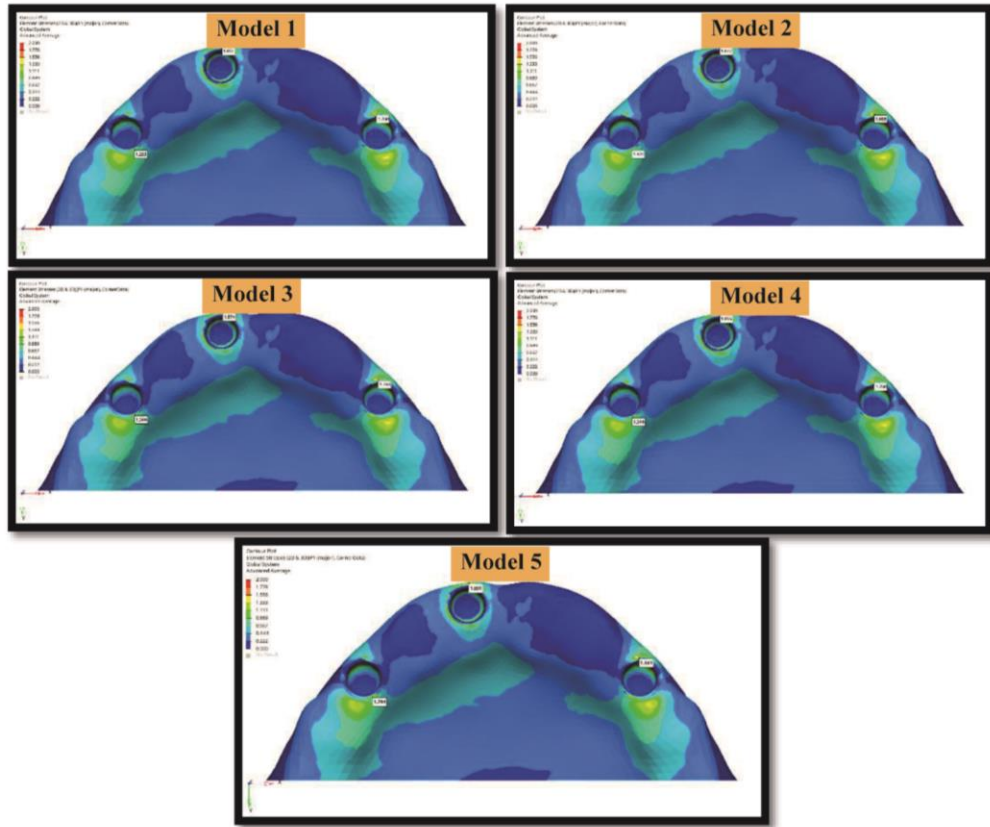
Şekil 4.4. Yükleme sonucunda kortikal kemikte oluşan minimum principal streslerin dağılımı.

4.5. Trabeküler Kemik Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stresler

Yükleme sonucunda trabeküler kemikte meydana gelen maksimum principal stres değerleri Tablo 4.5'te ve stres dağılımları Şekil 4.5'te gösterilmiştir.

Tablo 4.5. Yükleme sonucunda trabeküler kemikte oluşan maksimum principal stres değerleri.

	13	11	23
Model 1	1.293	1.951	1.760
Model 2	1.322	1.877	1.688
Model 3	1.346	1.874	1.763
Model 4	1.346	1.956	1.760
Model 5	1.294	1.891	1.841



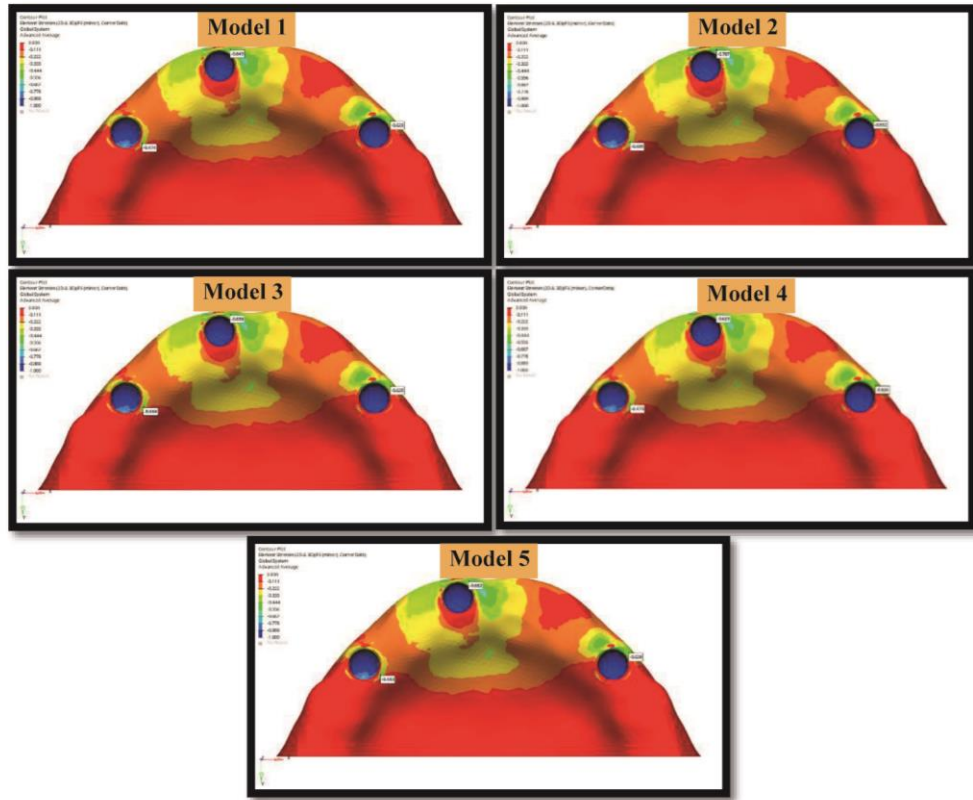
Şekil 4.5. Yükleme sonucunda trabeküler kemikte oluşan minimum principal streslerin dağılımı.

4.6. Trabeküler Kemik Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stresler

Yükleme sonucunda trabeküler kemikte meydana gelen minimum principal stres değerleri Tablo 4.6’da ve stres dağılımları Şekil 4.6’da gösterilmiştir.

Tablo 4.6. Yükleme sonucunda trabeküler kemikte oluşan minimum principal stres değerleri.

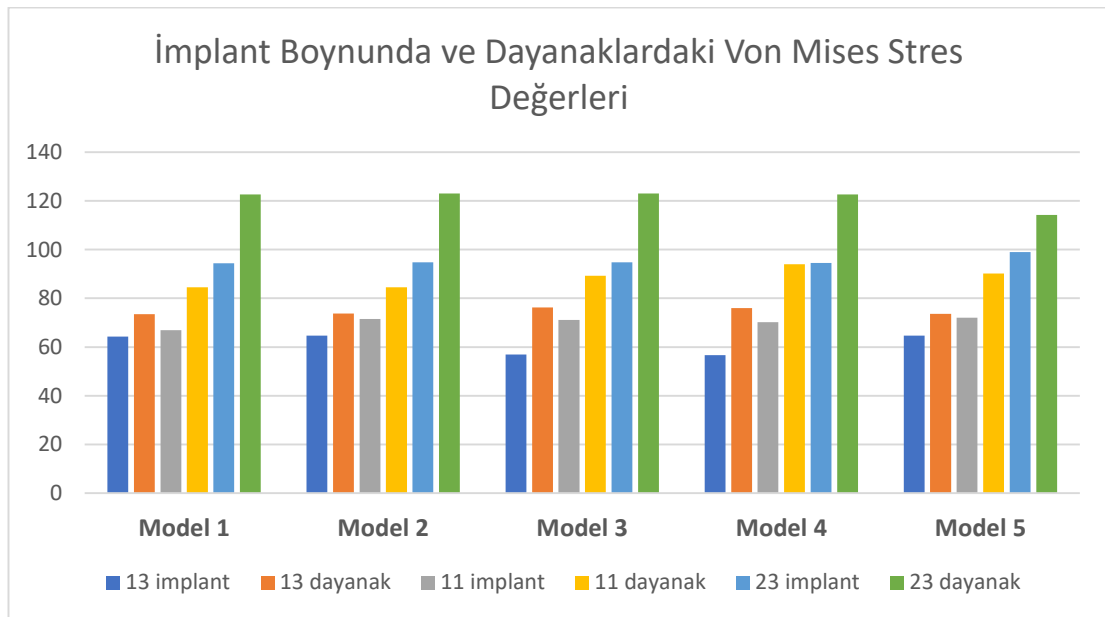
	13	11	23
Model 1	-0.474	-0.645	-0.623
Model 2	-0.481	-0.787	-0.512
Model 3	-0.484	-0.656	-0.625
Model 4	-0.473	-0.629	-0.624
Model 5	-0.483	-0.662	-0.629



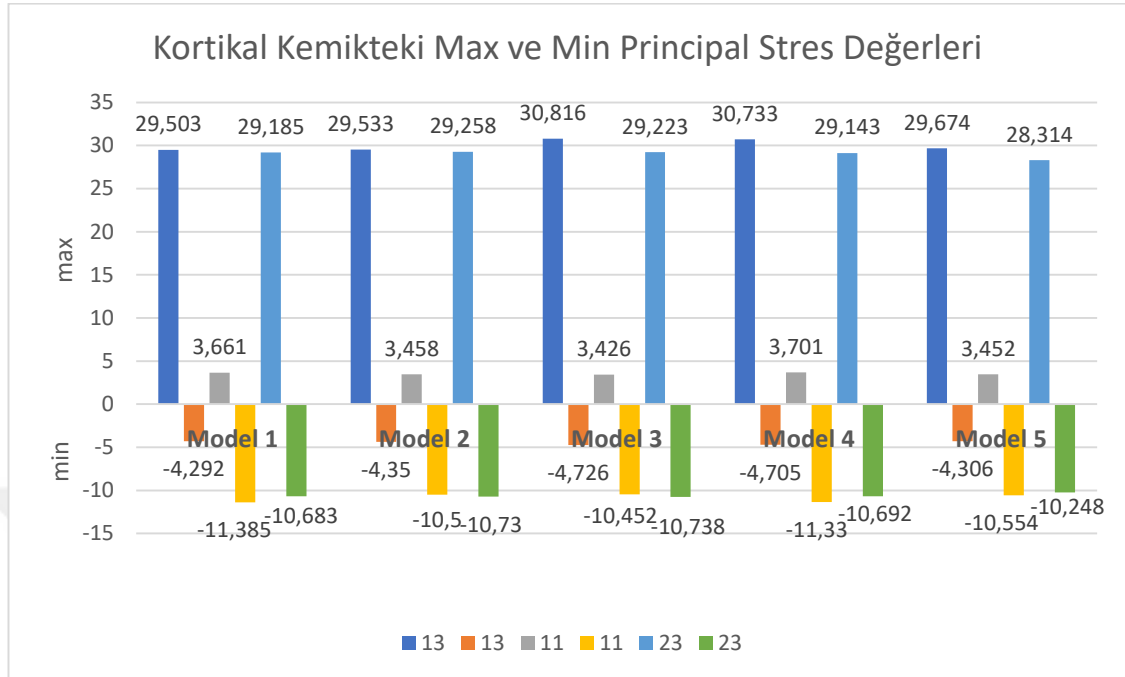
Şekil 4.6. Yükleme sonucunda trabeküler kemikte oluşan minimum principal streslerin dağılımı.

4.7. Analiz Sonuçlarının Genel Gösterimi

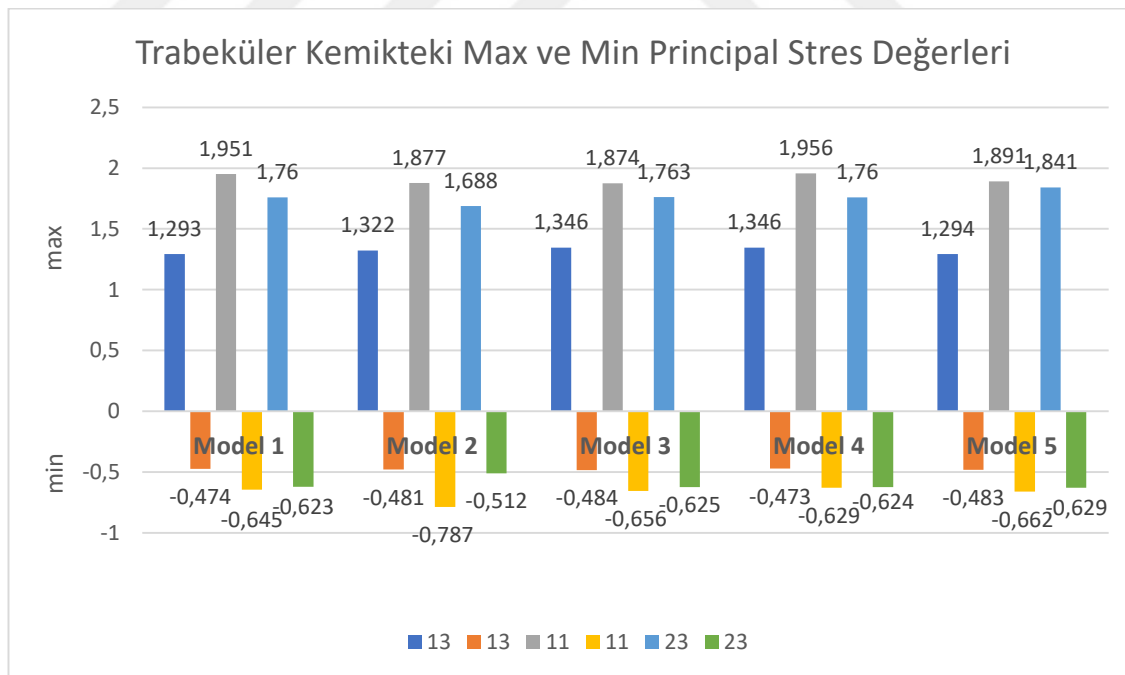
Tablo 4.7. İmplant boynunda ve dayanaklarda oluşan Von Mises stres değerlerinin karşılaştırılması.



Tablo 4.8. Kortikal kemikte oluşan maksimum ve minimum principal stres değerlerinin karşılaştırılması.



Tablo 4.9. Trabeküler kemikte oluşan maksimum ve minimum principal stres değerlerinin karşılaştırılması.



5. TARTIŞMA

Bu in vitro çalışmada dayanak tasarımının implant, dayanak ve kemikteki stres dağılımına etkisi incelenmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre dayanak tasarımının (hex ve non-hex) ve konumunun implant sistemindeki stres dağılımında etkili olduğu gözlenmiştir. Karşılaştırılan tüm dayanak kombinasyonları arasında kortikal ve trabeküler kemikte oluşan streslerde dikkate değer bir fark görülmemekle birlikte implant boynu ve dayanaklarda meydana gelen stres değerlerinde farklılıklar mevcuttur.

Maksimum principal stres değerleri incelendiğinde kortikal kemik için en düşük değerler orta dayanak olan 11 numaralı diş bölgesine yerleştirilen implant çevresinde görülürken, trabeküler kemik için modeller ve implant yerleşim bölgeleri arasında bir fark görülmemiştir. Literatürde bu konuyla ilgili birbiriyle çelişkili sonuçlara sahip çalışmalar mevcuttur. Bu çelişkiler model tasarımları ve oluşturulmalarındaki farklılıklardan kaynaklanabilir. Buna ilaveten maksiller anterior bölgede uzun köprü tasarımı kullanılarak yapılan çalışmaların sayısı son derece sınırlıdır. Bu sebeple sonuçları birebir karşılaştırmak doğru bir yaklaşım olmayacaktır. Cho ve ark.'ları (155), yaptıkları finite element analizi çalışmasında farklı implant çaplarında dayanak tasarımının stres dağılımına etkisini incelemişlerdir. Kortikal ve trabeküler kemikte oluşan stres değerlerinin tüm gruplarda benzer olduğunu rapor etmişlerdir. Araştırmacılar bunun sebebi olarak da çalışmada uygulanan 200 N değerindeki oblik ve aksiyal kuvvet değerinin düşük şiddette olduğunu ve bu büyüklükte bir kuvvetin çevre kemikteki stres değerlerine etkisi olmayacağını belirtmiştir. Bir başka in vitro çalışmada platform-switch implantlarda hex ve non-hex dayanaklar ile birlikte internal hex bağlantıya sahip implant sistemleri karşılaştırılmış ve özellikle oblik yükleme koşulları altında platform-switch tasarımının kemik üzerinde stres oluşumunda belirgin bir azalma sağladığı gözlemlenmiştir. Bununla birlikte platform-switch implantlarda hex ve non-hex dayanaklar kendi aralarında karşılaştırıldığında kemikte oluşturdukları stres değerleri arasında bir fark gözlenmemiştir (156). Byun ve ark.'ları (157) implant dayanak bağlantısında daha kısa uzantıya sahip olan non-hex yapıların hem kortikal hem de trabeküler kemikte daha az stres değerleri oluşturduğunu rapor etmiştir. Mandibular posterior bölgede iki implant destekli üç üniteli titanyum tabanlı zirkonyum köprülerde hex ve non-hex

dayanakların kuvvet dağılımına etkisinin incelendiği bir başka sonlu elemanlar stres analizi çalışmasında (10), her iki dayanağın da non-hex kullanıldığı modelde özellikle kortikal kemik seviyesinde ortaya çıkan streslerin belirgin şekilde arttığı bildirilmiştir. Çalışmamızdan farklı olarak kemik modellemesi sırasında gerçek tomografi verilerinden elde edilen bilgiler yerine yapay kemik bloğu kullanılmıştır. Sonuçlar arasındaki farklılıklar yöntemden kaynaklı olabilir. Bir diğer çalışmada mandibular posterior bölgede implant üstü üç üniteli köprülerde hex ve non-hex dayanakların stres dağılımına etkisi değerlendirildiğinde kortikal ve trabeküler kemikte oluşan stresler benzerdir. Yazarlara göre gelen kuvvetler implant sisteminin bileşenleri tarafından karşılanmıştır.

İmplant boynunda oluşan stresler için analiz sonuçları değerlendirildiğinde ise tüm implantlarda hex dayanakların kullanıldığı modelde (Model 5), hepsinin non-hex kullanıldığı modelden (Model 4) daha yüksek stres değerleri elde edilmiştir. Zhang ve ark.'ları (156) benzer şekilde hex dayanakların oblik yükler altında implant boynunda daha fazla stres oluşturduğunu göstermiştir. Buna ilave olarak, Byun ve ark'ları (157) aksiyal ve 15° oblik kuvvetler altında kısa uzantıya sahip non-hex dayanakların implant boynunda daha az stres oluşturduğunu rapor etmiştir. Sadece 45° oblik yükleme koşulunda sonuçlar hex dayanaklarda daha az stres ortaya çıkmıştır.

Bununla birlikte karşıt sonuçları rapor eden çalışmalar da mevcuttur. Mandibular posterior bölgede yapılan bir çalışma, titanyum taban dayanaklar üzerinde üç üniteli zirkonyum köprü restorasyonları için non-hex dayanakların seçilmesinin implant boynunda meydana gelen stres değerlerinde artışa neden olduğunu bildirmiştir (10). Benzer bir diğer çalışmada ise mandibular posterior bölgede titanyum taban dayanaklar kullanılarak üç üniteli metal destekli porselen restorasyonlarda dayanak tiplerine göre stres dağılımı incelenmiş ve non-hex dayanakların kullanıldığı implantlarda özellikle oblik yükleme koşullarında ciddi bir artış olduğu rapor edilmiştir (47).

Çalışmamızda implant lokasyonunun stres değerlerine etkisi olduğu gözlenmiştir. Birbirine yakın, arada tek gövde olan implantlar için hem implant boynunda hem de dayanaklarda daha dengeli bir stres dağılımı görülmekteyken görece daha uzak yerleşimli ve arada iki gövde olan 23 numaralı implant için her iki alanda da en yüksek stres değerleri tespit edilmiştir. Birbirine yakın yerleşimli implantlar ile

23 numaralı terminal implant karşılaştırıldığında implant boynunda meydana gelen stres değerleri arasında iki kata yakın bir farklılık ortaya çıkmıştır. Model 1 (H-NH-NH) ve Model 2 (H-H-NH) kendi arasında değerlendirildiğinde orta dayanakta hex yapının kullanılması bu bölgede implant boynunda oluşan stresi artırmıştır. Aynı şekilde Model 1 (H-NH-NH), Model 2 (H-H-NH) ve Model 3 (NH-H-NH) karşılaştırıldığında 13 numaralı terminal implant bölgesinde non-hex dayanak kullanımı implant boynunda meydana gelen stresi belirgin bir şekilde düşürmüştür.

Dayanaklar üzerinde meydana gelen stresler değerlendirildiğinde implant boynunda olduğu gibi uzak olan dayanak üzerinde daha fazla stres oluşmuştur ve bu implantta hex yapıda bir dayanağın kullanılması bu bölge için daha avantajlıdır. Aynı şekilde birbirine yakın olan implantlarda 13 numaralı terminal dayanağın hex yapıda olması da bu dayanak üzerinde oluşan stresleri azaltmıştır ancak orta dayanak üzerinde herhangi bir etkisi olmamıştır. Bu sonuçlar literatürdeki diğer çalışmalarla da uyumludur (9, 10). Direkt karşılaştırma yapılamasa da Doğuş ve ark.'larının (9) yaptığı in vitro çalışma da bu sonuçları desteklemektedir. Kantilever uzantılı implant üstü protezlerde hex ve non-hex dayanaklar farklı kombinasyonlarda kullanılmış ve sonucunda kantilevere uzak olan dayanağın hex yapıda seçilmesinin sistemi daha dayanıklı hale getirdiği sonucuna ulaşılmıştır.

Literatürde hex ve non-hex dayanakların sistemin bileşenleri üzerinde farklı etkileri olduğu görülmektedir. Çalışmamızda hex dayanak kullanımının implant boynundaki stresi arttırdığı, dayanağın kendisinde ise stresi azalttığı dikkati çekmektedir. Cho (158) ve Jung (159) hex yapıdaki dayanakların daha dengeli kuvvet dağılımı gösterdiğini iddia etmiştir. Byun ve ark.'larının (157) çalışmasında mandibular posterior bölgede yapılan iki implant destekli üç üniteli zirkonyum restorasyonlara aksiyal, 15° ve 45° oblik olacak şekilde farklı yükleme koşulları uygulanmış ve sonucunda benzer şekilde daha kısa uzantıya sahip olan non-hex dayanaklarda ortalama stres değerleri tüm yükleme koşullarında daha yüksek bulunmuştur. Yazarlar uzantının kısa olmasının bu streslerin bir sebebi olabileceğini belirtmiştir. Zhang ve ark'ları (156) aksiyel yüklemede hex ve non-hex dayanakların benzer stres değerleri gösterirken oblik yönde uygulanan kuvvetlerde hex dayanaklar üzerinde daha büyük stresler oluştuğunu göstermiştir. Bu çalışmada aynı zamanda internal hex bağlantı ile platform switching tasarımına sahip konikal bağlantı da

karşılaştırılmış olup platform switching tasarımının implant çevresindeki kemik dokusundaki stresleri azaltırken, dayanak ve vidalarda meydana gelen streslerde artışa neden olduğu sonucuna ulaşılmıştır. Quaresma ve ark.'ları (160) da sonlu elemanlar analizi yöntemi kullanarak yapmış oldukları çalışmada konikal bağlantılı implantlarda dayanak-protez kompleksinin boyun kısmında daha büyük Von Mises stresinin meydana geldiğini göstermiştir. Shim ve Yang tarafından yayımlanan (161), dayanak kırığının diğer mekanik komplikasyonlara göre daha fazla görüldüğünü ve tüm kırıkların dayanak ve vidanın boyun bölgesinde olduğunu bildiren klinik çalışma da bu sonuçla örtüşmektedir. Platform switch tasarımının kemikte daha az stres oluşturması sebebiyle, yumuşak ve sert dokuyu korumak için esas olarak oblik yüklere maruz kalan estetik bölgelerde platform switch tasarımının benimsenmesi, ancak estetik olmayan bölgelerde oblik yüklerde artış kaçınılmaz olduğundan, hex bağlantının daha dikkatli bir şekilde kullanılması tavsiye edilmiştir (156).

Cho ve ark.'larının yaptığı çalışmada (155) dayanakların bağlantı şekline göre stres dağılımları analiz edilmiştir. Non-hex dayanaklarda stres konik birleşme bölgesinde yoğunlaşırken hex dayanaklardaki stresler hex uzantıda yoğunlaşmıştır. Lokalize stresteki bu artış muhtemelen malzeme aşınmasına ve kaybına neden olabilir ve bu da implant-protez düzeneğinin bozulmasına neden olabilir (10). Hex yapıdaki dayanaklarda dayanak ve implant stabilitesinin non-hex yapıdaki dayanaklara kıyasla daha başarılı olduğunu gösteren birçok çalışma yapılmıştır. Aynı zamanda olası mikrosızıntı açısından da önemli ölçüde mikro hareketliliğin az olduğu gösterilmiştir. Buna göre, bir sistemin diğerine göre biyomekanik avantajı tartışma konusu olmaya devam etmektedir (7). Ayrıca Yao ve ark.'larının yaptığı çalışmaya göre (162) non-hex dayanaklarda rotasyonel yer değiştirmenin hex dayanaklara kıyasla iki kat daha fazla olduğu sonucuna ulaşılmış ve böylece hex yapının internal konikal bağlantılı implantların dönme direncini artırdığı gösterilmiştir. Savignano ve ark.'larının çalışmasında (10) hex dayanaklar için stresler iki bölgede yoğunlaşmıştır: vidanın alt kısmındaki vida dişlerinin yanında ve vida boynunun yakınında. Non-hex dayanak vidalarında ise stres vida boynu çevresinde yoğunlaşmak yerine vidanın tamamına daha fazla dağılmıştır. Bu farklı gerilim dağılımının başarısızlık tipini etkilemesi beklenir.

Bu çalışma, dayanak tasarım kombinasyonunun ve konumunun implantlar ve dayanaklardaki stresi etkileyebileceğini göstermiştir. Protez bileşenleri üzerindeki stres dağılımı, malzemenin akma dayanımından daha yüksek olduğunda, bileşenler, sonuç olarak vidanın gevşemesine yol açabilecek bir plastik deformasyona maruz kalır. Ayrıca yüksek gerilim konsantrasyonları, bileşenler arasında deformasyona ve aşınmaya neden olabilir (163). Vida tutuculu bir protezde hex dayanaklar kullanarak restorasyon yapmak, titiz bir planlama, dental implantların tam olarak paralel yerleştirilmesine izin verecek yeterli miktarda kemik ve iyi bir pasif uyum sağlamayı gerektirir; bunların tümünün elde edilmesi birkaç nedenden dolayı zordur (164, 165). Geleneksel protezlerde olduğu gibi implant destekli sabit protezlerde de pasif uyumun sağlanması birçok faktöre bağlıdır: implantların yerleşimi, ölçü teknikleri ve kullanılan malzemeler, altyapının üretim süreci, altyapı tasarımı ve ilave olarak hekim ve teknisyenin deneyimi (166). Ayrıca protez uzunluğu arttıkça yapıda meydana gelen distorsiyonlar da artmaktadır (167).

İmplant bileşenleri ile protetik altyapılar arasındaki pasif uyum, uzun süreli başarılı bir osseointegrasyon için kritik öneme sahiptir (164). Bu iki yapı arasındaki uyumsuzluk, protez ve implant sistemlerinde mekanik komplikasyonlara, çevredeki yumuşak ve sert dokularda ise biyolojik komplikasyonlara neden olabilir (168). Mekanik komplikasyonlar protez ve dayanaklarda gevşemeyi ya da sistemdeki herhangi bir yapıda meydana gelen kırıkları içerir (169). Biyolojik komplikasyonlar ise çevre dokuların reaksiyonu, ağrı, hassasiyet, marjinal kemik kaybı ve daha ileri olarak osseointegrasyon kaybını içerir (170).

Bazı araştırmacılar altyapı ve dayanaklar arasındaki uyumsuzluğun telafisi için siman kullanımını önermişlerdir (171-173). Sonrasında yapılan laboratuvar çalışmaları da altyapıların simantasyonunun kemik üzerinde oluşacak stresleri azaltabileceğini göstermiştir (174, 175). İmplant pozisyonundaki esneklik, oklüzyon kontrolünün daha iyi olması ve pasif uyumun daha kolay sağlanması siman tutuculu restorasyonların ana avantajları olarak kabul edilirken, artık simanın temizlenmesindeki zorluk ve gerekli durumlarda restorasyonun kolay çıkartılamaması simante sistemlerin dezavantajları olarak kabul edilmektedir (56, 176, 177). Titanyum tabanlı dayanaklar, hasta başında dayanaklara simante edilen seramik restorasyonlar için bir platform oluşturur ve sonrasında implanta vidalanır. Bu hibrit retansiyon

yöntemi, kolay ulaşılabilirlik, yumuşak doku konturlarını şekillendirebilmek için çıkış profilinin sağlanabilmesi, ağız dışında simantasyonu sayesinde artık siman riskinin ortadan kaldırılması gibi avantajlar sunar (178-181).

Diş hekimliği pratiğinde kullanılan materyallerin mekanik dayanımlarının iyileştirilmesi amacıyla dental yapılarda oluşan stresin tespit edilmesi araştırmacılara önemli ön bilgiler sağlar (135). SEA, bilim ve endüstride en sık kullanılan stres analizi yöntemidir (155). Wang ve ark.'ları (182), sonlu elemanlar stres analiz yönteminin sabit bölümlü protezlerin mekanik tepkisini ölçmek için kullanılabilecek doğru bir araç olduğunu iddia etmiştir. Gelecekteki in vitro çalışmalar için ipuçları sağlayabilecek ön analizlere izin vermesi SEA'nın avantajı olarak sayılabilir. Analiz sonuçları, sınır koşulları, malzeme özellikleri, arayüz tanımı ve model hazırlama yöntemi gibi birçok faktöre bağlıdır (155). Uzun vadeli başarı, tüm implant-restorasyon düzeneği üzerindeki stres dağılımına bağlıdır. Bu stres dağılımlarını klinik olarak değerlendirmek zordur. In-vitro biyomekanik testler, malzeme yorgunluğu, aşınması ve deformasyonu hakkında kanıt sağlar. Bununla birlikte hem klinik hem de in vitro testler maliyetlidir, zaman alıcıdır ve belirli değişkenleri kontrol etmede çeşitli sınırlamaları vardır. Üç boyutlu SEA'nın kullanımı, dental implantların ve restoratif bileşenlerin karmaşık geometrilerini ve alveolar kemiği değerlendirmek için en uygun yöntemdir. İmplant komplikasyonlarının mekanizmalarına ilişkin anlayışımızı destekleyebilecek ve geliştirebilecek ek bilgiler sağlayabilir (10).

Bu çalışma, ideal test koşulları altındaki sayısal verilere dayanmaktadır. İn vitro mekanik testler ile doğrulamanın yanı sıra karşılaştırmalar için ek çalışmalara da ihtiyaç vardır. Bu çalışmanın sonlu elemanlar modelinin bazı sınırlamaları mevcuttur. SEA'daki tüm malzeme özelliklerinin homojen ve izotropik olduğu kabul edilmiştir (183, 184). Buna ilave olarak, periodontal hastalığa bağlı kemik kaybı durumu değerlendirilmemiştir. Alveoler kemik kaybı varlığında, dayanak sistemi üzerindeki streslerin farklı olması beklenir. Alveoler kemik kaybının durumu hakkında ek çalışmalara ihtiyaç vardır. Diğer bir sınırlama, bu çalışmanın yalnızca bir implant tasarımını ve bileşenlerini değerlendirmesidir. Bunu diğer tasarımları ve bileşenleri içerecek şekilde genişletmek faydalı olacak ve implant komplikasyonları ve başarısızlıklarının mekanizmaları hakkında daha fazla bilgi sağlayacaktır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışmanın sınırlamaları dahilinde aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

- 1- Platform-switch konikal bağlantılı implantlarda hex ve non-hex dayanak sistemleri kortikal ve trabeküler kemik üzerinde benzer stres değerleri oluşturur.
- 2- Hex dayanaklarda implant boynunda oluşan stres değerleri daha yüksektir.
- 3- Hex dayanaklarda implant-dayanak birleşim bölgesinde dayanakta daha düşük stres değerleri oluşmuştur.



7. KAYNAKLAR

1. Asvanund P. A Strain Gauge Analysis Comparing External and Internal Implant-Abutment Connections. *Implant Dent.* 2014;23(2):206-11.
2. Pjetursson BE, Bragger U, Lang NP, Zwahlen M. Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs). *Clin Oral Implan Res.* 2007;18:97-113.
3. Epprecht A, Zeltner M, Benic G, Ozcan M. A strain gauge analysis comparing 4-unit veneered zirconium dioxide implant-borne fixed dental prosthesis on engaging and non-engaging abutments before and after torque application. *Clin Exp Dent Res.* 2018;4(1):13-8.
4. Karunakaran S, Paprocki GJ, Wicks R, Markose S. A review of implant abutments--abutment classification to aid prosthetic selection. *J Tenn Dent Assoc.* 2013;93(2):18-23; quiz -4.
5. Schoenbaum TR, Stevenson RG, Balinghasay E. The hemi-engaging fixed dental implant prosthesis: A technique for improved stability and handling. *J Prosthet Dent.* 2018;120(1):17-9.
6. Lee H, Kwon KR, Paek J, Pae A, Noh K. A Method for Minimizing Rotational Errors of Implant Prostheses. *Int J Oral Max Impl.* 2017;32(5):1018-22.
7. Lee H, Park SM, Noh K, Ahn SJ, Shin S, Noh G. Biomechanical stability of internal bone-level implant: Dependency on hex or non-hex structure. *Struct Eng Mech.* 2020;74(4):567-76.
8. Choi JH, Lim YJ, Yim SH, Kim CW. Evaluation of the accuracy of implant-level impression techniques for internal-connection implant prostheses in parallel and divergent models. *Int J Oral Max Impl.* 2007;22(5):761-8.
9. Dogus SM, Kurtz KS, Watanabe I, Griggs JA. Effect of Engaging Abutment Position in Implant-Borne, Screw-Retained Three-Unit Fixed Cantilevered Prostheses. *J Prosthodont.* 2011;20(5):348-54.
10. Savignano R, Soltanzadeh P, Suprono MS. Computational Biomechanical Analysis of Engaging and Nonengaging Abutments for Implant Screw-Retained Fixed Dental Prostheses. *J Prosthodont.* 2021;30(7):604-9.
11. Rutkunas V, Dirse J, Kules D, Simonaitis T. Misfit simulation on implant prostheses with different combinations of engaging and nonengaging titanium bases. Part 1: Stereomicroscopic assessment of the active and passive fit. *The Journal of Prosthetic Dentistry.* 2022.
12. Linkevicius T, Apse P. Influence of abutment material on stability of peri-implant tissues: A systematic review. *Int J Oral Max Impl.* 2008;23(3):449-56.
13. Shafie HR, White BA. Implant Abutment Materials. *Clinical and Laboratory Manual of Dental Implant Abutments.* 2014:1-16.

14. Conejo J, Kobayashi T, Anadioti E, Blatz MB. Performance of CAD/CAM monolithic ceramic Implant-supported restorations bonded to titanium inserts: A systematic review. *Eur J Oral Implantol*. 2017;10:139-46.
15. Kelly JR, Rungruanganunt P. Fatigue Behavior of Computer-Aided Design/Computer-Assisted Manufacture Ceramic Abutments as a Function of Design and Ceramics Processing. *Int J Oral Max Impl*. 2016;31(3):601-9.
16. Modi R, Mittal R, Kohli S, Singh A, Sefa I. Screw versus cement retained prosthesis: A review. *Int J Adv Health Sci*. 2014;1(6):26-32.
17. Abreu CW, Nishioka RS, Balducci I, Consani RLX. Straight and Offset Implant Placement under Axial and Nonaxial Loads in Implant-Supported Prostheses: Strain Gauge Analysis. *J Prosthodont*. 2012;21(7):535-9.
18. Isidor F. Influence of forces on peri-implant bone. *Clin Oral Implan Res*. 2006;17:8-18.
19. De Vasconcellos DK, Ozcan M, Volpato CAM, Bottino MA, Yener ES. Strain Gauge Analysis of the Effect of Porcelain Firing Simulation on the Prosthetic Misfit of Implant-Supported Frameworks. *Implant Dent*. 2012;21(3):225-9.
20. Frost HM. A 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians. *Angle Orthod*. 2004;74(1):3-15.
21. Vaillancourt H, Pilliar RM, Mccammond D. Finite-Element Analysis of Crestal Bone Loss around Porous-Coated Dental Implants. *J Appl Biomater*. 1995;6(4):267-82.
22. Pilliar RM, Deporter DA, Watson PA, Valiquette N. Dental Implant Design - Effect on Bone Remodeling. *J Biomed Mater Res*. 1991;25(4):467-83.
23. O'Brien JW. *Dental Materials and Their Selection*. 3 ed: Quintessence; 2002.
24. Misch CE. *Dental Implant Prosthetics - E-Book*: Elsevier Health Sciences; 2014.
25. Acar A, İnan Ö. İmplant destekli protezlerde okluzyon. *Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*. 2001;4(1):52-6.
26. Tang CB, Liu SY, Zhou GX, Yu JH, Zhang GD, Bao YD, et al. Nonlinear finite element analysis of three implant-abutment interface designs. *Int J Oral Sci*. 2012;4(2):101-8.
27. Geng JP, Tan KBC, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2001;85(6):585-98.
28. Chen X, Mao B, Zhu Z, Yu J, Lu Y, Zhang Q, et al. A three-dimensional finite element analysis of mechanical function for 4 removable partial denture designs with 3 framework materials: CoCr, Ti-6Al-4V alloy and PEEK. *Scientific Reports*. 2019;9.
29. *The Glossary of Prosthodontic Terms: Ninth Edition*. The Journal of prosthetic dentistry. 2017;117 5S:e1-e105.
30. Jokstad A, Braegger U, Brunski JB, Carr AB, Naert I, Wennerberg A. Quality of dental implants. *Int Dent J*. 2003;53(6):409-43.

31. Ellingsen JE, Thomsen P, Lyngstadaas SP. Advances in dental implant materials and tissue regeneration. *Periodontol 2000*. 2006;41:136-56.
32. Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O, et al. Osseo-Integrated Implants in Treatment of Edentulous Jaw - Experience from a 10-Year Period. *Scand J Plast Recons*. 1977;7:127-132.
33. Albrektsson T, Branemark PI, Hansson HA, Lindstrom J. Osseointegrated Titanium Implants - Requirements for Ensuring a Long-Lasting, Direct Bone-to-Implant Anchorage in Man. *Acta Orthop Scand*. 1981;52(2):155-70.
34. Christensen GJ. Misch's Contemporary Implant Dentistry. *Implant Dent*. 2019;28(6):526-7.
35. Branemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T, Rosen HM. Tissue-Integrated Prostheses. Osseointegration in Clinical Dentistry. *Plastic and Reconstructive Surgery*. 1986;77(3):496-7.
36. Oliveira MR, Goncalves A, Gabrielli MAC, de Andrade CR, Vieira EH, Pereira VA. Evaluation of Alveolar Bone Quality: Correlation Between Histomorphometric Analysis and Lekholm and Zarb Classification. *J Craniofac Surg*. 2021;32(6):2114-8.
37. Goldberg NI, Gershkoff A. The implant lower denture. *Dent Dig*. 1949;55(11):490-4.
38. Linkow LI, Ghalili R. Critical design errors in maxillary subperiosteal implants. *J Oral Implantol*. 1998;24(4):198-205.
39. Rosenstiel SF, Land MF. Contemporary Fixed Prosthodontics - E-Book: Elsevier Health Sciences; 2015.
40. Zarb GA, Zarb FL, Schmitt A. Osseointegrated Implants for Partially Edentulous Patients - Interim Considerations. *Dent Clin N Am*. 1987;31(3):457-72.
41. Misch CE. Bone classification, training keys to implant success. *Dentistry today*. 1989;8 4:39-44.
42. Koutouzis T. Implant-abutment connection as contributing factor to peri-implant diseases. *Periodontol 2000*. 2019;81(1):152-66.
43. Demirekin ZB, Erken M, Türkaslan SS, E. E. İmplant Destekli Sabit Bölümlü Protezlerde Hasta Memnuniyetinin Değerlendirilmesi. *Süleyman Demirel Üniversitesi Sağlık Bilimleri Dergisi*. 2020;11(4):383-8.
44. Misch CE, Perel ML, Wang HL, Sammartino G, Galindo-Moreno P, Trisi P, et al. Implant success, survival, and failure: The International Congress of Oral Implantologists (ICOI) Pisa Consensus Conference. *Implant Dent*. 2008;17(1):5-15.
45. Laney WR, Jemt T, Harris D, Henry PJ, Krogh PH, Polizzi G, et al. Osseointegrated implants for single-tooth replacement: progress report from a multicenter prospective study after 3 years. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994;9(1):49-54.

46. Misch K, Wang HL. Implant surgery complications: etiology and treatment. *Implant Dent*. 2008;17(2):159-68.
47. Çelik HA. HEX VE NON-HEX VİDALI DAYANAKLARLA HAZIRLANAN İMPLANT ÜSTÜ RESTORASYONLARIN SONLU ELEMANLAR ANALİZ YÖNTEMİ İLE KARŞILAŞTIRILMASI [Uzmanlık Tezi]. Hatay: Mustafa Kemal Üniversitesi; 2021.
48. Heydecke G, Sierraalta M, Razzoog ME. Evolution and use of aluminum oxide single-tooth implant abutments: a short review and presentation of two cases. *Int J Prosthodont*. 2002;15(5):488-93.
49. Mehl C, Gassling V, Schultz-Langerhans S, Açıl Y, Bähr T, Wiltfang J, et al. Influence of Four Different Abutment Materials and the Adhesive Joint of Two-Piece Abutments on Cervical Implant Bone and Soft Tissue. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2016;31(6):1264-72.
50. Giglio GD. Abutment selection in implant-supported fixed prosthodontics. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 1999;19(3):233-41.
51. Jagers A, Simons AM, Badr SE. Abutment selection for anterior single tooth replacement. A clinical report. *J Prosthet Dent*. 1993;69(2):133-5.
52. Tripodakis AP, Strub JR, Kappert HF, Witkowski S. Strength and mode of failure of single implant all-ceramic abutment restorations under static load. *Int J Prosthodont*. 1995;8(3):265-72.
53. Marchack CB. A custom titanium abutment for the anterior single-tooth implant. *J Prosthet Dent*. 1996;76(3):288-91.
54. Misch CE, Misch CM. Generic terminology for endosseous implant prosthodontics. *J Prosthet Dent*. 1992;68(5):809-12.
55. Salvi GE, Brägger U. Mechanical and technical risks in implant therapy. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009;24 Suppl:69-85.
56. Shadid R, Sadaqa N. A comparison between screw- and cement-retained implant prostheses. A literature review. *J Oral Implantol*. 2012;38(3):298-307.
57. Aglietta M, Siciliano VI, Zwahlen M, Brägger U, Pjetursson BE, Lang NP, et al. A systematic review of the survival and complication rates of implant supported fixed dental prostheses with cantilever extensions after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res*. 2009;20(5):441-51.
58. Lee A, Okayasu K, Wang HL. Screw- versus cement-retained implant restorations: current concepts. *Implant Dent*. 2010;19(1):8-15.
59. Wittneben JG, Joda T, Weber HP, Brägger U. Screw retained vs. cement retained implant-supported fixed dental prosthesis. *Periodontol* 2000. 2017;73(1):141-51.
60. Şen N, Us Y. İmplant Destekli Sabit Protetik Restorasyonlar için Dayanak Seçimi / Abutment Selection for Implant Supported Fixed Prosthetic Restorations. *Türkiye Klinikleri Journal of Medical Sciences*. 2018.

61. Grossmann Y, Madjar D. Prosthetic treatment for severely misaligned implants: a clinical report. *J Prosthet Dent*. 2002;88(3):259-62.
62. Priest G. Virtual-designed and computer-milled implant abutments. *J Oral Maxillofac Surg*. 2005;63(9 Suppl 2):22-32.
63. Karunagaran S, Markose S, Paprocki G, Wicks R. A systematic approach to definitive planning and designing single and multiple unit implant abutments. *J Prosthodont*. 2014;23(8):639-48.
64. Lewis S. Anterior single-tooth implant restorations. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 1995;15(1):30-41.
65. Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15(1):76-94.
66. Terzioglu H. İmplant-Abutment Özelliklerinin Tedavinin Başarısındaki Etkisi. *The International journal of prosthodontics*. 2015;1:23-8.
67. Lops D, Stellini E, Sbricoli L, Cea N, Romeo E, Bressan E. Influence of abutment material on peri-implant soft tissues in anterior areas with thin gingival biotype: a multicentric prospective study. *Clin Oral Implants Res*. 2017;28(10):1263-8.
68. Molina A, Sanz-Sánchez I, Martín C, Blanco J, Sanz M. The effect of one-time abutment placement on interproximal bone levels and peri-implant soft tissues: a prospective randomized clinical trial. *Clin Oral Implants Res*. 2017;28(4):443-52.
69. Tan PL, Dunne JT, Jr. An esthetic comparison of a metal ceramic crown and cast metal abutment with an all-ceramic crown and zirconia abutment: a clinical report. *J Prosthet Dent*. 2004;91(3):215-8.
70. Behr M, Rosentritt M, Lang R, Handel G. Glass fiber-reinforced abutments for dental implants. A pilot study. *Clin Oral Implants Res*. 2001;12(2):174-8.
71. Akagawa Y, Ichikawa Y, Nikai H, Tsuru H. Interface histology of unloaded and early loaded partially stabilized zirconia endosseous implant in initial bone healing. *J Prosthet Dent*. 1993;69(6):599-604.
72. Martin WC, Pollini A, Morton D. The influence of restorative procedures on esthetic outcomes in implant dentistry: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29 Suppl:142-54.
73. Gehrke P, Johansson D, Fischer C, Stawarczyk B, Beuer F. In vitro fatigue and fracture resistance of one- and two-piece CAD/CAM zirconia implant abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2015;30(3):546-54.
74. Yilmaz B, Salaita LG, Seidt JD, McGlumphy EA, Clelland NL. Load to failure of different zirconia abutments for an internal hexagon implant. *J Prosthet Dent*. 2015;114(3):373-7.
75. Canullo L, Coelho PG, Bonfante EA. Mechanical testing of thin-walled zirconia abutments. *J Appl Oral Sci*. 2013;21(1):20-4.

76. Elsayed A, Wille S, Al-Akhali M, Kern M. Effect of fatigue loading on the fracture strength and failure mode of lithium disilicate and zirconia implant abutments. *Clin Oral Implants Res.* 2018;29(1):20-7.
77. Silva CEP, Soares S, Machado CM, Bergamo ETP, Coelho PG, Witek L, et al. Effect of CAD/CAM Abutment Height and Cement Type on the Retention of Zirconia Crowns. *Implant Dent.* 2018;27(5):582-7.
78. Lopes ACD, Machado CM, Bonjardim LR, Bergamo ETP, Ramalho IS, Witek L, et al. The Effect of CAD/CAM Crown Material and Cement Type on Retention to Implant Abutments. *J Prosthodont.* 2019;28(2):E552-E6.
79. Cardoso KB, Bergamo ETP, Cruz VD, Ramalho IS, Lino LFD, Bonfante EA. Three-dimensional misfit between Ti-Base abutments and implants evaluated by replica technique. *Journal of Applied Oral Science.* 2020;28.
80. Burkhardt F, Pitta J, Fehmer V, Mojon P, Sailer I. Retention Forces of Monolithic CAD/CAM Crowns Adhesively Cemented to Titanium Base Abutments-Effect of Saliva Contamination Followed by Cleaning of the Titanium Bond Surface. *Materials.* 2021;14(12).
81. Bergamo ETP, Zahoui A, Ikejiri LLA, Marun M, da Silva KP, Coelho PG, et al. Retention of zirconia crowns to Ti-base abutments: effect of luting protocol, abutment treatment and autoclave sterilization. *Journal of Prosthodontic Research.* 2021;65(2):171-5.
82. Rozeik AS, Chaar MS, Sindt S, Wille S, Selhuber-Unkel C, Kern M, et al. Cellular properties of human gingival fibroblasts on novel and conventional implant-abutment materials. *Dent Mater.* 2022;38(3):540-8.
83. Türksayar AAD, Atsü SS. Fracture Resistance of Zirconia, Polyetheretherketone, and Polyetherketoneketone Implant Abutments After Aging. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2021;36(2):332-40.
84. Meng JC, Everts JE, Qian F, Gratton DG. Influence of connection geometry on dynamic micromotion at the implant-abutment interface. *Int J Prosthodont.* 2007;20(6):623-5.
85. Lazzara RJ, Porter SS. Platform switching: a new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2006;26(1):9-17.
86. Quirynen M, van Steenberghe D. Bacterial colonization of the internal part of two-stage implants. An in vivo study. *Clin Oral Implants Res.* 1993;4(3):158-61.
87. Callan DP, Cobb CM, Williams KB. DNA probe identification of bacteria colonizing internal surfaces of the implant-abutment interface: a preliminary study. *J Periodontol.* 2005;76(1):115-20.
88. Saidin S, Abdul Kadir MR, Sulaiman E, Abu Kasim NH. Effects of different implant-abutment connections on micromotion and stress distribution: prediction of microgap formation. *J Dent.* 2012;40(6):467-74.

89. de Barros Carrilho GP, Dias RP, Elias CN. Comparison of external and internal hex implants' rotational freedom: a pilot study. *Int J Prosthodont.* 2005;18(2):165-6.
90. Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *J Prosthet Dent.* 2002;88(6):604-10.
91. Perriard J, Wiskott WA, Mellal A, Scherrer SS, Botsis J, Belser UC. Fatigue resistance of ITI implant-abutment connectors -- a comparison of the standard cone with a novel internally keyed design. *Clin Oral Implants Res.* 2002;13(5):542-9.
92. Quek HC, Tan KB, Nicholls JI. Load fatigue performance of four implant-abutment interface designs: effect of torque level and implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2008;23(2):253-62.
93. Gracis S, Michalakis K, Vigolo P, Vult von Steyern P, Zwahlen M, Sailer I. Internal vs. external connections for abutments/reconstructions: a systematic review. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23 Suppl 6:202-16.
94. Weng D, Nagata MJ, Bosco AF, de Melo LG. Influence of microgap location and configuration on radiographic bone loss around submerged implants: an experimental study in dogs. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011;26(5):941-6.
95. Vetromilla BM, Brondani LP, Pereira-Cenci T, Bergoli CD. Influence of different implant-abutment connection designs on the mechanical and biological behavior of single-tooth implants in the maxillary esthetic zone: A systematic review. *J Prosthet Dent.* 2019;121(3):398-403.e3.
96. Hung HC, Huang CS, Pan YH. The compressive strength of implant-abutment complex with different connection designs. *J Dent Sci.* 2019;14(3):318-24.
97. Hansson S. A conical implant-abutment interface at the level of the marginal bone improves the distribution of stresses in the supporting bone. An axisymmetric finite element analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2003;14(3):286-93.
98. Salama AA, Katamesh HA, El Mahallawi O, Halim CH. The Effect of Platform-Switching Implants and Different Abutment Materials on the Stress Distribution of Implant-Supported Restorations. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2020;40(2):285-91.
99. Craig RG, Powers JM. *Restorative Dental Materials*: Mosby; 2002.
100. Wang RR, Fenton A. Titanium for prosthodontic applications: a review of the literature. *Quintessence Int.* 1996;27(6):401-8.
101. Contreras EF, Henriques GE, Giolo SR, Nobilo MA. Fit of cast commercially pure titanium and Ti-6Al-4V alloy crowns before and after marginal refinement by electrical discharge machining. *J Prosthet Dent.* 2002;88(5):467-72.
102. Subaşı M, Karataş Ç. Titanyum ve titanyum alaşımlarından yapılan implantlar üzerine inceleme. *Politeknik Dergisi* 2012;15(2):87-103.

103. Kedici SP, Aksüt AA, Kılıçarslan MA, Bayramoğlu G, Gökdemir K. Corrosion behaviour of dental metals and alloys in different media. *J Oral Rehabil.* 1998;25(10):800-8.
104. Elias C, Lima J, Valiev R. Biomedical applications of titanium and its alloys. *JOM: the journal of the Minerals, Metals & Materials Society.* 2008;60:46-9.
105. Sahin S, Cehreli MC, Yalçın E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses--a review. *J Dent.* 2002;30(7-8):271-82.
106. Sarot JR, Contar CM, Cruz AC, de Souza Magini R. Evaluation of the stress distribution in CFR-PEEK dental implants by the three-dimensional finite element method. *J Mater Sci Mater Med.* 2010;21(7):2079-85.
107. Schalock PC, Menné T, Johansen JD, Taylor JS, Maibach HI, Lidén C, et al. Hypersensitivity reactions to metallic implants - diagnostic algorithm and suggested patch test series for clinical use. *Contact Dermatitis.* 2012;66(1):4-19.
108. Andreiotelli M, Wenz HJ, Kohal RJ. Are ceramic implants a viable alternative to titanium implants? A systematic literature review. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20 Suppl 4:32-47.
109. Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN. Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res.* 1989;23(1):45-61.
110. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater.* 2004;20(5):449-56.
111. Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin North Am.* 2004;48(2):viii, 513-30.
112. Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials.* 2006;27(4):535-43.
113. Zhang Y, Lawn BR. Novel Zirconia Materials in Dentistry. *J Dent Res.* 2018;97(2):140-7.
114. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials.* 1999;20(1):1-25.
115. Malkoc MA, Sevimay M, Yaprak E. The use of zirconium and feldspathic porcelain in the management of the severely worn dentition: a case report. *Eur J Dent.* 2009;3(1):75-80.
116. Miyazaki T, Nakamura T, Matsumura H, Ban S, Kobayashi T. Current status of zirconia restoration. *J Prosthodont Res.* 2013;57(4):236-61.
117. Akagawa Y, Hosokawa R, Sato Y, Kamayama K. Comparison between freestanding and tooth-connected partially stabilized zirconia implants after two years' function in monkeys: a clinical and histologic study. *J Prosthet Dent.* 1998;80(5):551-8.

118. Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dent Mater.* 2008;24(3):289-98.
119. Turp V, Sen D, Tuncelli B, Goller G, Özcan M. Evaluation of air-particle abrasion of Y-TZP with different particles using microstructural analysis. *Aust Dent J.* 2013;58(2):183-91.
120. McLaren EA, White SN. Glass-infiltrated zirconia/alumina-based ceramic for crowns and fixed partial dentures. *Pract Periodontics Aesthet Dent.* 1999;11(8):985-94; quiz 96.
121. Tinschert J, Zvez D, Marx R, Anusavice KJ. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *J Dent.* 2000;28(7):529-35.
122. Luthardt RG, Sandkuhl O, Reitz B. Zirconia-TZP and alumina--advanced technologies for the manufacturing of single crowns. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 1999;7(4):113-9.
123. Mizrahi B. The anterior all-ceramic crown: a rationale for the choice of ceramic and cement. *Br Dent J.* 2008;205(5):251-5.
124. Baldissara P, Llukacej A, Ciocca L, Valandro FL, Scotti R. Translucency of zirconia copings made with different CAD/CAM systems. *J Prosthet Dent.* 2010;104(1):6-12.
125. Christensen GJ. The all-ceramic restoration dilemma: where are we? *J Am Dent Assoc.* 2011;142(6):668-71.
126. Beuer F, Stimmelmayer M, Gueth JF, Edelhoff D, Naumann M. In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dent Mater.* 2012;28(4):449-56.
127. Griffin JD, Jr. Tooth in a bag: same-day monolithic zirconia crown. *Dent Today.* 2013;32(1):124, 6-31.
128. Preis V, Weiser F, Handel G, Rosentritt M. Wear performance of monolithic dental ceramics with different surface treatments. *Quintessence Int.* 2013;44(5):393-405.
129. Guess PC, Att W, Strub JR. Zirconia in fixed implant prosthodontics. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012;14(5):633-45.
130. Kanat B, Cömlekoğlu EM, Dündar-Çömlekoğlu M, Hakan Sen B, Ozcan M, Ali Güngör M. Effect of various veneering techniques on mechanical strength of computer-controlled zirconia framework designs. *J Prosthodont.* 2014;23(6):445-55.
131. Stober T, Bermejo JL, Rammelsberg P, Schmitter M. Enamel wear caused by monolithic zirconia crowns after 6 months of clinical use. *J Oral Rehabil.* 2014;41(4):314-22.
132. Zhang Y, Lee JJ, Srikanth R, Lawn BR. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dent Mater.* 2013;29(12):1201-8.

133. Nakamura K, Harada A, Inagaki R, Kanno T, Niwano Y, Milleding P, et al. Fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns with reduced thickness. *Acta Odontol Scand*. 2015;73(8):602-8.
134. Kulak Y, Akalin B, Uludamar A. Zirkonyum esaslı tam seramik restorasyonlarda simantasyon öncesi yüzey hazırlıkları. *Cumhuriyet Dental Journal*. 2011;14.
135. Adıgüzel Ö. Sonlu elemanlar analizi: Derleme bölüm I: Diş hekimliğinde Kullanım Alanları, Temel Kavramlar ve Eleman Tanımları. *Dicle Diş Hekimliği Dergisi*. 2010;11:18-23.
136. Ramoğlu S, Ozan O, editors. **DİŞ HEKİMLİĞİNDE SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZ YÖNTEMİ**2015.
137. Gümrükçü Z. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yönteminin İmplant Cerrahisinde Kullanımı. 2019.
138. Eskitaşçıoğlu G, Yurdukoru B. Dişhekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi. *Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 1995;22:201-5.
139. Güler M, Sadri ŞEN. Sonlu elemanlar yöntemi hakkında genel bilgiler. *Ordu Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Dergisi*. 2015;5(1):56-66.
140. Taşkınsel E, Gumus H. **SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZİ VE RESTORATİF DİŞ HEKİMLİĞİNDE KULLANIMI**. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2015;8.
141. Srirekha A, Bashetty K. Infinite to finite: an overview of finite element analysis. *Indian J Dent Res*. 2010;21(3):425-32.
142. Moaveni S. Finite element analysis theory and application with ANSYS. 3 ed: Pearson Education India; 2011.
143. Carter DR, Orr TE, Fyhrie DP, Schurman DJ. Influences of mechanical stress on prenatal and postnatal skeletal development. *Clin Orthop Relat Res*. 1987(219):237-50.
144. DeTolla DH, Andreana S, Patra A, Buhite R, Comella B. Role of the finite element model in dental implants. *J Oral Implantol*. 2000;26(2):77-81.
145. Ebrahimi F. Finite Element Analysis: New Trends and Developments.: BoD–Books on Demand; 2012.
146. Ramoğlu S, Ozan O. Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*.24(3).
147. Tabata LF, Assunção WG, Barão VA, Gomes EA, Delben JA, de Sousa EA, et al. Comparison of single-standing or connected implants on stress distribution in bone of mandibular overdentures: a two-dimensional finite element analysis. *J Craniofac Surg*. 2010;21(3):696-702.
148. Deste G, Durkan R. **TAM KONTÜR ZİRKONYA RESTORASYONLARIN FARKLI ALL ON FOUR MANDİBULAR İMPLANT MODELLERİNDE BİYOMEKANİK DAVRANIŞLARI: 3 BOYUTLU SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZİ ÇALIŞMASI**. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2020.

149. Karl M, Dickinson A, Holst S, Holst A. Biomechanical methods applied in dentistry: a comparative overview of photoelastic examinations, strain gauge measurements, finite element analysis and three-dimensional deformation analysis. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2009;17(2):50-7.
150. Nelson SJ. *Wheeler's Dental Anatomy, Physiology, and Occlusion*. 11 ed: Elsevier; 2020.
151. Sevimay M, Turhan F, Kiliçarslan MA, 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(3):227-34.
152. Zarone F, Sorrentino R, Apicella D, Valentino B, Ferrari M, Aversa R, et al. Evaluation of the biomechanical behavior of maxillary central incisors restored by means of endocrowns compared to a natural tooth: a 3D static linear finite elements analysis. *Dent Mater*. 2006;22(11):1035-44.
153. Schmitter M, Mueller D, Rues S. Chipping behaviour of all-ceramic crowns with zirconia framework and CAD/CAM manufactured veneer. *J Dent*. 2012;40(2):154-62.
154. Xie B, Chen J, Zhao T, Shen J, Dörsam I, He Y. Three-dimensional finite element analysis of anterior fixed partial denture supported by implants with different materials. *Ann Anat*. 2022;243:151943.
155. Cho SY, Huh YH, Park CJ, Cho LR. Three-Dimensional Finite Element Analysis of the Stress Distribution at the Internal Implant-Abutment Connection. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2016;36(3):e49-58.
156. Zhang WT, Cheng KJ, Liu YF, Wang R, Chen YF, Ding YD, et al. Effect of the prosthetic index on stress distribution in Morse taper connection implant system and peri-implant bone: a 3D finite element analysis. *BMC Oral Health*. 2022;22(1):431.
157. Byun SH, Seo JH, Cho RY, Yi SM, Kim LK, Han HS, et al. Finite Element Analysis of a New Non-Engaging Abutment System for Three-Unit Implant-Supported Fixed Dental Prostheses. *Bioengineering (Basel)*. 2022;9(10).
158. Cho SY, Huh YH, Park CJ, Cho LR. Three-Dimensional Finite Element Analysis on Stress Distribution of Internal Implant-Abutment Engagement Features. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2018;33(2):319-27.
159. Jung WK, Lee WS, Kwon HB. Effects of abutment screw preload in two implant connection systems: A 3D finite element study. *J Prosthet Dent*. 2019;122(5):474.e1-e8.
160. Quaresma SE, Cury PR, Sendyk WR, Sendyk C. A finite element analysis of two different dental implants: stress distribution in the prosthesis, abutment, implant, and supporting bone. *J Oral Implantol*. 2008;34(1):1-6.
161. Shim HW, Yang BE. Long-term cumulative survival and mechanical complications of single-tooth Ankylos Implants: focus on the abutment neck fractures. *J Adv Prosthodont*. 2015;7(6):423-30.

162. Yao KT, Kao HC, Cheng CK, Fang HW, Yip SW, Hsu ML. The effect of clockwise and counterclockwise twisting moments on abutment screw loosening. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23(10):1181-6.
163. 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(3):353-9.
164. Br  nemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent.* 1983;50(3):399-410.
165. Abduo J, Bennani V, Waddell N, Lyons K, Swain M. Assessing the fit of implant fixed prostheses: a critical review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010;25(3):506-15.
166. Tan KB, Rubenstein JE, Nicholls JI, Yuodelis RA. Three-dimensional analysis of the casting accuracy of one-piece, osseointegrated implant-retained prostheses. *Int J Prosthodont.* 1993;6(4):346-63.
167. Fusayama T, Wakumoto S, H. H. Accuracy of fixed partial dentures made by various soldering techniques and one-piece castings. *J Prosthet Dent* 1964;14.
168. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent.* 1983;49(6):843-8.
169. Gunne J, Jemt T, Lind  n B. Implant treatment in partially edentulous patients: a report on prostheses after 3 years. *Int J Prosthodont.* 1994;7(2):143-8.
170. Kallus T, Bessing C. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994;9(2):169-78.
171. Voitik AJ. The Kulzer abutment luting; Kal technique. A direct assembly framework method for osseointegrated implant prostheses. *Implant Soc.* 1991;2(1):11-4.
172. Stumpel LJ, 3rd. The adhesive-corrected implant framework. *J Calif Dent Assoc.* 1994;22(2):47-50, 2-3.
173. Al-Abdullah K, Zandparsa R, Finkelman M, Hirayama H. An in vitro comparison of the accuracy of implant impressions with coded healing abutments and different implant angulations. *J Prosthet Dent.* 2013;110(2):90-100.
174. Uludamar A, Leung T. Inaccurate fit of implant superstructures. Part II: Efficacy of the Preci-disc system for the correction of errors. *Int J Prosthodont.* 1996;9(1):16-20.
175. Clelland NL, van Putten MC. Comparison of strains produced in a bone simulant between conventional cast and resin-luted implant frameworks. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997;12(6):793-9.
176. Ma S, Fenton A. Screw- versus cement-retained implant prostheses: a systematic review of prosthodontic maintenance and complications. *Int J Prosthodont.* 2015;28(2):127-45.

177. Turkyilmaz I. A Proposal of New Classification for Dental Implant Complications. *J Contemp Dent Pract.* 2018;19(8):1025-33.
178. Kurbad A, Kurbad S. CAD/CAM-based implant abutments. *Int J Comput Dent.* 2013;16(2):125-41.
179. Tribst JPM, Dal Piva AMO, Borges ALS, Bottino MA. Different combinations of CAD/CAM materials on the biomechanical behavior of a two-piece prosthetic solution. *Int J Comput Dent.* 2019;22(2):171-6.
180. Kemarly K, Arnason SC, Parke A, Lien W, Vandewalle KS. Effect of Various Surface Treatments on Ti-Base Coping Retention. *Oper Dent.* 2020;45(4):426-34.
181. Zahoui A, Bergamo ET, Marun MM, Silva KP, Coelho PG, Bonfante EA. Cementation Protocol for Bonding Zirconia Crowns to Titanium Base CAD/CAM Abutments. *Int J Prosthodont.* 2020;33(5):527-35.
182. Wang G, Zhang S, Bian C, Kong H. Verification of finite element analysis of fixed partial denture with in vitro electronic strain measurement. *J Prosthodont Res.* 2016;60(1):29-35.
183. Macedo JP, Pereira J, Faria J, Pereira CA, Alves JL, Henriques B, et al. Finite element analysis of stress extent at peri-implant bone surrounding external hexagon or Morse taper implants. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2017;71:441-7.
184. Chang HC, Li HY, Chen YN, Chang CH, Wang CH. Mechanical analysis of a dental implant system under 3 contact conditions and with 2 mechanical factors. *J Prosthet Dent.* 2019;122(4):376-82.

8. ÖZGEÇMİŞ

