

**T.C.
RECEP TAYYİP ERDOĞAN ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**ATROFİK TOTAL DİŞSİZ MAKSİLLAYA UYGULANAN FARKLI
MATERYALLER İLE ÜRETİLEN SUBPERİOSTEAL İMPLANT
DESTEKLİ PROTEZ TASARIMLARINDAKİ KUVVET
DAĞILIMLARININ SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZİ
YÖNTEMİYLE İNCELENMESİ**

Dt. Büşranur DEMİR

**Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Uzmanlık Tezi**

**Tez Danışmanı
Doç. Dr. İpek ÇAĞLAR**

Rize-2025

**T.C.
RECEP TAYYİP ERDOĞAN ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**ATROFİK TOTAL DİŞSİZ MAKSİLLAYA UYGULANAN FARKLI
MATERYALLER İLE ÜRETİLEN SUBPERİOSTEAL İMPLANT
DESTEKLİ PROTEZ TASARIMLARINDAKİ KUVVET
DAĞILIMLARININ SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZİ
YÖNTEMİYLE İNCELENMESİ**

Dt. Büşranur DEMİR

**Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Uzmanlık Tezi**

**Tez Danışmanı
Doç. Dr. İpek ÇAĞLAR**

Rize-2025

KABUL ve ONAY

Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında, Doç. Dr. İpek ÇAĞLAR danışmanlığında, Büşranur Demir tarafından hazırlanan Atrofik total dişsiz maksillaya uygulanan farklı materyaller ile üretilen subperiosteal implant destekli protez tasarımlarındaki kuvvet dağılımlarının sonlu elamanlar stres analizi yöntemiyle incelenmesi adlı bu tez çalışması, 06.08.2025 tarihinde yapılan savunma sınavı sonucunda oy birliği/oy çokluğuyla başarılı bulunmuş ve jürimiz tarafından **Uzmanlık Tezi** olarak kabul edilmiştir.

Jüri Üyeleri

Unvanı, Adı Soyadı

Başkan

: Prof. Dr. Zeynep YEŞİL

Üye

: Doç. Dr. Murat ALKURT

Üye

: Doç. Dr. İpek ÇAĞLAR

ETİK BEYAN

Protetik Diş Tedavisi Programından mezun olmak üzere teslim ettiğim “Atrofik total dişsiz maksillaya uygulanan farklı materyaller ile üretilen Subperiostal implant destekli protez tasarımlarındaki kuvvet dağılımlarının sonlu elamanlar stres analizi yöntemiyle incelenmesi” adlı tezim, bilim ve araştırma etiği prensiplerine riayet edilerek tarafımdan yazılmıştır.

Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada:

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanla akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmada yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfla bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu,

bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

Büşranur DEMİR
06.08.2025

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam süresince bilgi ve deneyimiyle yol gösteren, sabrı ve desteğiyle her zaman yanımda olan değerli hocam ve tez danışmanım Sayın Doç. Dr. İpek Çağlar'a,

Uzmanlık eğitimim süresince akademik ve mesleki gelişimime katkıda bulunan, bilgi ve tecrübeleriyle yol gösteren saygıdeğer hocalarım Prof. Dr. Zeynep YEŞİL' e ve Doç. Dr. Murat ALKURT' a,

Tez çalışmamı TSA-2024-1834 no'lu proje ile destekleyen Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğüne,

Bugünlere gelmemde en büyük desteği, sevgiyi ve motivasyonu sağlayan, her zaman yanımda olduklarını bildiğim ve hissettiğim sevgili annem, babam ve canım kardeşime,

Bu zorlu ve yoğun süreçte iyi ve kötü günlerimde yanımda olarak manevi destekleri, samimi arkadaşlıkları ve paylaşımcı yaklaşımlarıyla motivasyonumu artıran ve varlıklarıyla bu yolculuğu daha anlamlı ve değerli kılan tüm arkadaşlarıma,

Çalışma sürecim boyunca katkı ve desteklerini esirgemeyen, iş birliği ve özverili çalışmalarıyla her zaman yanımda olan bölümümüzün değerli araştırma görevlilerine ve bölümümüzün düzenli işleyişine emek veren tüm personel arkadaşlarıma teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

ETİK BEYAN.....	I
TEŞEKKÜR	II
İÇİNDEKİLER.....	III
ÖZET.....	V
ABSTRACT.....	VI
SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ	VII
TABLolar DİZİNİ	VIII
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	IVIII
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Kemik.....	4
2.2. Kemik Sınıflandırmaları	4
2.2.1. Lekholm ve Zarb'ın Sınıflaması.....	5
2.2.2. Misch'in Sınıflaması	5
2.2.3. Alveolar Kemik Sınıflandırması	6
2.3. Maksillanın anatomisi	7
2.3.1. Maksillada Rezorpsiyon	8
2.4. Dental İmplant	10
2.4.1. Dental İmplantların Sınıflandırılması	11
2.4.1.1. Transmandibular İmplantlar.....	11
2.4.1.2. Kemik İçi İmplantlar.....	11
2.4.1.3. Subperiostal İmplantlar	11
2.5. Dental İmplant Materyalleri	12
2.5.1. Dental İmplant Biyomateryalleri	13
2.5.1.1. Metalik Biyomateryaller	13
2.5.1.2. Seramik Biyomateryaller	13
2.5.1.3. Polimerik ve Kompozit Biyomateryaller	14
2.6. Dental İmplantların Biyomekanikliği	14
2.6.1. Kuvvet.....	15
2.6.2. Gerilme (Stres)	15
2.6.3. Gerinim (Strain).....	17
2.6.4. Elastisite (Young) Modülü.....	17
2.6.5. Poisson Oranı	18

2.7. Atrofik Maksillada Tedavi Seçenekleri	18
2.7.1. Kısa Dental İmplantlar.....	19
2.7.2. Eğimli (Açılı) İmplantlar.....	19
2.7.3. Pterigoid İmplantlar	20
2.7.4. Zigomatik İmplantlar	20
2.7.5. Subperiostal İmplantlar	20
2.8. İmplant Üstü Protezler	22
2.8.1. İmplant Üstü Sabit Protezler ve Dayanak Çeşitleri.....	24
2.8.2. İmplant Üstü Protez Materyalleri	26
2.9. Kuvvet Analiz Yöntemleri.....	28
2.9.1. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi (SESA).....	29
2.9.2. Sonlu Elemanlar Stres Analizi ile İlgili Genel Kavramlar	31
3. GEREÇ ve YÖNTEM.....	34
3.1. Çene Kemiğinin Modellenmesi.....	35
3.1.1. İmplant ve Dayanakların Modellenmesi.....	36
3.1.2. Protezin Modellenmesi	37
3.2. Sonlu Elemanlar Analizi.....	38
3.3. Sınır ve Yükleme Koşulları	40
3.4. Stres Değerlendirmesi.....	41
4. BULGULAR.....	42
4.1. Kortikal ve Trabeküler Kemik İçin Principal Stres Değerleri	42
4.2. İmplant Çevresinde Maksimum von Mises Değerleri	46
4.3. Fiksasyon Vidaları İçin Maksimum von Mises Değerleri	48
4.4. Protez Alt Yapısında Oluşan Maksimum von Mises Değerleri.....	50
4.5. Protez Vidaları için Maksimum von Mises Değerleri	53
5. TARTIŞMA	56
6. SONUÇ ve ÖNERİLER	75
KAYNAKLAR.....	77
EKLER	94
EK-1. Özgeçmiş	94
EK-2. Etik Kurul Onay Formu.....	95
EK-3. Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu	96
EK-4. iThenticate İntihal Raporu.....	98

ÖZET

Atrofik Total Dişsiz Maksillaya Uygulanan Farklı Materyaller ile Üretilen Subperiostal İmplant Destekli Protez Tasarımlarındaki Kuvvet Dağılımlarının Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemiyle İncelenmesi

Amaç: Bu tez çalışmasının amacı, farklı protetik materyaller ile hazırlanan subperiostal implantların implant, implant çevresindeki kemik, protetik alt yapı ve tutucu vidalarda oluşturacağı stres dağılımlarının sonlu elemanlar stres analizi (SESA) yöntemiyle incelenmesidir.

Gereç ve Yöntem: Tam dişsiz maksillaya ait bilgisayarlı tomografi (BT) verileri kullanılarak elde edilen model üzerine bireysel olarak titanyum subperiostal implant (Sİ) tasarlandı. Sİ'nin kemik ile ilişkisi kanin ve zigoma bölgesinde olmak üzere her biri iki fiksasyon noktası ile desteklenen iki ayrı bileşen ve her bileşende 3 adet protetik dayanak çıkışı olacak şekilde planlandı. Sabit protezlerin alt yapı materyali olarak krom-kobalt (Cr-Co), titanyum (Ti), polietilen eter keton (PEEK) ve zirkonya (Zr) seçildi. Cr-Co ve Zr alt yapıların üstüne porselen, Ti alt yapıların üstüne porselen ve akrilik rezin, PEEK alt yapının üstüne kompozit rezin uygulaması yapıldı. Protez üzerine ön bölgede 100 Newton (N) dikey kuvvet, arka bölgede 150 N dikey ve 30° açıyla 100 N oblik kuvvet aynı anda uygulanarak implant, protez alt yapı materyalleri, kemik, tutucu vidalarda oluşan stres değerleri SESA yöntemi ile değerlendirildi.

Bulgular: SESA sonuçlarına göre, kortikal ve trabeküler kemik, implant ve tutucu vidalar üzerinde en yüksek stres seviyeleri PEEK alt yapı materyalinde, en düşük stres seviyeleri ise Cr-Co alt yapı materyalinde olduğu görüldü. Protetik alt yapı materyallerinde ise en yüksek stres Cr-Co alt yapıda (103 MPa), en düşük stres PEEK alt yapıda (70 MPa) görüldü. Titanyum-akrilik rezin ve titanyum-porselen kombinasyonları ise benzer stres dağılımı sergiledi; üst yapı materyalinin elastik modülü bu dağılımı anlamlı düzeyde etkilemedi. Protez bileşenleri arasında en yüksek stres yoğunluğu, 233 MPa ile PEEK altyapılı protez vidasında kaydedildi. İmplant vidalarındaki stres düzeyleri, protez vidalarına göre daha düşük olup, maksimum stres değeri PEEK altyapılı protezde 71 MPa olarak belirlendi. Tüm modellerde elde edilen stres değerleri, kemik, implant ve protez bileşenleri için biyolojik sınırlar içerisinde kaldı.

Sonuç: Farklı protez materyallerine sahip sabit subperiostal implant destekli protez tasarımlarında, çene kemiği, implant ve protez bileşenleri üzerinde stres dağılımı değişkenlik göstermiştir. İmplant destekli protezlerin başarısının, klinik duruma uygun altyapı materyalinin seçimiyle doğrudan ilişkili olduğu düşünülmektedir. Cr-Co, Zr ve Ti gibi rijit alt yapı materyallerin kemik, implant ve tutucu vidalarda PEEK alt yapı materyaline göre daha düşük stres dağılımı sağladığı ve bu yönüyle biyomekanik avantaj sunduğu ortaya konmuştur. Ayrıca, elde edilen bulgular, subperiostal implant tedavi planlamasında yalnızca altyapı materyalinin seçiminin değil, aynı zamanda vida bileşenlerinin mekanik dayanıklılığının da dikkate alınması gerektiğini ortaya koymaktadır.

Anahtar Kelimeler: PEEK, Subperiostal implantlar, Sonlu elemanlar stres analizi, Titanyum, Zirkonya

ABSTRACT

Investigation of Stress Distributions in Prosthesis Designs Produced with Different Materials Supported by Subperiosteal Implants Placed in Atrophic Total Edentulous Maxilla Using Finite Element Stress Analysis Method

Aim: This study aimed to evaluate the stress distribution in the implant, surrounding bone, prosthetic framework, and fixation screws of subperiosteal implants constructed with different prosthetic materials using finite element analysis (FEA).

Materials and Methods: A custom-designed titanium subperiosteal implant (SI) was modeled based on computed tomography data obtained from a completely edentulous maxilla. The SI was planned as two separate components supported by four fixation points each, engaging the canine and tuberosity regions of the maxilla, and incorporating three abutment posts per component. As the framework materials for fixed prostheses, cobalt-chromium (CoCr), titanium (Ti), polyetheretherketone (PEEK), and zirconia (Zr) were selected. Porcelain was veneered on CoCr and Zr frameworks, while porcelain and acrylic resin were used for Ti frameworks, and composite resin was applied over the PEEK framework. A vertical load of 100 N was applied to the anterior region of the prosthesis, along with a combination of 150 N vertical and 100 N oblique (30°) forces to the posterior region. Resulting stress distributions in the implant, prosthetic framework materials, surrounding bone, and fixation screws were analyzed using the finite element analysis (FEA) method.

Results: According to the results of the FEA, the highest stress levels in cortical and trabecular bone, implants, and fixation screws were observed in the PEEK framework, while the lowest stress levels occurred in the CoCr framework. Among the prosthetic substructures, the highest stress was recorded in the CoCr framework (103 MPa), whereas the lowest was found in the PEEK framework (70 MPa). Titanium-acrylic resin and titanium-porcelain combinations exhibited similar stress distributions, indicating that the elastic modulus of the veneering material did not significantly influence the stress pattern. Among the prosthetic components, the highest stress concentration was recorded in the prosthetic screw of the PEEK framework, reaching 233 MPa. Stress levels in the implant screws were lower compared to the prosthetic screws, with a maximum value of 71 MPa observed in the PEEK-based prosthesis. The stress values obtained in all models remained within the physiological limits for bone, implants, and prosthetic components.

Conclusions: In fixed prosthetic designs supported by subperiosteal implants with different framework materials, the distribution of stress on the jawbone, implant, and prosthetic components exhibited variability. The success of implant-supported prostheses is considered to be directly associated with the selection of a substructure material appropriate for the clinical condition. Rigid framework materials such as CoCr, Zr, and Ti demonstrated lower stress distributions in the bone, implant, and fixation screws compared to PEEK, thereby offering biomechanical advantages. Furthermore, the findings suggest that in the planning of subperiosteal implant treatments, not only the choice of framework material but also the mechanical durability of the screw components should be taken into consideration.

Keywords: Finite element stress analysis, PEEK, Subperiosteal implants, Titanium, Zirconia

SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

2D	: 2 Dimension-İki Boyutlu
3D	: 3 Dimension-Üç Boyutlu
A	: Yüzey
ark.	: Arkadaşları
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
CAD	: Computer Aided Design (Bilgisayar Destekli Tasarım)
CAM	: Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar Destekli Üretim)
CrCo	: Krom-Kobalt
°	: Derece
E	: Elastisite Modülü
F	: Kuvvet
Σ	: Gerilim (Stres)
σ_M	: Maksimum Von Mises
σ_{max}	: Maksimum Principal stres
MPa	: Mega Pascal
mm	: Milimetre
N	: Newton
N/m ²	: Newton/metre ²
SP	: Sabit Protez
Stl	: Stereolithography
SESA	: Sonlu elemanlar stres analizi
V	: Poisson Oranı
%	: Yüzde

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan materyallerin özellikleri	40
Tablo 4.1. Kortikal kemik için maksimum principal stres değerleri (MPa).....	42
Tablo 4.2. Trabeküler kemik için maksimum principal stres değerleri (MPa).....	45
Tablo 4.3. İmplant için maksimum von Mises stres değerleri (MPa)	46
Tablo 4.4. Fiksasyon vidaları için maksimum von Mises stres değerleri (MPa)	49
Tablo 4.5. Protez alt yapısında oluşan maksimum von Mises stres değerleri (MPa).....	51
Tablo 4.6. Protez vidaları için maksimum von Mises stres değerleri (MPa)	53



ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Lekholm ve Zarb'ın kemik sınıflandırılması.....	5
Şekil 2.2. Mish'in kemik sınıflandırması	6
Şekil 2.3. Cawood ve Howell (1988)'in Rezorpsiyon Sınıflandırması.	7
Şekil 2.4. Çene kemiklerindeki rezorpsiyon süreci	10
Şekil 3.1. Oluşturulan Modeller	35
Şekil 3.2. İmplant, dayanak, kullanılan vidalar a) protez vidası, b) implant vidaları,c) implant	36
Şekil 3.3. Protezin Modellenmesi.....	37
Şekil 3.4. Oluşturulan Modellerin a) Frontal Görünümü b) Lateral Görünümü c) Protez ve implant parçalarının yerleşimi	38
Şekil 3.5. Modelin mesh yapısının görüntüsü	39
Şekil 3.6. Yakınsama grafiği.....	39
Şekil 4.1. PEEK-Kompozit rezin protez tasarımı için kortikal kemikte görülen principal stres değerleri.....	43
Şekil 4.2. Ti-Akrilik rezin protez tasarımı için kortikal kemikte görülen principal stres değerleri	43
Şekil 4.3. Ti-Porselen protez tasarımı için kortikal kemikte görülen principal stres değerleri	43
Şekil 4.4. Zr-Porselen protez tasarımı için kortikal kemikte görülen principal stres değerleri	44
Şekil 4.5. Cr-Co-Porselen protez tasarımı için kortikal kemikte görülen principal stres değerleri	44
Şekil 4.6. PEEK-Kompozit rezin protez tasarımı için trabeküler kemikte görülen principal stres değerleri.....	45
Şekil 4.7. Ti-Akrilik rezin protez tasarımı için trabeküler kemikte görülen principal stres değerleri	45
Şekil 4.8. Ti-Porselen protez tasarımı için trabeküler kemikte görülen principal stres değerleri	45
Şekil 4.9. Zr-Porselen protez tasarımı için trabeküler kemikte görülen principal stres değerleri	46
Şekil 4.10. Cr-Co-Porselen protez tasarımı için trabeküler kemikte görülen principal stres değerleri.....	46
Şekil 4.11. PEEK-Kompozit rezin protez tasarımı için implant çevresinde oluşan von Mises stres değerleri.....	47
Şekil 4.12. Ti-Akrilik rezin protez tasarımı için implant çevresinde oluşan von Mises stres değerleri	47
Şekil 4.13. Ti-Porselen protez tasarımı için implant çevresinde oluşan von Mises stres değerleri.....	47
Şekil 4.14. Zr-Porselen protez tasarımı için implant çevresinde oluşan von Mises stres değerleri.....	48
Şekil 4.15. Cr-Co-Porselen protez tasarımı için implant çevresinde oluşan von Mises stres değerleri	48
Şekil 4.16. PEEK-Kompozit rezin protez tasarımında fiksasyon vidası üzerinde oluşan von Mises stres değerleri	49

Şekil 4.17. Ti-Akrilik rezin protez tasarımında fiksasyon vidası üzerinde oluşan von Mises stres değerleri.....	49
Şekil 4.18. Ti-Porselen protez tasarımında fiksasyon vidası üzerinde oluşan von Mises stres değerleri	49
Şekil 4.19. Zr-Porselen protez tasarımında fiksasyon vidası üzerinde oluşan von Mises stres değerleri	50
Şekil 4.20. Cr-Co-Porselen protez tasarımında fiksasyon vidası üzerinde oluşan von Mises stres değerleri	50
Şekil 4.21. Cr-Co-Porselen protez tasarımında alt yapıda oluşan von Mises stres değerleri.....	51
Şekil 4.22. Zr-Porselen protez tasarımında alt yapıda oluşan von Mises stres değerleri	51
Şekil 4.23. Ti-Porselen protez tasarımında alt yapıda oluşan von Mises stres değerleri.	52
Şekil 4.24. Ti-Akrilik rezin protez tasarımında alt yapıda oluşan von Mises stres değerleri.....	52
Şekil 4.25. PEEK-Kompozit rezin protez tasarımında alt yapıda oluşan von Mises stres değerleri.....	52
Şekil 4.26. PEEK-Kompozit rezin protez tasarımında protez vidası üzerinde oluşan von Mises stres değerleri.....	53
Şekil 4.27. Ti-Akrilik rezin protez tasarımında protez vidası üzerinde oluşan von Mises stres değerleri	54
Şekil 4.28. Ti-Porselen protez tasarımında protez vidası üzerinde oluşan maksimum von Mises stres değerleri.....	54
Şekil 4.29. Zr-Porselen protez tasarımında protez vidası üzerinde oluşan von Mises stres değerleri.....	54
Şekil 4.30. Cr-Co-Porselen protez tasarımında protez vidası üzerinde oluşan von Mises stres değerleri	55

1. GİRİŞ

Yaşlanma, travma, derin çürükler, periodontal hastalıklar, düşük düzeyde oral hijyen ve sistemik hastalıklar gibi birçok etken diş kaybına neden olmaktadır. Dişsizlik, alveolar kemikte zamanla rezorpsiyona neden olur.¹ Fonksiyonel uyarının ortadan kalkmasıyla birlikte, kemik yapısı giderek zayıflar ve özellikle bukkolingual yönde bir hacim kaybı meydana gelir. Dişsizliğin uzun yıllar devam etmesi durumunda bu kayıp vertikal yönde de ilerleyerek belirgin bir kemik azalmasına yol açar.² Oluşan bu yapısal değişikliklerin önüne geçebilmek, çiğneme fonksiyonunu yeniden kazandırmak ve estetik beklentileri karşılamak amacıyla sabit veya hareketli bölümlü protezler, tam protezler, implant destekli protezler gibi çeşitli protetik tedavi seçenekleri bulunmaktadır.³

İmplant destekli protetik çözümler, diş kaybının düzeyine göre özelleştirilebilen uyarlanabilir tedavi yaklaşımları sunmaktadır. Çeneye yerleştirilen implant sayısı, konumu, sabit veya hareketli olması protetik planlamaya göre belirlenmektedir. Bu süreçte interokluzal mesafe, mevcut kemik miktarı, hastaların istek ve beklentileri planlamayı etkileyen faktörler arasındadır. İmplant yerleştirilmeden önce, çene kemiği hacim ve yoğunluk açısından yeterli miktar ve kalitede olmalıdır.⁴ Atrofik çenelerde kritik anatomik yapılara olan yakınlık, implant yerleşimini sınırlayabilen bir faktördür ve implantasyon öncesinde augmentasyon işlemleri gerektirebilmektedir. Ancak bu işlemler, komplikasyon ve morbidite açısından yüksek riskler taşır ve tedavi süresi ve maliyeti artırmaktadır. Augmentasyon işlemlerinden kaçınmak ve mevcut kemik dokusunu daha verimli kullanmak amacıyla; dar çaplı ve kısa implantlar, zigoma implantları ve All-on-4 gibi alternatif sistemler geliştirilmiştir.⁵ Son yıllarda görüntüleme ve üretim teknolojilerindeki gelişmelerle subperiostal implantlar da bu alternatif tedaviler arasında popülerite kazanmıştır.

Subperiostal implantlar, periostun altına kemiğin yüzeyine ve diş eti dokusunun

altına yerleştirilen eksik dişlerin fonksiyonel ve estetik olarak telafisine yönelik bir tedavi seçeneğidir. Kemik içi dental implantlardaki osseointegrasyon mekanizması, subperiostal implantlar için geçerli değildir. Fibrointegrasyon ve kemik desteğiyle stabil olan kafes yapıları ile mukozadan çıkan ve protez tutucusu olarak görev yapan dayanaklardan oluşur.⁶ Subperiostal implantların tasarımı, protetik planlama ile başlamaktadır. Optimum kemik bölgeleri seçilerek dayanak konumları stratejik olarak belirlenmektedir. Kafes yapısı, bireysel kemik morfolojisine tam uyum sağlayacak şekilde titizlikle tasarlanmakta; yeterli kan dolaşımının korunması ve periostla stabil temas sağlanması öncelikli hedefler arasında yer almaktadır. Bu tasarım sayesinde çiğneme kuvvetleri, protez aracılığıyla geniş bir kemik yüzeyine dağıtılmaktadır.⁷ Kişiye özel implant, ileri üretim teknolojileri kullanılarak üretilmekte ve cerrahi olarak yerleştirilmektedir. Rehabilitasyon süreci genellikle geçici bir protezle başlamakta ve ardından kalıcı restorasyonla tamamlanmaktadır. Teknolojik ilerlemeler ve artan klinik deneyim, uygulama sürecine ilişkin komplikasyonları önemli ölçüde azaltmıştır.⁸

Subperiostal implant üstü protetik restorasyonlarda kullanılan materyaller, biyomekanik performans, biyouyumluluk ve klinik dayanıklılık açısından büyük önem taşımaktadır. Günümüzde protetik alt yapı materyali olarak; krom-kobalt (Cr-Co), zirkonya (Zr), titanyum (Ti) ve polietilen eter keton (PEEK) gibi materyaller yaygın olarak kullanılmaktadır. Cr-Co, yüksek elastisite modülüyle uzun dönem stabilite sağlarken; titanyum, biyouyumluluğu, korozyon direnci ve klinik kullanımdaki başarısıyla öne çıkmaktadır. Zirkonya, estetik avantajları ve yeterli mekanik dayanımıyla dikkat çekerken; PEEK ise hafifliği, esnekliği ve metal içermeyen yapısıyla alternatif bir altyapı materyali olarak değerlendirilmektedir.⁹ Bu altyapıların üzerine uygulanan üst yapı materyalleri arasında porselen, kompozit ve akrilik rezin yer almakta olup, her biri farklı fiziksel özellikler ve klinik beklentilere göre tercih edilmektedir.¹⁰

Sonlu elemanlar stres analizi (SESA), dental implantlar, dayanaklar, vidalar ve implantların yer aldığı alveoler kemik gibi bileşenlerin uygulanan kuvvetler karşısındaki mekanik davranışlarını incelemeyi sağlayan bilgisayar destekli bir analiz yöntemidir.¹¹

Literatürde subperiosteal implantların tasarımı ve kullanılan materyal seçenekleriyle ilgili çalışmalar bulunmaktadır; ancak farklı protetik materyal seçimlerinin kemik, implant, protez ve tutucu vidalarda oluşturduğu stres dağılımının incelendiği çalışmalar bulunmamaktadır.¹²⁻¹⁴

Bu nedenle bu çalışmada atrofik total dişsiz maksillaya yerleştirilen subperiosteal implant destekli farklı materyaller ile üretilen protez tasarımlarındaki kuvvet dağılımlarının sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle incelenmesi amaçlanmıştır. Çalışmanın H0 hipotezi: üst çenede yapılacak olan subperiosteal implant üstü sabit protezde farklı materyallerin kullanılmasının stres dağılımını değiştirmeyeceği yönünde oluşturulmuştur.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kemik

Kemik, %70 inorganik ve %30 organik bileşenden oluşan dinamik bir bağ dokusudur. Dış yüzeyini saran, iki katmanlı, vaskülarizasyon ve inervasyon açısından zengin bir bağ dokusu olan periost ile çevrilidir. Sürekli olarak yenilenme sürecinde olan bu doku hem yapım hem de yıkım süreçlerini aynı anda gerçekleştirerek bulunduğu ortama uyum sağlar. Basınca maruz kalan bölgelerde rezorpsiyon meydana gelirken, gerilim kuvvetlerinin etkili olduğu bölgelerde ise apozisyon gerçekleşir.¹⁵

Kemik dokusu yoğunluğuna göre trabeküler ve kortikal olmak üzere iki ana türe ayrılır.¹⁶ Trabeküler kemik, gözenekli bir yapıya sahip olup kortikal kemiğin altında yer alır ve ona kıyasla daha düşük yoğunluk ve sertlik gösterir. Kortikal kemik ise, trabeküler kemiği çevreleyen en dış tabakayı oluşturur ve daha yoğun, dayanıklı bir yapıya sahiptir. Ayrıca, kortikal kemik daha yüksek elastiklik modülüne sahip olup, trabeküler kemiğe göre daha fazla yük taşıma kapasitesi sunar.¹⁷ Kortikal kemik gelen yükleri absorbe etmek yerine yansıtmaya eğilimlidir. Yük doğrudan iletildiğinde burada gerilme daha belirgin artar. Trabeküler kemik gelen yükü daha geniş alana dağıtabilir ama yük taşıma kapasitesi düşüktür. Bu iki dokunun yoğunluğu ve dağılım oranı, bireyin yaşı ve kemiğin maruz kaldığı fonksiyonel yüklenmelere bağlı olarak değişiklik gösterir.¹⁸

2.2. Kemik Sınıflandırmaları

Günümüzde kemik dokusunun sınıflandırılmasında yaygın olarak iki temel sistem kullanılmaktadır. Bunlardan ilki, 1985 yılında Lekholm ve Zarb¹⁹ tarafından geliştirilen sınıflama olup, kemik yoğunluğu ve morfolojisine dayalı bir değerlendirme sunmaktadır. Bu sınıflama, genellikle dental implant uygulamalarında kemik kalitesini belirlemek için kullanılmaktadır ve farklı bölgelerdeki kemik dokusunun yoğunluğunu tanımlamaya yönelik kategoriler içermektedir. İkinci önemli sınıflama ise, 2011 yılında Misch

tarafından geliştirilmiş olup, kemik yoğunluğuyla birlikte biyomekanik özellikleri de dikkate alarak daha kapsamlı bir değerlendirme sunmaktadır. Misch'in sınıflaması, özellikle implant planlaması ve cerrahi prosedürlerin başarı oranını artırmaya yönelik olarak geliştirilmiş olup, kemik yapısının yük taşıma kapasitesi ve implant stabilitesi açısından değerlendirilmesine imkân tanımaktadır.

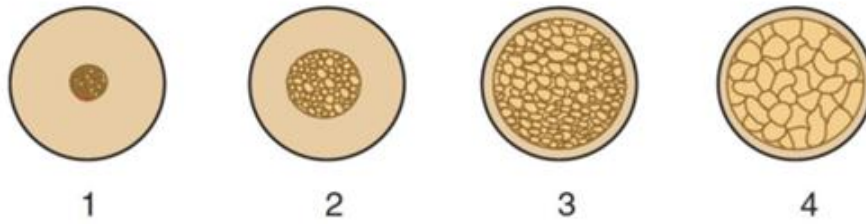
2.2.1. Lekholm ve Zarb'ın Sınıflaması

Tip 1 (Q1) kemik: Homojen kompakt kemik,

Tip 2 (Q2) kemik: Yoğun trabeküler kemiği saran kalın kompakt kemik,

Tip 3 (Q3) kemik: Yoğun trabeküler kemiği saran ince kompakt kemik,

Tip 4 (Q4) kemik: Düşük yoğunluktaki trabeküler kemiği saran ince kompakt kemik olarak isimlendirilir (Şekil 2.1).



Şekil 2.1. Lekholm ve Zarb'ın kemik sınıflandırılması¹⁹

2.2.2. Misch'in Sınıflaması

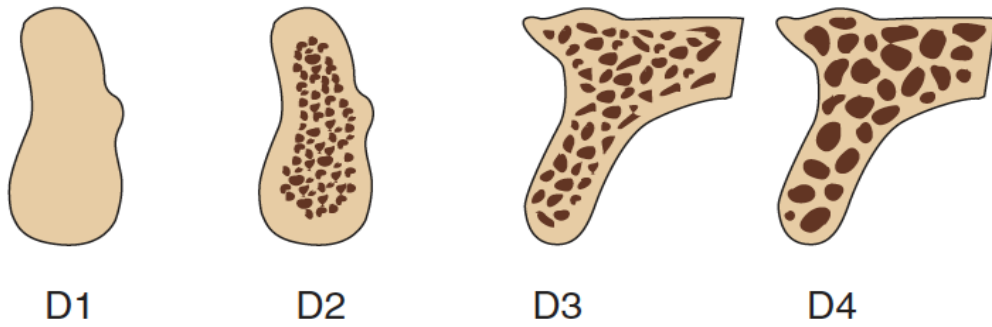
D1 kemik (Çok Yoğun Kemik - Kortikal Kemik Ağırlıklı): Yüksek yoğunluklu, kompakt kemikten oluşur. Genellikle mandibular ön bölgede bulunur. İmplant yerleştirme sırasında yüksek primer stabilite sağlar. Sınırlı vaskülarizasyon, iyileşme sürecinin uzamasına neden olabilir.

D2 kemik (Orta Yoğunlukta Kemik - Kortikal ve Trabeküler Karışımı): Yüzeyde sert kortikal kemik, iç kısmında daha yumuşak trabeküler kemik bulunur. Genellikle ön maksiller kemik ve mandibulanın arka bölümünde bulunur. İyi kan dolaşımı ve dengeli

bir yoğunluk sunar, implantlar için ideal kabul edilir.

D3 kemik (Orta-Yumuşak Kemik - Daha Fazla Trabeküler İçeren Yapı): İnce kortikal kemik ve geniş trabeküler kemik dokusuna sahiptir. Genellikle maksiller arka bölge ve bazı mandibular bölgelerde bulunur. Yeterli vaskülarizasyon, doku iyileşmesini destekleyerek sürecin daha hızlı gerçekleşmesine katkı sağlar. Primer stabilite daha düşük olabilir, implant başarısı için dikkatli planlama gerekir.

D4 kemik (Düşük Yoğunluklu, Trabeküler Kemik): İnce kortikal kemik ve gevşek yapılı, az yoğunluklu trabeküler kemikten oluşur. Genellikle maksiller arka bölgede bulunur. Primer stabilite en düşük seviyededir, implant başarısı için ek cerrahi işlemler (kemik grefti vb.) gerekebilir (Şekil 2.2).



Şekil 2.2. Mish'in kemik sınıflandırması²⁰

2.2.3. Alveolar Kemik Sınıflandırması

Alveolar kemik, maksilla ve mandibuladaki dişleri destekleyen özel bir bölümdür ve fonksiyonel ihtiyaçları dolayısıyla oldukça karmaşık bir yapıya sahiptir. Dişlerin sürmesiyle birlikte oluşmaya başlayan bu kemik, diş kaybı durumunda ise zamanla erimeye başlar. Maksilla ve mandibuladaki rezorpsiyon Cawood ve Howell²¹ sınıflamasına göre 6'ya ayrılmıştır.

Tip 1 (Doğal dişlenme): Dişler mevcuttur, alveoler kret formu doğal ve korunmuştur.

Tip 2 (Erken post-ekstraktif durum): Diş çekimi sonrası minimal kemik kaybı vardır,

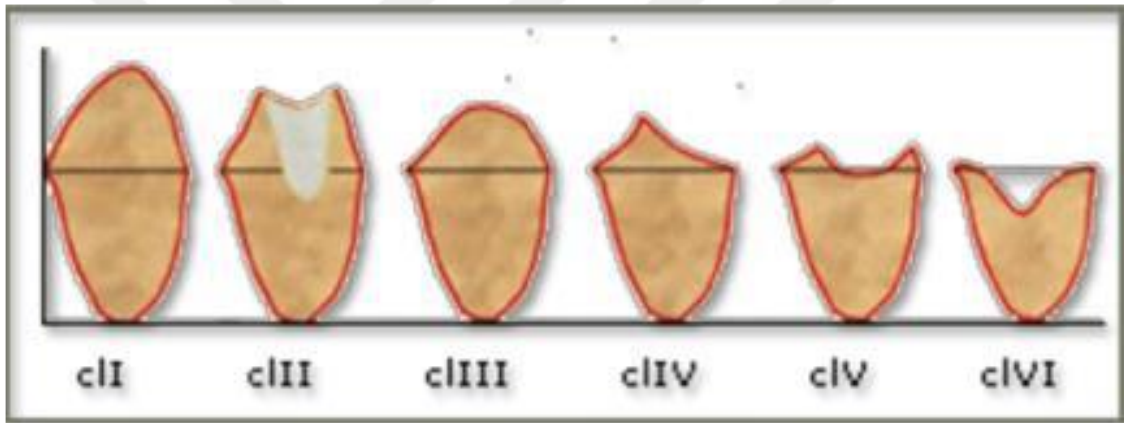
alveoler kret hala yüksektir.

Tip 3 (İyi yuvarlatılmış rezidüel kret): Alveoler kret belirgin şekilde rezorbe olmuştur, ancak geniş ve yuvarlak bir yapıdadır.

Tip 4 (Düzleşmiş rezidüel kret): Kret daha fazla rezorbe olmuştur, genişliği ve yüksekliği azalmıştır.

Tip 5 (Konveks/çökük rezidüel kret): Kemik kaybı ileri düzeydedir, kret artık konkv veya düzensizdir.

Tip 6 (Bazal kemik seviyesi): Alveoler kemik tamamen kaybolmuştur, sadece bazal kemik kalmıştır (Şekil 2.3).



Şekil 2.3. Cawood ve Howell (1988)'in Rezorpsiyon Sınıflandırması²¹

Bu sınıflama, diş çekimi sonrası alveoler kemik rezorpsiyon sürecini tanımlayarak protez ve implant planlamasında rehber niteliği taşır. Maksilla ve mandibula arasındaki farkları belirlemek açısından önemlidir. Tip 3 ve 4 hastalar protez için daha uygundur, Tip 5 ve 6 da implant destekli protezler veya kemik augmentasyonu gerekebilir. İmplant planlamasında, kemik hacmi belirlemek ve greft ihtiyacını değerlendirmek için kullanılır.

2.3. Maksillanın Anatomisi

Maksilla, yüzün merkezi yapısını oluşturan ve üst çenenin temelini meydana

getiren sabit bir kemiktir. Embriyolojik gelişim sırasında, iki ayrı parça halinde oluşur ve orta hatta bulunan intermaksiller suture boyunca birleşerek tek bir yapı haline gelir. Maksillanın yapısal dayanıklılığını ve yük taşıma kapasitesini artıran başlıca destek noktaları bulunmaktadır. Bu destek alanları;

Burun tabanı: Maksillanın üst kısmında burun boşluğunu destekleyen bölgedir.

Lateral piriform kenar: Burun açıklığının yan kısımlarında bulunan ve maksillanın stabilitesini artıran güçlü bir bölgedir.

Zigomatik çıkıntı: Maksillayı zigomatik kemikle birleştirerek yüz iskeletinin yan tarafında sağlam bir destek oluşturur.

Palatinal çıkıntı: Sert damak boyunca uzanarak maksillanın alt kısmına destek sağlayan yapılardır.

Bu güçlü bağlantılar, maksillanın çiğneme kuvvetlerine dayanmasını, yüz iskeletinin bütünlüğünü korumasını ve travmalara karşı dirençli olmasını sağlar.²²

2.3.1. Maksillada Rezorpsiyon

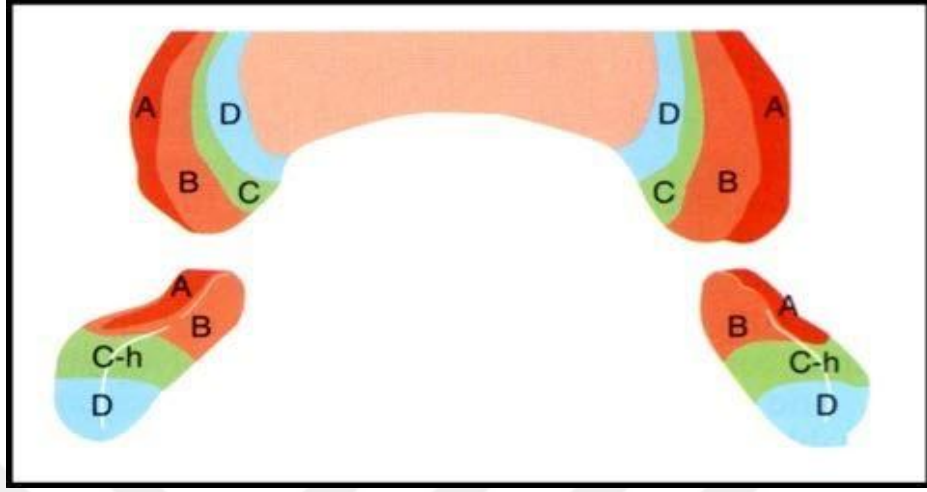
İnsan vücudunda kemik dokusu sürekli bir yenilenme sürecindedir. Bu süreç, kemik yapımını sağlayan apozisyon ve kemik yıkımını gerçekleştiren rezorpsiyon mekanizmalarının dengesiyle sürdürülür. Ancak yaş ilerledikçe, bu denge yavaş yavaş rezorpsiyon yönünde artar. Bu durum, çene kemikleri gibi fonksiyonel yük taşıyan bölgelerde daha belirgin hale gelir. Zaman içinde rezorpsiyon, çene kemiklerinde hacim azalmasına ve yüz yapısında değişimlere yol açar. Kemik kaybı sürecini etkileyen birçok faktör bulunur. Yaşlanmanın yanı sıra genetik faktörler, cinsiyet, beslenme alışkanlıkları, hormonal değişimler, inflamasyon, gelen çiğneme kuvveti miktarı, yönü, sıklığı ve diş kayıpları gibi etkenler de bu süreci hızlandırabilir. Özellikle diş eksiklikleri nedeniyle çiğneme basıncının azalması, ilgili bölgelerde kemik rezorpsiyonunu artıran önemli faktörlerden biridir. Diş kaybını takiben alveolar kemik rezorpsiyonu en hızlı ilk yıl

gerçekleşir, ardından süreç yavaşlayarak stabil hale gelir. Toplam kemik kaybının %40'ı 1. ile 3. yıllar arasında meydana gelir.²³ Kalan kemiğin mevcut morfolojisi, kemik rezorpsiyonunun ilerleyişi hakkında bilgi sağlayabilir. Eğer kemik birkaç yıl boyunca yüksek ve iyi yuvarlatılmış formda kalıyorsa, uzun vadede stabil kalma eğilimindedir. Ancak, iki yıl içinde Cawood ve Howell'in (1988) kalan alveolar kemik sınıflandırmasına göre Tip 2' den Tip 4' e hızlı bir dönüşüm gösteriyorsa, bu durum rezorpsiyon sürecinin yıkıcı devam edeceğini ve ilerleyici kemik kaybının sürdüğünü düşündürmektedir.²

Maksilla bölgesinde kemik rezorpsiyonu fizyolojik bir süreç olarak kabul edilir ve yıllık ortalama 0,1 mm kemik kaybı olduğu belirtilmiştir.²⁴ Fizyolojik değişiklikler göz önüne alındığında, yıllık alveolar kemik rezorpsiyonu maksillada mandibuladan 4 kat daha azdır.²⁵ Maksilla, trabeküler kemik oranı yüksek olduğu için daha hızlı rezorbe olur, ancak mandibula toplamda daha fazla rezorpsiyona uğrar. Çünkü mandibula daha yoğun kortikal kemikten oluştuğu için kanlanması ve rejenerasyon kapasitesi daha düşüktür, diş kaybı sonrası fonksiyonel yük azalır ve kemik atrofisi hızlanır. Maksillanın arka bölgesindeki kemik rezorpsiyonunun miktarı, diş kaybının süresi ve mevcut dişlerin varlığıyla doğrudan ilişkilidir. Posterior maksillada bulunan dişler, maksiller sinüslerin pnömatizasyonunu sınırlayarak kemik hacminin korunmasına katkı sağlar. Diş kaybı sonrası fonksiyonel stimülasyonun azalmasıyla birlikte, sinüs tabanında aşağıya doğru genişleme meydana gelir ve bu süreç kemik rezorpsiyonunu hızlandırır.²⁶

Diş kaybı sonrası maksilla ve mandibulada meydana gelen rezorpsiyon bölgelerinin ilerleme yönleri ve şiddetleri Şekil 2.4.'te olduğu gibi farklı renklerde gösterilmektedir. Özellikle maksillada rezorpsiyon süreci daha çok bukkal yönde ve vertikal olarak ilerler. Arka bölgede sinüs pnömatizasyonu nedeniyle kemik hacmi daha fazla azalır. Ön maksillada kemik kaybı palatinala doğru olur ve çene kemiği giderek daralır. Sonuç olarak maksilla genel olarak küçülerek daha geriye çekilir. Mandibulada,

başlangıçta geniş bir alveoler kemiğe varken zamanla bukkal ve lingual yönde daralma görülür.²⁷



Şekil 2.4. Çene kemiklerindeki rezorpsiyon süreci²⁸

2.4. Dental İmplant

İmplant, vücutta eksik olan bir fonksiyonu desteklemek veya yerine koymak amacıyla biyouyumlu organik ya da inorganik malzemelerden üretilen ve vücuda yerleştirilen yapay bir bileşendir. İmplant kelimesi, Latince kökenli olup "in" (içinde, içine) ve "planto" (yerleştirmek, ekmek, dikmek) sözcüklerinin birleşiminden türemiştir.²⁹ Dental implant, çene, yüz kemiklerine ya da mukoza dokusuna yerleştirilen, hastaların çürük, periodontal hastalık, travma gibi nedenlerle kaybettikleri dişleri ve çevre dokuları fonksiyonel ve estetik olarak yerine koymayı amaçlayan biyouyumlu, alloplastik bir vida sistemidir.³⁰ Uluslararası Standardizasyon Örgütü (ISO) standartlarına göre dental implant, diş kaybını gidermek amacıyla çene kemiğine cerrahi olarak yerleştirilen, biyouyumlu malzemelerden üretilmiş ve protetik rehabilitasyonla osseointegrasyon hedeflenen biyomedikal bir yapı olarak tanımlanmıştır.³¹

2.4.1. Dental İmplantların Sınıflandırılması

Dental implantlar farklı kriterlere göre sınıflandırılabilir. En sık kullanılan sınıflandırma yönteminde çene kemiğiyle olan ilişkisine bakılır. Sınıflandırmaya göre implantlar transmandibular, kemik içi ve subperiostal olmak üzere 3'e ayrılır.³²

2.4.1.1. Transmandibular İmplantlar

Transmandibular implantlar, alt çene kemiğinin tam kalınlığı boyunca geçen, ekstraoral yaklaşımla uygulanan ve genellikle atrofik çenelerde kullanılan bir implant türüdür. U-şeklinde bir metal çerçeve veya vidalardan oluşan bu implantların, stabilizasyonları yüksektir ve protez dişlere destek sağlar. Cerrahi işlemin karmaşıklığı, uzun iyileşme süresi, enfeksiyon riski, gelişmiş kemik grefti teknikleri ve alternatif implant çözümlerinin yaygınlaşmasıyla günümüzde nadiren tercih edilmektedir.³³

2.4.1.2. Kemik İçi İmplantlar

Yeterli kemik hacmi olan hastalar için en ideal implant seçeneğidir. Çene kemiği içine yerleştirilip osteointegrasyonu sağlandıktan sonra protetik yapılara destek sağlayan bir implant türüdür. Blade, silindir ve vida şeklinde üç farklı formu bulunmaktadır. Genellikle vida şeklinde olan implantlar sıklıkla kullanılır. Yaygın olarak titanyum veya titanyum alaşımlarından üretilir.³³

2.4.1.3. Subperiostal İmplantlar

Subperiostal implant, augmentasyon işlemlerine gerek olmadan atrofik çenelerde, kemik içi implantların uygulanamadığı hastalar için kişiye özel üretilen kemiğinin üzerine periostun altına konumlandırılan bir implant türüdür. Çiğneme kuvvetlerini kemiğe eşit şekilde dağıtan genellikle titanyumdan yapılan çerçeve ve dayanaklardan oluşur. Subperiostal implantlar, uzun süredir diş hekimliğinde kullanılmakla birlikte, kemik içi

implantların gelişmesiyle tercih edilmemeye başlanmıştır. Ancak bilgisayar destekli üretim/bilgisayar destekli tasarım (CAD/CAM) teknolojisi ve üç boyutlu (3D) yazıcıların ilerlemesi, üretim süreçlerini iyileştirerek bu implantların yeniden popüler hale gelmesini sağlamıştır.³³

2.5. Dental İmplant Materyalleri

Dental implant materyalleri, biyouyumluluk, mekanik dayanıklılık ve osteointegrasyon özelliklerine göre özenle seçilir. Osteointegrasyon, implant yüzeyinin kemik dokusuyla biyolojik olarak bağlanmasını ifade eder ve materyalin kimyasal yapısı, yüzey pürüzlülüğü, implantın tasarımı osteointegrasyonu etkiler. Toksik olmamalı, alerjik reaksiyon oluşturmamalı, korozyona dirençli olmalıdır. Çiğneme kuvvetlerini karşılayacak yüksek dayanıklılık ve yorulma direncine sahip olmalıdır. Bu özellikler, implantın uzun ömürlü ve başarılı olmasını sağlayan temel kriterlerdir.

Dental implant materyalleri, tarih boyunca farklı maddelerle denenmiş ve zamanla geliştirilmiştir. 18. ve 19. yüzyıllarda altın, paslanmaz çelik ve kobalt-krom alaşımları denenmiş ancak kemikle yeterince bütünleşemedikleri için başarıları sınırlı kalmıştır. 1952’de Brånemark, titanyumun osseointegrasyon yeteneğini keşfederek modern dental implantolojinin temelini atmıştır. 1960’lardan itibaren titanyum implantlar kullanılmaya başlanmış, 1980’lerde yüzey modifikasyonlarıyla (asitleme, kumlama, hidroksiapatit kaplama gibi) kemik entegrasyonu artırılmıştır.³⁴ Pürüzlü yüzeyler, kemik hücrelerinin implant yüzeyine daha iyi tutunmasını sağlar, konik veya silindirik implant tasarımları, kemikle temas yüzeyini artırarak daha iyi stabilite sağlar. 2000’li yıllarda zirkonya, estetik ve biyouyumlu bir alternatif olarak geliştirilmiştir. Son yıllarda ise PEEK gibi polimer bazlı biyomalzemeler, metal içermeyen hafif ve esnek implant alternatifleri olarak araştırılmaktadır.³⁵ Günümüzde titanyum ve zirkonya en yaygın implant materyalleridir.³⁶

2.5.1. Dental İmplant Biyomateryalleri

Dental implant materyalleri, kullanılan malzemenin kimyasal yapısına göre metal, seramik, polimer ve kompozit olmak üzere dört ana grupta incelenebilir. Her materyalin kendine özgü avantajları ve dezavantajları vardır; bu nedenle, implant seçimi genellikle hastanın ihtiyaçlarına, tedavi gereksinimlerine ve estetik beklentilerine bağlıdır.³⁷

2.5.1.1. Metalik Biyomateryaller

Titanyum (Ti) ve alaşımları (Ti-6Al-4V, Ti-Zr vb.) bu grubun içerisinde yer alır. Titanyum implantlar, yüksek biyouyumluluğu sayesinde vücut tarafından kolayca kabul edilir. Bağışıklık sistemi tarafından olumsuz bir tepki oluşturmaz. Bu özellik, implantın çevre dokularla uyum içinde olmasını ve enfeksiyon riskinin azalmasını sağlar.³⁸ Ayrıca, titanyumun osteointegrasyon yeteneği implantın uzun süre sağlam kalmasına olanak tanır. Dayanıklı, korozyona karşı dirençli ve hafif olmasına rağmen oldukça güçlü olan titanyum, estetik açıdan da doğal dişle uyum sağlar. Metal alerjisi olan hastalar için de uygun olan titanyum, alerjik reaksiyon riskini en aza indirir. Farklı diş yapıları ve ağız içi koşullara uyum sağlayabilen titanyum implantlar, her hastaya özel çözümler sunarak yüksek konfor ve güvenlik sağlar.³⁹

2.5.1.2. Seramik Biyomateryaller

Zirkonya (Zirkonyum dioksit, ZrO_2), Alümina (Alüminyum oksit, Al_2O_3), biyoseramikler (Hidroksiapatit, Biyoaktif camlar) bu grubun içerisinde yer alır.⁴⁰ Metal alerjisi olan veya estetik beklentisi yüksek hastalar için özellikle ön dişlerde tercih edilen implant biyomateryalleridir. Zirkonya implantlar, yüksek biyouyumlulukları, doğal diş benzer renk özellikleri ve korozyona karşı gösterdikleri direnç ile ön plana çıkmaktadır. Diş eti çekilmesi gibi durumlarda, titanyum implantlarda görülebilen gri renklenmenin aksine, yumuşak dokularla daha estetik ve doğal bir görünüm elde edilmesini sağlarlar.

Düşük yüzey pürüzlülüğü sayesinde plak retansiyonunu minimize ederek periimplant dokularda hastalıkların gelişme riskini azaltırlar. Yüksek mekanik dayanımları sayesinde çiğneme kuvvetlerine karşı dirençlidirler; ancak, seramik esaslı bir materyal olmaları nedeniyle aşırı yüklenmeler altında çatlama ve kırılma riski söz konusu olabilmektedir. Metal içermemeleri dolayısıyla ısı ve elektrik iletkenlikleri oldukça düşüktür, bu özellikleri implant çevresindeki termal duyarlılığı azaltarak hasta konforunu artırabilir. Geleneksel titanyum implantlardan farklı olarak tek parça formda üretilebilmeleri ise cerrahi uygulamalarda bazı avantajlar sunmaktadır.^{41,42}

2.5.1.3. Polimerik ve Kompozit Biyomateryaller

PEEK, polimetilmetakrilat (PMMA), metal-seramik veya seramik-polimer kombinasyonları bu grubun içerisinde yer alır. Metal veya seramik implantlara alternatif olarak, daha esnek ve hafif olma avantajı sunar. Fakat uzun vadeli başarıları için daha fazla çalışma yapılmalıdır. PEEK, yüksek mekanik dayanıklılığa ve biyouyumluluğa sahip bir polimerdir. Metal içermediği için alerjik reaksiyon riskini azaltır. Kemikle uyumlu olmasına rağmen, seramik ve titanyum kadar yaygın kullanılmaz. Kırılma riski yüksektir.³⁵

Kompozit materyallerdeki amaç, her iki malzemenin avantajlarını birleştirmektir. Titanyum implantlar, estetik gereksinimleri karşılamak için seramikle kaplanır. Böylelikle zirkonya kadar estetik bir görünüm ve titanyum kadar biyouyumluluk sağlar.⁴³

2.6. Dental İmplantların Biyomekaniği

İmplantın çiğneme kuvvetlerine nasıl yanıt verdiğini, kemikle etkileşimini ve yük aktarım mekanizmalarını inceleyen bir bilim dalıdır. Başarılı bir implant tedavisi için biyomekanik faktörlerin iyi anlaşılması ve kullanılan terimlerin bilinmesi gerekir.⁴⁴

Dental implantlar cerrahi olarak uygulandıkları kemikte ilk aşamada primer

stabilite sağlamaktadır. Osteointegrasyon sürecinde ise implant şekil ve yüzey dizaynına göre sekonder stabilite sağlanmaktadır. İmplantlar, çiğneme sırasında oluşan kuvvetleri kortikal ve trabeküler kemik üzerinde dağıtarak işlev görürler. Bu kuvvetlerin homojen bir şekilde dağılması, çevre kemik dokusunun sağlıklı kalabilmesi açısından büyük önem taşımaktadır. Kuvvet dağılımının dengesiz olması durumunda, stresin yoğunlaştığı bölgelerde kemik rezorpsiyonu hızlanır. Özellikle oblik yönde gelen kuvvetler, implantın yer değiştirmesine neden olarak osteointegrasyon sürecinin bozulmasına yol açar.⁴⁵ Biyomekanik özellikler bilinip uygulandığında kemikte rezorpsiyon, implant kırıkları, vida gevşemesi ve periimplantitisin önüne geçilir.⁴⁶

İmplantlar ve protezler, farklı materyallerin bir araya gelmesiyle oluşan karmaşık sistemlerdir. Her bir materyal kendine özgü mekanik özelliklere sahiptir ve farklı dayanıklılık, sertlik ve elastikiyet gösterir. Ancak, bu materyaller tek başına değil, bir bütün olarak çalışarak fonksiyon görür. Bu nedenle, implant ve protez bileşenleri arasındaki uyum ve etkileşim dikkate alınarak değerlendirme yapılmalıdır.⁴⁷

2.6.1. Kuvvet

Bir cismin başka bir cisim üzerinde uyguladığı etki, kuvvet olarak tanımlanır. Kuvvet, bir cisme etki ettiğinde, o cisim ya yer değiştirir ya da biçiminde bir değişiklik meydana gelir. Kuvvet birimi Newton (N)'dur.⁴⁸

Dental implantlar üzerine gelen kuvvetlerde kuvvetin süresi, yönü, tipi, büyüklüğü şiddeti implantın başarısını ve çevre dokuların sağlığını doğrudan etkileyen faktörlerdir. Bu faktörler, implantın biyomekanik performansını belirlerken, uygulanan kuvvetlerin implantın osseointegrasyonu üzerindeki etkisini de şekillendirir.⁴⁹

2.6.2. Gerilme (Stres)

Kuvvet uygulanan bir cismin birim alanında uygulanan kuvvete karşı oluşturduğu

tepki olarak tanımlanmaktadır. Bu fiziksel büyüklük, uygulanan kuvvetle doğru, kuvvetin uygulandığı alanla ters orantılıdır. Stresin ölçümünde kullanılan birim Pascal (Pa) olup, 1 Pa, bir metrekarelik alana uygulanan bir Newton'luk kuvvete karşılık gelir ($1 \text{ Pa} = 1 \text{ N/m}^2$). Ancak, diş hekimliği gibi biyomedikal alanlarda analiz edilen yapılar genellikle küçük boyutlu olduğundan, stres çoğunlukla Megapascal ($\text{MPa} = \text{N/mm}^2$) cinsinden ifade edilir.⁵⁰

Kuvvet uygulamasının sonucunda cisimde üç tip gerilme oluşmaktadır. Aynı doğrultuda ve farklı yönde iki kuvvetin oluşturduğu stres tipi sıkışma gerilmesidir. Aynı doğrultuda ancak ters yöndeki iki kuvvetin, cisimi uzamaya zorlayarak bütünlüğünü bozmaya yönelik oluşturduğu gerilme tipine çekme gerilmesi denir. Farklı düzlemde ve ters yöndeki paralel iki kuvvetin cisim üzerinde oluşturduğu gerilme tipi ise kesme gerilmesidir. Yük uygulanan malzemelerde genellikle yalnızca tek bir gerilme türü değil, sıkışma, gerilme ve kesme gerilmelerinin birlikte oluşturduğu çok eksenli bir gerilme durumu meydana gelir. Bu karmaşık gerilme hali, özellikle biyolojik ve protetik yapılar gibi heterojen sistemlerde yaygındır.⁴⁵

Reilly'nin⁵¹ 1975 yılında yaptığı çalışmaya göre kortikal kemik, sıkışma gerilimlerine karşı oldukça dayanıklıdır. Ancak çekme gerilimine karşı dayanıklılığı %30, kesme gerilimine karşı ise dayanıklılığı %65 daha düşüktür. Benzer şekilde, kemik ile implant arasındaki bağlantı incelendiğinde, sıkışma gerilimlerine daha iyi adapte olduğu, ancak çekme ve kesme gerilimlerine karşı daha hassas olduğu görülmektedir. Bu nedenle, okluzal yükleme sırasında kesme gerilimlerinden mümkün olduğunca kaçınılmalıdır.⁵² Çiğneme sırasında oluşan okluzal stresler fizyolojik sınırlar içinde kaldığında kemik tarafından tolere edilebilir. Ancak bu sınırların aşılması durumunda implant çevresinde rezorpsiyon meydana gelebilir. Bir implantın ömrü, üzerine uygulanan kuvvetin yönü, süresi ve şiddeti gibi faktörlerden etkilenmektedir. Dikey yönde iletilen kuvvetler

genellikle implant üzerinde yıkıcı bir etkiye sahip değildir. Ancak yatay ve eğik yönlerde gelen kuvvetler, implant için risk oluşturabilir.⁵³

Protez ve implant materyalleri, implant çevresindeki biyomekanik yük dağılımını doğrudan etkileyerek, lokalize stres oluşumunu önemli ölçüde belirler. İmplant materyalinin elastik modülünün, kortikal kemikle benzer değerlere sahip olması, kuvvetlerin daha fizyolojik şekilde iletilmesini sağlar ve stres konsantrasyonlarını azaltır.⁵⁴

2.6.3. Gerinim (Strain)

Bir yapıya dışsal bir kuvvet uygulandığında, bu kuvvetin oluşturduğu stres malzemede deformasyona neden olur. Bu stres nedeniyle malzemenin birim uzunluğunda meydana gelen uzunluk değişimi gerinim olarak ifade edilir. Gerinim, malzemenin uygulanan yüke karşı gösterdiği mekanik tepkinin ölçüsüdür. Büyüklüğü, kullanılan malzemeye ve uygulanan yük miktarına göre değişir.⁴⁵

2.6.4. Elastisite (Young) Modülü

Gerilmenin gerinime olan oranı olarak tanımlanmaktadır. Elastik bir malzemenin sertliğini tanımlayan elastisite modülü değeri yükseldikçe, o malzemenin şekil değiştirmeye karşı gösterdiği direnç de artar.⁵⁵ Elastisite modülü yalnızca elastikiyet sınırları içindeki deformasyona karşı gösterilen direnci yansıtır; bu nedenle, bir malzemenin genel dayanıklılığı ya da esnekliği hakkında doğrudan bilgi vermez. Yüksek elastisite modülüne sahip malzemeler daha serttir, esnemesi zordur. Düşük elastisite modülüne sahip malzemeler daha yumuşaktır, kolay esner.⁵⁶

Elastik modül farkı nedeniyle implant üzerine gelen kuvvetlerin büyük kısmı kemik yerine implant tarafından absorbe edilir. Kemik, normalde taşınması gereken mekanik yükleri hissetmezse kemik yoğunluğunu azaltarak kendini yeniden şekillendirir.

Uzun vadede, bu kemik kaybı implantın stabilitesini tehlikeye atabilir. Daha geniş çaplı implantlar, yükü daha iyi dağıtarak kemiğin daha fazla stres almasını sağlar.⁵⁷

2.6.5. Poisson Oranı

Bir cisme kuvvet uygulandığında, sadece kuvvet doğrultusunda değil, bu doğrultuya dik eksenlerde de deformasyon meydana gelir. Uygulanan kuvvete bağlı olarak, malzemenin enine yöndeki birim şekil değişiminin boyuna yöndeki birim şekil değişimine oranı Poisson oranı olarak tanımlanır.⁵⁸ Poisson oranı teorik olarak -1 ile 0,5 arasında değişmekle birlikte, izotropik ve doğrusal elastik malzemeler için genellikle 0 ile 0,5 aralığında değerlere sahiptir. Mükemmel izotropik elastik bir malzeme için bu oran çoğunlukla 0,25 olarak kabul edilir.⁵⁵ Bu oran, malzemenin esneklik özelliklerini anlamak ve mühendislik hesaplamalarında deformasyonun yönünü ve büyüklüğünü tahmin etmek açısından kritik öneme sahiptir.

2.7. Atrofik Maksillada Tedavi Seçenekleri

Kemik dokusu; bireyler, kemik türleri ve aynı kemiğin farklı bölgeleri arasında yoğunluk, morfoloji, sertlik, beslenme düzeyi ve sinirsel inervasyon bakımından değişkenlik gösterir. Osteointegrasyon süreci tamamlandığında, implant ile kemik birlikte hareket eden fonksiyonel bir ünite oluşturarak ağız içindeki fonksiyonel yüklemelere karşı birlikte direnç gösterir. Bu fonksiyonel birliktelik, kemik dokusunun fizyolojik yeniden yapılanma süreci olan remodelasyon üzerinde doğrudan etkili olup, osteointegrasyonun kalitesini ve devamlılığını optimize eder. Literatürde, trabeküler kemiğe uygulanan 1,4-4,8 MPa aralığındaki kuvvetler fizyolojik sınırlar içerisinde değerlendirilmekte ve bu kuvvet aralığı kemik remodelasyonunu destekleyici niteliktedir. Ancak bu sınırların altında kalan kuvvetler kemikte atrofiye, üzerinde kalan kuvvetler ise rezorpsiyona yol açabilmektedir.⁵⁹

Yaşlanma, diş kaybı, travmatik oklüzyon, parafonksiyonel alışkanlıklar, periodontal hastalıklar ve uzun süreli hareketli protez kullanımı, maksillada rezorpsiyona yol açabilir. Rezorpsiyon, hareketli protezlerde tutuculuk kaybına neden olarak fonksiyonel ve estetik sorunlara yol açar. Bu durumun çözümünde implant tedavileri tercih edilir. Atrofik maksilla, üst çene kemiğinin hacim ve yoğunluk olarak azalmasıdır; bu da implant uygulamasını güçleştirir. Sinüs lifting ve kemik grefti gibi ileri cerrahi yöntemler gerekebilir. Kemik kaybıyla birlikte anatomik yapılara olan yakınlık arttıkça cerrahi zorluklar da artar. Ancak, mevcut kemikten maksimum düzeyde yararlanılarak, ek cerrahiye ihtiyaç duymadan alternatif implant türleriyle etkili tedavi planlamaları yapılabilmektedir.⁶⁰

2.7.1. Kısa Dental İmplantlar

Kısa implantlar genellikle 8 mm veya daha kısa uzunluktadır ve yeterli kemik yüksekliği bulunmayan atrofik maksilla ve mandibula vakalarında, ileri cerrahi işlemlerden kaçınmak amacıyla tercih edilir. Daha az invaziv olmaları, işlem süresini kısaltmaları ve sinir hasarı ile sinüs perforasyonu gibi komplikasyon risklerini azaltmaları avantajlarıdır. Ancak, kısa olmaları nedeniyle uzun implantlara kıyasla daha fazla mekanik strese maruz kalabilirler. Atrofik maksillada arka bölgede, zigomatik implantlar veya kemik greftleri yerine konforlu bir alternatif olabilirler.⁶¹

2.7.2. Eğimli (Açılı) İmplantlar

Dişsiz çenelerin protetik rehabilitasyonunda, hemen yükleme protokolüne uygun sabit protezleri desteklemek amacıyla açılı implant uygulamaları, geleneksel yöntemlere alternatif olarak değerlendirilmiştir. Kemik grefti gereksinimini çoğu durumda ortadan kaldırması, daha kısa sürede tamamlanabilmesi, daha az invaziv bir teknik olması avantajları arasındadır. İmplantlar; maksiller sinüsün ön duvarı, maksiller tüber ve

zigomatik kemik gibi anatomik yapılara açılı yerleştirilerek sınırlı kemik hacmine rağmen yeterli stabilite sağlanabilmektedir. All-on-4 tekniğinde, tam dişsiz hastalarda iki düz ve iki açılı (17° - 45°) implant yerleştirilerek sabit protez uygulanabilir. Bu teknik, kalan kemik dokusuna açılı yerleştirilen uzun implantlar aracılığıyla maksiller sinüsün ön duvarı ve nazal fossanın kortikal sınırlarından destek alınarak yüksek primer stabilite elde edilmesini sağlar.⁶²

2.7.3. Pterigoid İmplantlar

Maksiller arka bölgede kullanılan özel implantlardır. İmplantların uzunluğu yaklaşık 22 mm olup, distal yönde pterigoid çıkıntıya doğru 35° ile 55° arasında bir açıyla yerleştirilmektedir. Kortikal kemiğe tutunarak yüksek stabilite sağlamaları ve böylece sinüs lifting veya kemik grefti gibi ileri cerrahi işlemlere duyulan ihtiyacı azaltmaları en büyük avantajlarıdır.⁶³

2.7.4. Zigomatik İmplantlar

Doğrudan maksiller kemik yerine zigomatik kemiğe tutunan implantlardır. Zigomatik implantlar, 30 mm ile 52,5 mm arasında değişen uzunluklara sahiptir ve implantın boyun kısmı ile uzun eksen arasında 45° ya da 60° 'lik bir açı bulunur.⁶⁴ Yoğun kortikal yapıya sahip zigomatik kemiğe yerleştirildikleri için yüksek primer stabilite sağlamaları en büyük avantajlarıdır. Tam dişsiz hastalarda sabit protez uygulaması hızlı bir şekilde gerçekleştirilebilir. Kemik grefti işlemleri gerektirmediğinden tedavi süresi kısalmış ve hasta konforu artar. Fakat zigomatik implant uygulaması ileri cerrahi beceri gerektiren bir işlemdir.

2.7.5. Subperiostal İmplantlar

İlk olarak 1940'lı yıllarda tanıtılan subperiostal implantlar görüntüleme ve

tasarlama sistemlerindeki gelişmeler sonucunda son yıllarda tekrar popülerite kazanmıştır. Bu implantlar, kemik augmentasyon prosedürlerine alternatif bir tedavi seçeneği olarak sunulmuştur. Gelişim süreci boyunca, kullanılan metal miktarının azaltılmasına yönelik tasarım değişiklikleri yapılmış; daha sade, stratejik ve modern yapılar oluşturulmuştur.⁶⁵

Kemik içi implantlardan farklı olarak periostun altına kemiğin üstüne ve diş eti dokusunun altına yerleştirilerek yapılan bir tedavi seçeneğidir. Fibroentegrasyon ve kemik desteğiyle stabilize edilen alt ve üst çenede kullanılabilen kafes şeklindeki implantlardır. Çene kemiği üzerine yerleştirilen bölüm, implantın alt yapısını oluşturur ve literatürde sıklıkla çerçeve olarak da adlandırılmaktadır. Bu yapı, proteze mekanik destek sağlamakla birlikte kuvvet iletiminde de önemli rol oynar. Yumuşak dokudan çıkan ve protezle bağlantı kuran parçalar ise dayanak görevindedir; bu yapılar dayanak olarak tanımlanır ve protezin tutuculuğunu ve stabilitesini sağlayan anahtar bileşenlerdir. Kişiye özel olarak tasarlanan biyolojik olarak uyumlu ve çoğunlukla titanyum alaşımlarından yapılan parçalardır. Kemik içi dental implantlardaki osseointegrasyon süreci bu implant dizaynında geçerli değildir. Bu dizaynla stresler, protezden geniş bir alanda destek alan kemiğe iletilir.⁶⁶

Çene kemiği üzerinde kapladıkları alana göre bilateral ve unilateral olmak üzere iki ana grupta sınıflandırılmaktadır. Bilateral subperiostal implantlar, genellikle total dişsizlik vakalarında tercih edilmekte olup, tam ark protezler için geniş bir destek yüzeyi sağlamayı amaçlar. Bu tip implantlar, protezin stabilitesini artırmak üzere tasarlanmış olup, dayanak sayısının artırılmasıyla sabit restorasyonlara olanak tanıyacak bir yapı elde edilebilir. Unilateral subperiostal implantlar, kısmi dişsizlik durumlarında sabit protezleri desteklemek amacıyla kullanılmaktadır.⁶⁷

Subperiostal implantların tasarım süreci, konvansiyonel implantlardan farklı

olarak, genellikle tersine mühendislik yaklaşımıyla başlatılmakta ve protez planlamasına dayalı olarak şekillendirilmektedir. Planlamanın ilk aşamasında, protezin ideal fonksiyon ve estetik gereklilikleri doğrultusunda, implantın yerleştirileceği optimal kemik bölgeleri belirlenir ve bu doğrultuda dayanak konumları planlanır. Ardından, bölgenin kemik kalınlığı, morfolojisi ve anatomik yapılara (sinüs, sinir kanalı, foramen vb.) olan yakınlığı dikkate alınarak implantın çerçeve yapısı oluşturulur. Mekanik dayanıklılığın artırılması amacıyla dayanaklar ile çerçevenin birleşim noktaları güçlendirilir. Tasarım aşamasında, periostun bütünlüğünün korunması ve kemik yüzeyindeki kan dolaşımının bozulmaması esas alınarak, biyolojik uyumluluğu yüksek bir yapı hedeflenir. Hazırlanan dijital tasarım, hasta özgülüğünü esas alan ileri üretim teknikleri (örneğin 3D yazıcılar, CAD/CAM sistemleri) kullanılarak gerçeğe dönüştürülür. İmplant, planlanan pozisyonda cerrahi bir işlemle yerleştirildikten sonra, iyileşme dönemine uygun olarak önce geçici protez, ardından kalıcı protez ile oral rehabilitasyon tamamlanır.⁶⁸

Amerikan Test ve Malzemeler Derneği (ASTM), titanyumu içerdiği demir ve oksijen miktarına göre beş farklı kategoriye ayırmıştır. Tip 1, 2, 3 ve 4 grupları, saflık derecelerine göre sınıflandırılan saf titanyum türlerini ifade ederken, Tip 5, alüminyum ve vanadyum elementleri ile alaşım oluşturulmuş olan Ti-6Al-4V kompozisyonunu tanımlar. Diş hekimliğinde kullanılan dental implantlar ağırlıklı olarak Tip 2, Tip 4 ve Tip 5 titanyumdan üretilmektedir. Özellikle subperiostal implantların üretiminde, yüksek mekanik dayanıklılık ve biyoyumluluk özellikleri nedeniyle Ti-6Al-4V (Tip 5 titanyum) alaşımı tercih edilmektedir.⁶⁹

2.8. İmplant Üstü Protezler

İmplant üstü protezler, dental implantlara bağlanarak eksik dişlerin fonksiyonel ve estetik açıdan yerine konmasını sağlayan protezlerdir. Doğal dişlere en yakın çiğneme fonksiyonunu sunmaları ve uzun ömürlü olmaları nedeniyle, geleneksel hareketli

protezlere kıyasla hastalar için önemli avantajlar sağlarlar. İmplant üstü protezlerin tasarımı, hastanın bireysel ihtiyaçları, mevcut kemik hacmi ve yoğunluğu, diş kaybının derecesi, okluzal ilişkiler ve estetik beklentiler gibi faktörlere bağlı olarak değişiklik gösterir.

İmplant üstü protezler temel olarak sabit ve hareketli olmak üzere iki ana gruba ayrılır. Sabit implant üstü protezler, implantlara vidalanan veya simante edilen restorasyonlardır ve hasta tarafından çıkarılamazlar. Bu tür protezler, tek diş eksikliğinden tam dişsizlik durumlarına kadar geniş bir alanda uygulanabilir. Hareketli implant üstü protezler ise implantlara tutucu elemanlarla bağlanan, ancak hasta tarafından çıkarılabilen protezlerdir. Özellikle yeterli kemik hacminin bulunmadığı ya da maliyet açısından daha uygun bir alternatif arandığı durumlarda tercih edilirler.⁷⁰ Bazı durumlarda, sabit ve hareketli protezlerin avantajlarını birleştiren hibrit protezler de tercih edilebilir. Hibrit Protezler, tam dişsizlik durumlarında uygulanır. Akrilik veya kompozit dişlerden oluşur ve vidalanarak implantlara sabitlenir. Bu protezler genellikle sabit vidalı protezler olup bakım amacıyla belirli periyotlarla çıkarılabilir şekilde tasarlanmıştır.⁷¹ Her bir implant üstü protez türü, hastanın kemik yapısına, fonksiyonel gereksinimlerine, estetik beklentilerine ve hijyen alışkanlıklarına göre özel olarak planlanmalı ve uygulanmalıdır. İmplant üstü protezlerin başarılı olabilmesi için, doğru biyomekanik planlama yapılmalı, uygun malzemeler seçilmeli ve hastanın düzenli kontrollerini aksatmaması sağlanmalıdır.⁷²

Carl E. Misch tarafından geliştirilen implant üstü protez sınıflaması protezin implantlardan aldığı desteğin türüne göre gruplandırılmasını sağlayarak hem tedavi planlamasını kolaylaştırır hem de hasta özelinde daha uygun protez tasarımına olanak tanır.²

SP-1 Protezler: Doğal diş görünümünde kuronlar içerir. Sadece diş yapısını yerine

koyar. Dişeti kaybı yoktur ya da minimaldir. Genellikle anterior bölgede tercih edilir. Estetik ve fonksiyon doğal dişe çok benzerdir.

SP-2 Protezler: Kuronun ve kökün bir kısmını restore eder, kurunun konturları, okluzal yarıda normalken, gingival yarıda uzun ya da aşırı konturlanmıştır. Dişler doğal dişe göre daha uzundur çünkü kemik veya yumuşak doku rezorbe olmuştur. Estetik zorluklar yaşanabilir. Hasta güldüğünde dişetinin görünmediği vakalarda kullanılabilir.

SP-3 Protezler: Eksik kuronu, dişetini ve dişsiz bölgenin bir kısmını restore eden sabit protezlerdir. Protezde genellikle akrilik diş kullanılır. Ancak metal-seramik de olabilir. Pembe renkte dişeti materyali reçine veya seramik kullanılabilir. Genellikle tam dişsiz hastalarda uygulanır. Estetik, fonksiyon ve destek açısından oldukça yaygındır. All-on-4, All-on-6 gibi sabit sistemler bu gruba girer.⁷²

HP-4 Hareketli Protezler: Sadece implant destekli implant üstü hareketli protezlerdir. Tüm yük implantlar tarafından taşınır. Yumuşak dokular destek görevi görmez. Genellikle barlı sistemler veya locator tutucular ile sabitlenir. Hareketli olsa da stabilitesi yüksektir.

HP-5 Hareketli Protezler: İmplant ve yumuşak doku destekli hareketli protezlerdir. İmplant ve yumuşak dokular birlikte destek sağlar. Yük, implantlar ve alveolar mukozaya birlikte dağılır. Ekonomik ve cerrahi olarak daha az invaziv bir seçenektir.⁷³

2.8.1. İmplant Üstü Sabit Protezler ve Dayanak Çeşitleri

İmplant üstü sabit protezlerde kullanılan dayanak çeşitleri, uygulanacak protezin tipi, estetik beklentiler, implantın yerleşim açısı ve pozisyonu, intraoral bölge, hastaya özgü yumuşak doku ve kemik morfolojisi gibi çok sayıda klinik ve biyomekanik faktör göz önünde bulundurularak belirlenir. Dayanaklar, dental implant ile protetik üst yapının bağlantı elemanı olarak görev yapar ve bu bağlamda hem biyolojik hem de mekanik uyumun sağlanmasında kritik bir rol üstlenir. İmplant-protez arayüzünde stabilite,

yumuşak doku sağlığı, geçiş profili ve yük iletimi gibi unsurların doğrudan dayanak seçimiyle ilişkili olduğu göz önüne alındığında, uygun dayanak tipi seçimi tedavi başarısını doğrudan etkileyen temel unsurlardan biri haline gelir. Özellikle estetik bölgelerde kullanılan dayanakların dişeti ile uyumu ve renk geçirgenliği, restorasyonun doğal görünümü açısından önemlidir. Posterior bölgelerde ise dayanıklılık ve yük taşıma kapasitesi ön plandadır. Ayrıca implantın eksenel sapmalar gösterdiği vakalarda açılı dayanaklara ihtiyaç duyulmakta, CAD/CAM teknolojileri sayesinde kişiye özel dayanak tasarımları ile fonksiyonel ve estetik gereksinimler daha hassas bir şekilde karşılanabilmektedir. Bu bağlamda, günümüzde klinik uygulamalarda standart (hazır) dayanaklar, bireyselleştirilmiş (custom) dayanaklar, estetik (zir-konya) dayanaklar, açılı dayanaklar ve hibrit (ti-base) sistemler gibi birçok farklı dayanak çeşidi kullanılmakta; bu çeşitlilik hem klinik başarıyı artırmakta hem de hasta memnuniyetine katkı sağlamaktadır.⁷⁴

İmplant üstü sabit protezlerin tutuculuğu, implant ile protetik üst yapı arasındaki bağlantı yöntemine göre sınıflandırılır. Bu bağlamda, klinik uygulamalarda en yaygın kullanılan vida tutuculu ve simante iki temel sistem bulunmaktadır. Her iki sistem de kendi içinde estetik, biyolojik ve mekanik avantajlar ve sınırlılıklar barındırmakta olup, hasta özelinde karar verilmesi gereken önemli bir klinik tercih sürecini oluşturur.

Vida tutuculu sistemlerde protez, dayanak veya doğrudan implanta bir vida aracılığıyla sabitlenir. Bu yöntem, özellikle uzun dönemli bakım ve revizyon gereksinimi olan hastalarda avantaj sağlar çünkü protez gerektiğinde kolayca çıkarılabilir. Böylece vida gevşemesi, kırık veya porselen çatlağı gibi komplikasyonların yönetimi daha kolay hale gelir. Ayrıca, siman kullanılmadığı için biyolojik komplikasyon riski en aza indirilmiş olur. Ancak bu sistemde vida girişinin özellikle estetik bölgede konumlanması, görünüm açısından sorun teşkil edebilir. Bu nedenle, estetik gereksinimi yüksek olgularda

vida girişinin uygun pozisyonunda yer almasına dikkat edilmesi gerekir ya da vida girişi estetik materyallerle maskelenir. Vida tutuculu protezlerin bir diğer kullanım alanı da düşük profil retansiyonudur. Simante protezlerde retansiyon sağlanması için en az 5 mm'lik bir dikey dayanak yüksekliğine ihtiyaç duyulur. Dayanak yüksekliğinin 5 mm altında olduğu durumlarda vida tutuculu dayanak tercih edilmelidir.

Simante sistemlerde, protez üst yapısı dayanak üzerine siman aracılığıyla sabitlenir. Bu sistemin en önemli avantajı, özellikle ön bölgelerde estetik beklentilerin yüksek olduğu durumlarda, vida girişinin bulunmaması sayesinde doğal diş formuna yakın bir görünüm sunmasıdır. Ayrıca, protezin yerleştirilmesi sırasında oklüzyon yönünden daha serbest bir tasarım imkânı sağlar. Ancak, simante sistemlerin en önemli dezavantajı, siman fazlasının çevre dokulardan tam olarak uzaklaştırılamaması durumunda ortaya çıkabilecek periimplant mukozit veya periimplantitis gibi biyolojik komplikasyonlardır.⁷⁵ Sonuç olarak, hangi sistemin tercih edileceği hem klinik şartlar hem de hastanın ihtiyaç ve beklentilerine göre bireyselleştirilmiş bir yaklaşım çerçevesinde belirlenmelidir.⁷⁶

2.8.2. İmplant Üstü Protez Materyalleri

İmplant üstü sabit protezlerde kullanılan protetik materyaller, estetik beklenti, fonksiyonel ihtiyaç, biyouyumluluk, mekanik dayanıklılık ve ekonomik koşullar gibi birçok faktöre bağlı olarak seçilir. Her materyalin avantajları, dezavantajları ve kullanım alanları farklıdır.

Metal destekli seramik, implant üstü sabit protezlerde uzun yıllardır yaygın olarak kullanılan, dayanıklılık ve estetiği bir arada sunan restoratif materyal kombinasyonudur. En sık kullanılan metal alaşımlar arasında Ti ve Cr-Co yer almaktadır. Titanyum, yüksek biyouyumluluğu, korozyon direnci ve hafif yapısı sayesinde özellikle implant destekli protezlerde tercih edilen bir metaldir. Cr-Co alaşımları ise daha sert ve rijit bir yapı

sunarak özellikle arka bölgelerdeki yüksek çiğneme kuvvetlerine karşı direnç gösterir. Bu metallerin üzerine fırınlanan porselen tabaka, estetik görünüm sağlayarak doğal diş morfolojisinin ve şeffaflığını taklit edilmesine olanak tanır. Ancak metal altyapının varlığı, porselenin ışık geçirgenliğini azaltabileceği için bu sistemler özellikle posterior bölgelerde, yani estetik beklentinin daha düşük olduğu alanlarda tercih edilmektedir. Günümüzde CAD/CAM teknolojileri ile bu sistemlerin üretimi daha hassas ve tekrarlanabilir hale gelmiştir; bu da klinik başarı oranlarını artırmaktadır.⁷⁷

Zirkonya, estetik beklentilerin ön planda olduğu implant üstü sabit protez uygulamalarında tercih edilen, tamamen seramik esaslı restoratif materyaldir. Geleneksel metal destekli porselenlerin ışık geçirgenliğini sınırlayan yapısından farklı olarak, doğal dişe benzer ışık geçirgenliği ve estetik görünüm sunar. Yitrium ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristali (YTZP), bu grubun en yaygın kullanılan materyalidir. Yüksek kırılma direnci, biyouyumluluğu ve CAD/CAM sistemlerine uygunluğu sayesinde, hem posterior bölgelerde dayanıklılık gerektiren uygulamalarda hem de anterior bölgelerde estetik restorasyonlarda kullanılabilir.⁷⁸ Zirkonya altyapı üzerine porselen veneer uygulaması yapılabildiği gibi, monolitik formda da uygulanabilir. Bir diğer tam seramik materyal olan lityum disilikat, cam seramik yapısı sayesinde üstün estetik özellikler sunar ve özellikle ön bölgede tek kron restorasyonlarında yaygın şekilde kullanılır. Ancak mekanik dayanımı zirkonyaya göre daha düşüktür.⁷⁹ Bununla birlikte, yüksek estetik özelliklerine rağmen, seramiklerin kırılma doğası ve doğru endikasyonda kullanılmadığında oluşabilecek çatlama riski göz önünde bulundurulmalıdır. Bu nedenle, tam seramik sistemlerin başarısı, materyal seçiminin yanı sıra uygun vakaya, oklüzyon ilişkilerine ve protetik tasarıma bağlıdır.⁸⁰

PEEK, özellikle elastik modülünün kortikal kemikle benzer olması, metal içermemesi, biyouyumluluğu ve hafifliği sayesinde altyapı materyali olarak giderek daha

sık kullanılmaktadır. PEEK altyapı üzerine kompozit rezin materyal veneer uygulaması yapılmaktadır.⁸¹ Kompozit rezinlerin kolayca tamir edilebilir olması, bu sistemlere klinik açıdan pratiklik kazandırır. Kompozit rezin üst yapının uzun dönemde renk stabilitesi ve aşınma direnci, bu materyallerin dikkatle değerlendirilmesi gereken yönleridir. Materyallerin başarısı, mekanik özelliklerinin yanında uygun hasta seçimi, okluzal denge ve bakım koşulları ile doğrudan ilişkilidir.⁸²

Akrilik rezin, PMMA esaslı bir restoratif materyaldir. Hafif yapısı, düşük maliyeti, kolay şekillendirilebilir oluşu ve klinik ortamda hızlı bir şekilde uygulanabilmesi gibi avantajları sayesinde, implant destekli tam ark protezlerde üst yapı materyali olarak yaygın biçimde tercih edilmektedir. Genellikle metal ya da PEEK altyapı üzerine, diş ve dişeti formunu taklit edecek şekilde akrilik rezin dişler ve dişeti renginde akrilik rezin materyal kullanılarak hazırlanır. Bu özellikleri sayesinde hem estetik hem de fonksiyonel açıdan tatmin edici sonuçlar elde edilebilir. Bununla birlikte, akrilik rezinler sertlik ve aşınma direnci açısından porselen ya da kompozit rezinlere kıyasla daha zayıf olduklarından, uzun dönem kullanımda diş aşınması, renk değişikliği ve kırılmalar gibi komplikasyonlar görülebilir. Bu nedenle, bu materyalin kullanıldığı durumlarda düzenli bakım, kontroller ve gerektiğinde tamir işlemleri önem kazanmaktadır.⁸³

2.9. Kuvvet Analiz Yöntemleri

Kuvvet analizi, herhangi bir yapının tasarım ve uygulama sürecinde kritik bir adımdır. Uygun bir analiz yöntemi kullanılarak, bir nesneye uygulanan kuvvetlerin hangi bölgelerde yoğunlaştığını, belirli bir yük altında kalan yapıların maruz kaldıkları gerilimlerin büyüklüğünü ve dağılımını inceleyip güvenilir veriler elde edilir. Bu veriler, klinisyenlerin yapının dayanıklılığını değerlendirmesine ve eksiklikleri gidererek ideal tasarımlar oluşturmaya yardımcı olmaktadır.⁸⁴

Diş hekimliğinde, ağız içi kuvvetlerin kemik, implant, diş ve çevre yumuşak

dokular üzerindeki yük dağılımını doğru analiz edebilmek ve yönlendirebilmek amacıyla çeşitli kuvvet analiz yöntemleri kullanılmaktadır.⁸⁵ Bu yöntemler fotoelastik stres analizi, gerinim ölçer stres analizi, kırılğan vernik stres analizi, holografik interferometri ile stres analizi, termografik stres analizi, radyotelemetri ile stres analizi ve sonlu elemanlar stres analizi yöntemi olmak üzere gruplara ayrılmıştır.

2.9.1. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi (SESA)

SESA, biyolojik yapıların bilgisayar ortamında modellenerek biyomekanik sistemlerde stres ve gerilme dağılımlarını belirlemek için analiz edilmesini sağlayan sayısal bir simülasyon yöntemidir. Bu teknik, karmaşık geometrilere sahip yapıların küçük elemanlara bölünerek matematiksel olarak incelenmesine olanak tanır ve tasarımların dayanıklılığını değerlendirmede önemli bir rol oynar.⁸⁶ Bir kez bilgisayar programı geliştirildiğinde, yalnızca giriş verileri değiştirilerek çeşitli senaryoların incelenmesi sağlanabilir. Böylelikle klinik çalışmalarda aynı şartlarda tekrarlanması imkânsız olan araştırmaların, farklı senaryolarla sınırsız sayıda tekrarı yapılır. Analizler tekrarlanabilir olup, yazılımlar sayesinde modellerin gerçeğe oldukça yakın bir şekilde üretilmesi sağlanabilir. Maksimum gerilme ve yer değiştirme noktasının görselleştirilmesine yardımcı olabilmektedir. Deneysel çalışmalara kıyasla, analiz sonuçları çok daha hızlı elde edilebilir, daha az zaman harcanır, uygun maliyetlidir ve bu teknik noninvaziv (girişimsiz) olmasıyla öne çıkar. Hem statik hem de dinamik analizlerin yapılabilmesi, sistemlerin daha kapsamlı bir şekilde incelenmesini sağlar. Bu yöntem, teorik olarak stres noktalarını ölçme imkânı sunarak, etik nedenlerden dolayı hastalar üzerinde uygulanması zor olan deneylerin herhangi bir etik kaygı olmadan uygulanmasını sağlar. Modelleme aşamasında çizgisel, iki boyutlu veya üç boyutlu analizler yapılabilir; ancak asimetrik yapılarda daha güvenilir sonuçlar sunduğundan, diş hekimliği gibi alanlarda üç boyutlu analizler daha fazla kullanılmaktadır.⁸⁷

SESA, gerçek ortam koşullarını katı modele uygulamada bilgisayarın ve yazılımın kapasitesinin sınırlayıcı bir faktör olabileceğini gösterir. Canlı dokuların biyomekanik davranışlarını taklit edebilmek amacıyla oluşturulan modellerde, kişiden kişiye farklılık gösteren kortikal ve trabeküler kemik yoğunluklarının sabit kabul edilmesi, çalışmanın önemli bir sınırlılığıdır. Mevcut teknolojiler, biyolojik sistemlerin tüm doğal değişkenliklerini tam anlamıyla modele yansıtamamaktadır. Bu nedenle, elde edilen sonuçların geçerliliği açısından matematiksel modelin biyolojik gerçekliği mümkün olduğunca doğru şekilde temsil etmesi büyük önem taşımaktadır. Ayrıca, başarılı bir sonlu elemanlar modeli oluşturabilmek için uzmanlık bilgisi, doğru değerlendirme yeteneği ve deneyim gereklidir. Bunun yanı sıra, analiz sonuçlarının düzenlenmesi ve yorumlanması süreci karmaşık olabilir, bu da ek bir zorluk yaratır.⁸⁸

Çene yüz bölgesindeki karmaşık yapıların tamamının incelenmesi, sonlu eleman analiz yöntemi dışındaki benzer yöntemler ile elde edilemeyecek kadar ayrıntılı ve komplekstir. Bu nedenle SESA oral cerrahi ve implantoloji alanında sık kullanılmaktadır.⁸⁹ Kısa implantlar, kişiye özel implant tasarımı, zigomatik implantlar, açılı yerleştirilen implantlar gibi dental implantolojinin birçok alanıyla ilgili çalışmalar yapılır. İmplant tasarımı, materyali, implant üstünde meydana gelen yükler ve yüzey değerlendirmelerine göre var olan kemik tipi için en uygun planlama ve en ideal stres dağılımı belirlenir.⁹⁰ İmplant tedavilerinde karşılaşılan başarısızlık nedenleri arasında implant ile üst yapı arasındaki ara parçalarda meydana gelen kırık yer almaktadır. Diğer önemli bir neden ise, implant ile onu çevreleyen kemik dokusu arasındaki biyomekanik bağlantının yeterli düzeyde sağlanamamasıdır. Stres dağılımının doğru bir şekilde değerlendirilmesi, çene kemiklerinde istenmeyen biyomekanik yüklenmelerin önlenmesine yardımcı olur.⁹¹

2.9.2. Sonlu Elemanlar Stres Analizi ile İlgili Genel Kavramlar

Eleman (Element): Karmaşık bir yapının daha küçük, yönetilebilir ve belirli fiziksel özelliklere sahip temel geometrik bileşenlere bölünerek modellenmesini sağlayan, birbirine düğüm noktalarıyla bağlanarak sistemin genel davranışını temsil eden hesaplama birimidir. Analizdeki eleman sayısı arttıkça sonuçların doğruluk oranı artmaktadır.⁹²

Düğüm (Node): Elemanların birbirine bağlandığı noktalardır. Bir elemanda olan bir fiziksel değişiklik diğer elemanlara da yansır ve hazırlanan model bir bütün olarak değerlendirilebilir.⁹³

Ağ Yapısı (Mesh): Elemanların ve düğüm noktalarının cisim üzerindeki koordinatları, ağ oluşturma işlemiyle belirlenir. Ağ üretim programları tarafından otomatik olarak veya kullanıcı tarafından dizayn edilerek oluşturulur. SESA sisteminde sonuçların doğruluğu ağ yapısının küçültülmesiyle de artırılabilir.⁹³

Sınır Şartları: Cismin nereden sabitlendiğini, cismin hareketinin nereden engellendiğini gösterir. Cisme kuvvet uygulanacak bölgeye göre sınır şartları değişmektedir.⁹⁴

Katı Modelleme: Cismin hem iç hem dış geometrisinin yansıtıldığı en üst düzey modelleme tekniğidir. Bilgisayarlı tomografi (BT) ile elde edilen görüntüler, 2 boyutlu ya da 3 boyutlu yapıda bilgisayar ortamına aktarılıp ağ yapısı oluşturularak katı model tasarlanır. Cismin ağırlık, moment gibi fiziksel parametreleri ve cisim üzerinden kesitler alınarak hacimsel olarak herhangi bir noktanın geometrik ve fiziksel özellikleri hesaplanabilir.^{93,94}

Asal Gerilme (Principal Stres): Bir yapısal elemanda yalnızca normal gerilmelerin etkili olduğu, kesme gerilmelerinin bulunmadığı özel düzlemler üzerindeki gerilmedir. Bir noktadaki gerilme durumunun en sade halini temsil eder ve yapının güvenlik

değerlendirmelerinde kritik rol oynar. Üç boyutlu bir sistemde; maksimum, ara ve minimum olmak üzere üç asal gerilme bileşeni bulunur. Maksimum asal gerilme (P_{max}) genellikle pozitif olup çekme etkisini, minimum asal gerilme (P_{min}) ise negatif olup basma etkisini temsil eder. Malzemenin hangi gerilme türünden daha çok etkilendiğini belirlemek için asal gerilmelerin mutlak değerleri karşılaştırılır; hangisi büyükse, o gerilme türü malzeme davranışında baskındır.⁵⁵

Kırılgan malzemeler, plastik deformasyona uğramadan doğrudan kırılır; bu nedenle, kemik gibi kırılgan yapılarda kırılma riskini değerlendirmek amacıyla maksimum principal stres teorisinin kullanılması daha uygundur. Bu teori, herhangi bir düzlemdeki normal gerilmenin, malzemenin çekme veya basma dayanımını aşıp aşmadığını değerlendirerek olası kırılmaları öngörür.⁹⁵

Eşdeğer Stres (von Mises Stress): von Mises gerilmesi, genellikle esnek yani plastik deformasyon kapasitesi olan materyallerde şekil değişiminin başladığı kritik noktayı belirlemek amacıyla kullanılır. Bu değer, malzemenin dayanıklılığını değerlendirmede etkili olup, stresin büyüklüğü ve dağılımı hakkında detaylı bilgi sunar. Ancak, gerilmenin yönü veya tipi hakkında bilgi vermez. Malzemenin von Mises gerilmesi, çekme dayanımını aştığında yapıda kırılma ya da kopma gibi hasarlar meydana gelebilir. Bu nedenle, yapısal güvenliği sağlamak adına von Mises gerilme değerinin, kullanılan malzemenin çekme dayanımını geçmemesi gereklidir.⁵¹

Sonlu elemanlar analiz yönteminin aşamaları model elde edilmesi ve parçalara bölünmesi, elde edilen verilerin tanımlanması ve deneylerin yapılması, deney sonuçlarının çözümlenmesi ve değerlendirilmesi olmak üzere 3 adımda gerçekleştirilir. Hazırlık aşaması BT görüntülerinin bilgisayar yazılımına aktarılması ve bilgisayar destekli tasarım kullanılarak iki ya da üç boyutlu bir modelin oluşturulmasıyla başlar. Daha sonra yapıyı temsil eden elemanlar adı verilen küçük geometrik parçalara ayrılır ve

bir ağ yapısı (mesh) inşa edilir. Bu aşamada, malzemenin elastisite modülü ve poisson oranı gibi fiziksel özellikleriyle birlikte, yükleme ve sınır koşulları belirlenerek modelin analiz için hazır hale gelmesi sağlanır. Analiz aşamasında her geometrik alt eleman için yükleme ve yer değıştirme arasındaki ilişkiyi tanımlayan denklemler kurulur ve bunlar bilgisayar yardımıyla çözülr. Kuvvet yüklemeleri sonucunda malzemenin göstermiş olduğu tepkiler, sisteme kaydedilir. Son aşamada, analiz sonuçları görsel olarak renkli bir modelde sunulur ve her renk kodu farklı stres aralıklarını ifade eder. Farklı yükleme koşullarına göre asal gerilimler, eksensel gerilimler, yer değıştirme, deformasyon veya eşdeğer gerilim gibi veriler elde edilir.⁹⁶

3. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu tez çalışması, Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında gerçekleştirildi. Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başkanlığı tarafından 10.10.2024 tarihli toplantıda incelenip, 2024/265 karar numarası ile bilimsel ve etik yönden uygun bulundu. Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından TSA-2024-1834 proje kodu ile desteklendi.

Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Radyoloji Ana Bilim Dalı'na başvuran, üst çene tam dişsizliği olan ve çalışmaya katılmaya onay veren bir kadın hastanın tomografi görüntüsü kullanıldı. Çalışma öncesi hastadan bilgilendirilmiş onam formu alındı. Bilgisayar destekli tasarım ortamında, üst çene tomografi verileri kullanılarak üç boyutlu anatomik yapıya uygun bir subperiostal implant modeli oluşturuldu. Bu tasarım, maksiller bölgede ileri derecede sinüs pnömatizasyonu ve kemik rezorpsiyonu bulunan hastalarda, herhangi bir ileri cerrahi girişim (greftleme, sinüs lifting vb.) uygulanmaksızın planlanan implant tedavisini simüle etmek amacıyla geliştirildi. Beş farklı subperiosteal sabit protez modeli oluşturuldu.

Sabit protezlerin alt yapı materyali olarak krom-kobalt (Cr-Co), titanyum (Ti), Polieter eter keton (PEEK) ve zirkonya (Zr) seçildi. Cr-Co ve Zr alt yapıların üstüne porselen, Ti alt yapıların üstüne porselen ve akrilik rezin, PEEK alt yapının üstüne kompozit rezin uygulaması yapıldı. Oluşturulan bu modeller de SESA kullanılarak fonksiyonel kuvvetler altında implantın yüzeyindeki, protez altyapısındaki, alveolar kemikteki, tutucu vidalarda oluşan gerilme dağılımları incelendi.

Ağız içi fonksiyonel kuvvetlerin implant ve protez altyapısı üzerinde oluşturduğu gerilme dağılımları, maksimum von Mises stres değerleri üzerinden; implant çevresi kortikal ve trabeküler kemikte meydana gelen biyomekanik etkiler ise principal gerilme

değerleri temel alınarak, SESA ile değerlendirildi.

3.1. Çene Kemiğinin Modellenmesi

Bu çalışmada kullanılacak olan maksillaya ait 3D görüntüler, Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı'nda 4–10 mA akım şiddeti, 90 kVp gerilim ve 200 µm voksel boyutundaki pozlama ayarlarıyla, Planmeca ProMax 3D Classic cihazı (Planmeca, Helsinki, Finlandiya) kullanılarak bir kadın hastadan alınan bilgisayarlı tomografi (BT) verileriyle elde edildi. Elde edilen CBCT görüntüleri, Mimics Innovation Suite 24.0 yazılımı (Materialise NV, Leuven, Belçika) ile STL formatına dönüştürüldü.

Maksilla modeli, ileri derecede rezorbe olmuş kemik yapısını temsil edecek şekilde Lekholm ve Zarb¹⁹ sınıflamasına göre tasarlandı. Kemik modellemesinde, kortikal ve trabeküler kemik ayrımı trabeküler kemiğin çevresinde 1mm kalınlığında kortikal kemik olacak şekilde offset yöntemiyle yapıldı.

Ayrıca, farklı protez konseptleri arasında diş eti kalınlığı bakımından anlamlı bir fark oluşmayacağı ve sonuçları etkilemeyeceği öngörüldüğünden, diş eti kalınlığı modellemeye dahil edilmedi (Şekil 3.1).

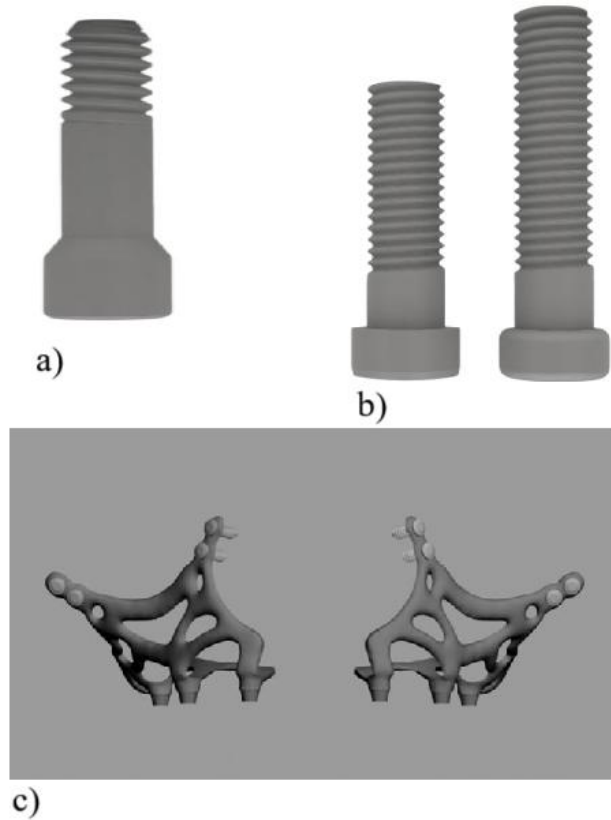


Şekil 3.1. Oluşturulan Modeller

3.1.1. İmplant ve Dayanakların Modellenmesi

Tomografik verilerden elde edilen atrofik maksillaya, iki parçadan oluşan bir subperiostal implant tasarlandı. İmplant, kanin ve zigomatik destek bölgelerine uzanan toplam dört adet kanat ve her bir kanat üzerinde ikişer adet fiksasyon vida deliği olacak şekilde ayarlandı. Ayrıca, implant üzerine lateral, birinci premolar ve birinci molar diş bölgelerine karşılık gelen pozisyonlarda toplam altı adet protetik dayanak yerleştirildi. Multiunit dayanak kullanılarak multiunit vidası ile sabitlendi.

İmplant, fiksasyon vidaları ve protez bileşenleri SolidWorks yazılımı (Dassault Systèmes, SolidWorks Corp., ABD) kullanılarak 3D olarak tasarlandı. Bu parçalar modelleme ortamına aktarılarak uygun şekilde konumlandırıldı. Her parçaya uygun malzeme özellikleri atanarak implant, protez ve kemik arasındaki temas ilişkileri tanımlandı (Şekil 3.2).



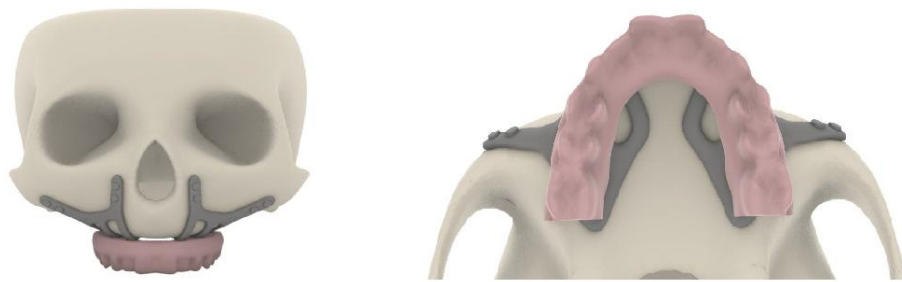
Şekil 3.2. İmplant, dayanak, kullanılan vidalar a) protez vidası, b) implant vidaları, c) implant

3.1.2. Protezin Modellenmesi

Sabit protezlerin alt yapı materyali olarak krom-kobalt (Cr-Co), titanyum (Ti), polietiler eter keton (PEEK) ve zirkonya (Zr) seçildi. Cr-Co ve Zr alt yapıların üstüne porselen, Ti alt yapıların üstüne porselen ve akrilik rezin, PEEK alt yapının üstüne kompozit rezin uygulaması yapıldı. Bu şekilde beş farklı model elde edildi.

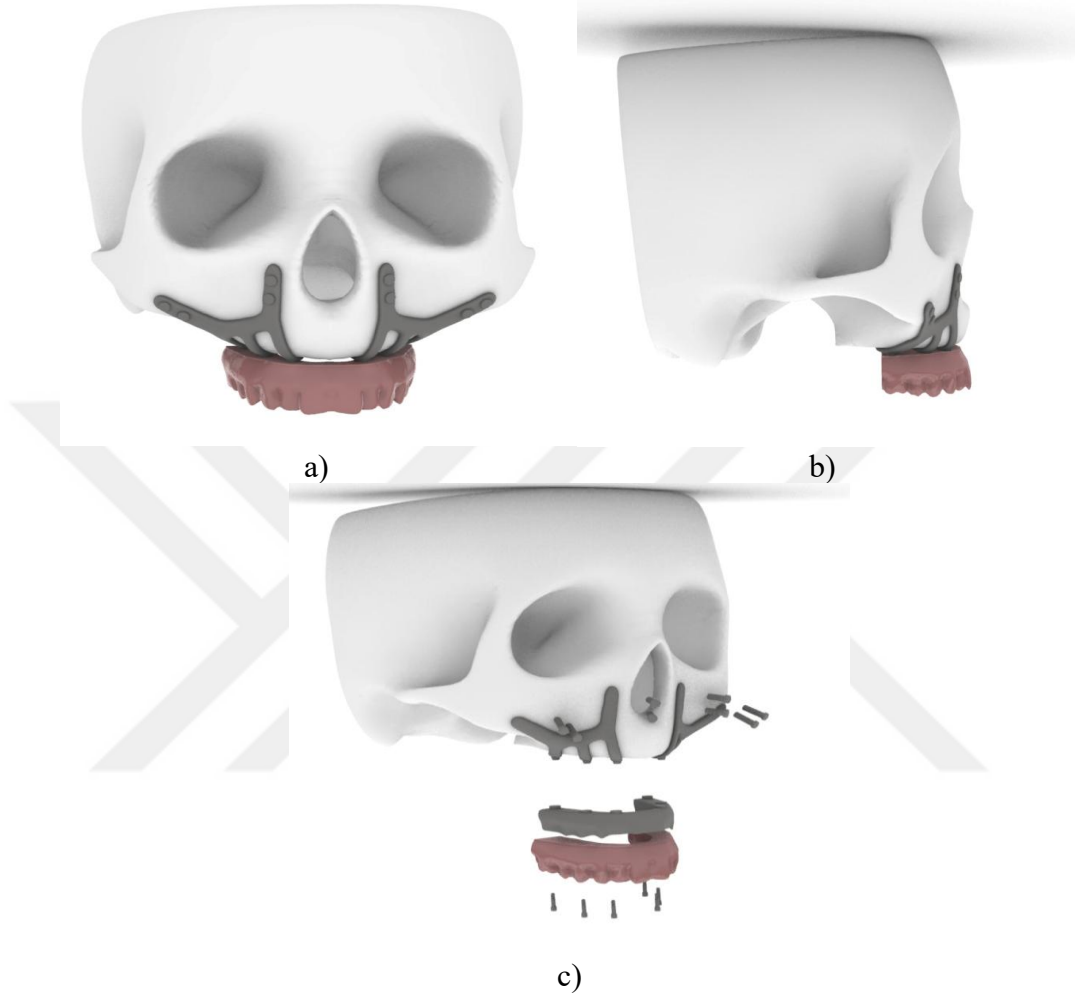
Tasarlanan protezlerin anatomik yapıya uygunluğunu sağlamak amacıyla, diş boyutlarının belirlenmesinde Wheeler'ın diş anatomisinden faydalanılıp, alt yapıların modellenmesinde SolidWorks yazılımı (Dassault Systèmes, SolidWorks Corp., ABD) kullanıldı.⁹⁷

Uygulanan okluzal kuvvetlerin gerçeğe yakın şekilde iletilmesini sağlamak amacıyla, kullanılan protetik üst yapı materyallerinin kalınlıkları, dikey yönde minimum 1 mm, maksimum 2 mm olacak şekilde, literatürde belirtilen klinik sınırlar doğrultusunda belirlendi. Protezin toplam dikey yüksekliği ise, hastaya ait anatomik yapı ve alveolar kretler arası mesafe göz önünde bulundurularak 15 mm ile 22 mm aralığında olacak şekilde tasarlandı (Şekil 3.3).



Şekil 3.3. Protezin Modellenmesi

Tasarım subperiostal implantlar dayanaklar aracılığıyla protetik yapıya vidalanarak oluşturuldu (Şekil 3.4).



Şekil 3.4. Oluşturulan Modellerin a) Frontal Görünümü b) Lateral Görünümü c) Protez ve implant parçalarının yerleşimi

3.2. Sonlu Elemanlar Stres Analizi

Bu çalışmada kullanılan üç boyutlu anatomik modeller, ANSYS SpaceClaim yazılımı (ANSYS Inc., Pennsylvania, ABD) kullanılarak oluşturulup, analiz için uygun katı model formuna getirildi. Elde edilen modellerin sonlu eleman analizleri ise ANSYS 2023 R1 Workbench (ANSYS Inc., Pennsylvania, ABD) yazılımı ile gerçekleştirildi. Model geometrilerinin analiz ortamına uygun hale getirilmesi, optimize ağ (mesh)

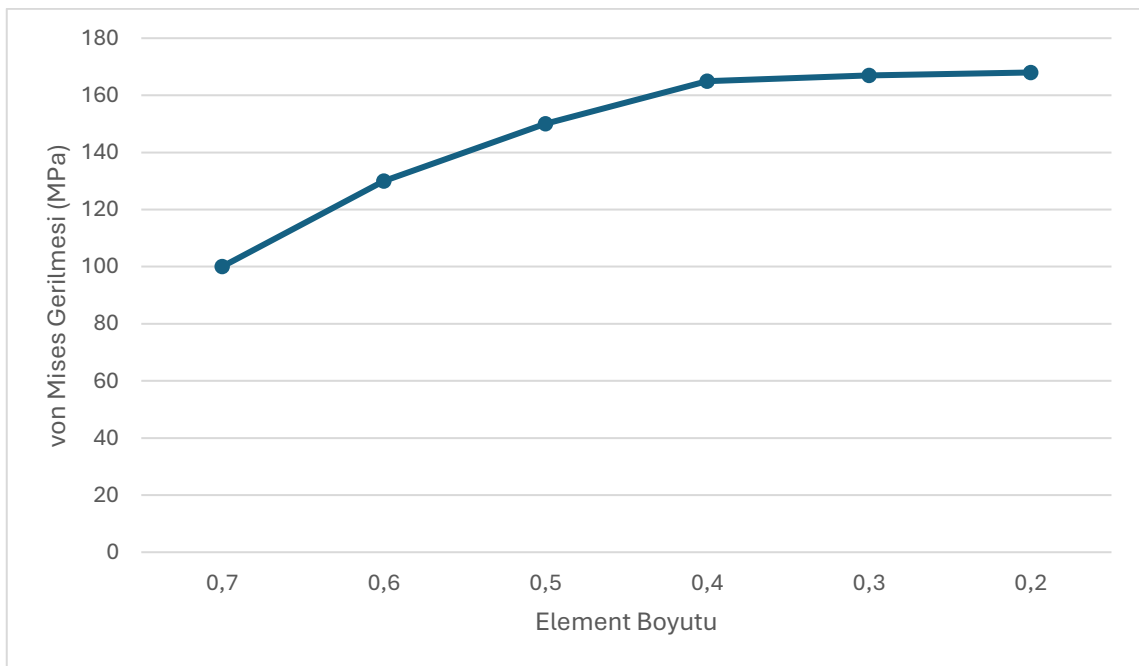
yapısının oluşturulması ve çözümlerin gerçekleştirilmesi bu yazılım aracılığıyla sağlandı.

Tüm analiz süreci, 2.50 GHz saat hızında çalışan 11. nesil Intel Core i9-11900 işlemcili ve 64 GB ECC bellek kapasiteli bir bilgisayarda gerçekleştirildi.

Çalışmanın daha gerçekçi sonuçlar verebilmesi için, kullanılan programın olanakları doğrultusunda maksilla modelinin boyutları dikkate alınarak mümkün olan en yüksek eleman sayısı seçildi. Çene modeli ve üst yapıyı içeren matematiksel modelde kullanılan eleman sayısı 1018955 ve düğüm sayısı 1567644 olarak belirlendi (Şekil 3.5).



Şekil 3.5. Modelin mesh yapısının görüntüsü



Şekil 3.6. Yakınsama grafiği

Modelin çözüm doğruluğunu değerlendirmek amacıyla konverjans analizi yapıldı. Eleman sayısının artırılmasıyla birlikte maksimum von Mises gerilme değerleri karşılaştırıldı ve sonuçlar belirli bir değerde sabitlendi. Bu nedenle analizde kullanılan mesh yapısının yeterli olduğu kabul edildi (Şekil 3.6).

Modelleme yapılan bölgelere Cr-Co, Ti, Zr ve PEEK materyallerinin mekanik özellikleri tanımlandı. Kullanılan materyallerin Poisson oranı ve elastik modülü Tablo3.1'de sunuldu. Bu değerler, hem bilimsel olarak kabul edilen sınırlar içerisinde kalmakta hem de hastanın geçici olarak kullanılan protez ölçümlerine dayanmaktadır.⁹⁸ Tüm materyaller, birbirine tam olarak bağlanmış doğrusal elastik, izotrop ve homojen kabul edildi.

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan materyallerin özellikleri⁹⁹⁻¹⁰²

Malzeme	Elastisite Modülü (MPa)	Poisson Oranı
Krom Kobalt	218.000	0.33
Zirkonya	200.000	0.30
Titanyum	110.000	0.35
PEEK	4.100	0.40
Porselen	82.800	0.35
Kompozit	16.600	0.25
Akrilik	2.400	0.35
Kortikal Kemik	13.700	0.30
Spongiyoz Kemik	1.370	0.30

3.3. Sınır ve Yükleme Koşulları

Üç boyutlu modellerin sonlu elemanlar analizinde doğru sonuçlar elde edebilmek için uygun noktalardan sabitlenmesi gerekir. En az iki düzlemde destekleme yapılmalı ve

analiz bölgesi bu sabitleme alanlarından uzakta olmalıdır. Aksi takdirde stresler yanlış şekilde sabit yüzeylere aktarılır. Bu çalışmada, model çene kemiğinin arka, orta ve üst kısmından tüm hareket serbestlikleri (DOF) sıfırlanarak sabitlendi.

Tüm modellerde çiğneme esnasında ortaya çıkan fizyolojik yükleri taklit etmek için kuvvetler birlikte uygulandı. Üst çene ön bölgeye oklüzal düzleme dik vektör ile palatinal yüzeyden 100 N büyüklüğünde bir kuvvet uygulandı. Bu kuvvet, ön bölgeye gelen fizyolojik çiğneme yüklerini temsil edecek şekilde modellendi. Premolar dişler ve birinci molar dişlerin her birinin bukkal tüberküllerine; dik açıyla 150 N dikey kuvvet, palatino-bukkal yönde 30° açıyla 100 N oblik kuvvet aynı anda çift taraflı uygulandı.

3.4. Stres Değerlendirmesi

SESA analiz sonuçlarının değerlendirilmesinde, öncelikle gerilmenin büyüklüğü ve dağılımı incelendi. Principal gerilme ve von Mises değerleri, kullanılan malzemenin mekanik dayanım sınırları ile karşılaştırılarak yapısal güvenlik değerlendirildi. İmplant ve protetik alt yapı materyallerindeki gerilme değerlendirmeleri için von Mises gerilme değerleri; kemik üzerindeki gerilmeleri değerlendirmek için ise asal gerilme değerleri kullanıldı.¹⁰³ Sayısal sonuçların görsel olarak daha anlaşılır hale getirilmesi amacıyla, stres dağılımları renk skalalarıyla görselleştirildi. Her bir renk belirli bir stres aralığını temsil etmekte olup, bu aralıklar ilgili görsellerin sol üst köşesinde yer alan skala ile belirtildi. Gerilme değerleri, yazılım tarafından otomatik olarak megapascal (MPa) biriminde hesaplandı. Maksimum stresin olduğu bölgeler belirlenerek bu alanlardaki yoğunluk, tasarım zayıflıkları açısından yorumlandı.

4. BULGULAR

Sabit protezlerde kullanılan alt yapı materyalleri; Cr-Co, Ti, PEEK ve Zr olarak seçildi. Alt yapılar için farklı estetik veneer materyalleri kullanıldı. Cr-Co ve Zr alt yapılar için porselen, Ti alt yapılar için porselen ve akrilik rezin, PEEK alt yapı için kompozit rezin olacak şekilde 5 farklı protez modeli elde edildi. Elde edilen modellere uygulanan eşit kuvvetler sonucu implant, protez, fiksasyon vidası ve multiunit vidası için von Mises (σ_M) stres, kortikal ve trabeküler kemik için Principal (σ_{max}) stres değerleri kullanıldı. Analizde gerilimlerin yüksek olduğu alanlar kırmızı düşük olduğu alanlar ise mavi renk olarak görselleştirildi.

4.1. Kortikal ve Trabeküler Kemik İçin Principal Stres Değerleri

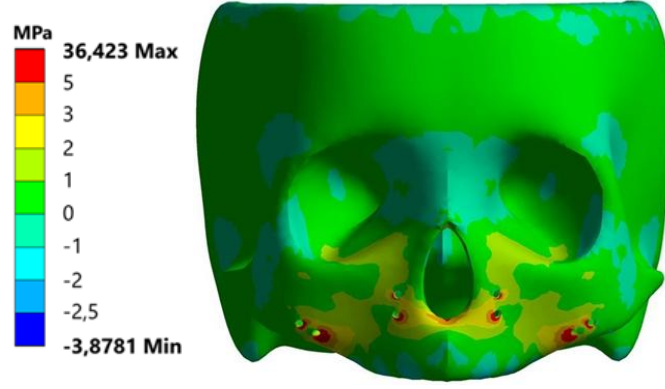
Kullanılan alt yapı materyallerine göre kortikal kemik için maksimum principal stres değerleri en yüksek PEEK-Kompozit rezin protez tasarımında, en düşük Cr-Co-porselen protez tasarımında görülmüştür. Görülen değerlerin sıralaması:

PEEK-Kompozit rezin > Ti-Akrilik rezin > Ti-Porselen > Zr-Porselen > Cr-Co-Porselen şeklindedir. (Tablo 4.1).

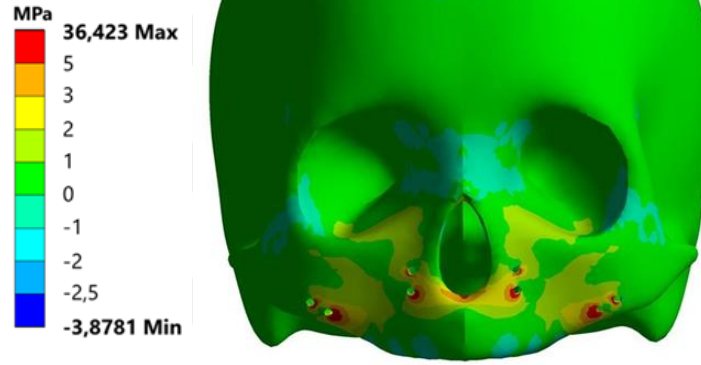
SESA sonuçlarına göre en yüksek principal stres değerleri, subperiostal implantın fiksasyon vidalarının yer aldığı maksiller ön bölgede, özellikle zigoma bölgesinde yer alan birinci fiksasyon vidaların mezialinde kemikle temas ettiği bölgelerde gözlenmiştir. (Şekil 4.1-4.5).

Tablo 4.1. Kortikal kemik için maksimum principal stres değerleri (MPa)

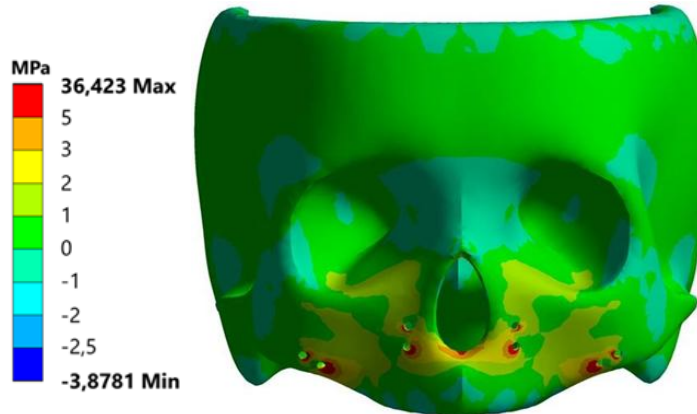
Model	Maksimum Gerilme (MPa)
PEEK-Kompozit rezin	41,000
Ti-Akrilik rezin	38,100
Ti-Porselen	36,543
Zr-Porselen	36,000
Cr-Co-Porselen	35,900



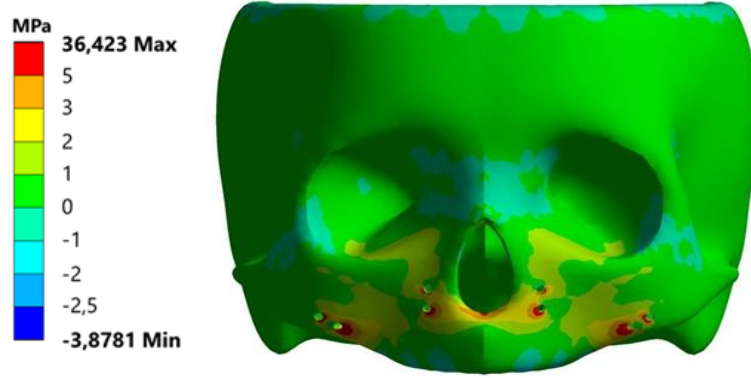
Şekil 4.1. PEEK-Kompozit rezin protez tasarımı için kortikal kemikte görülen principal stres değerleri



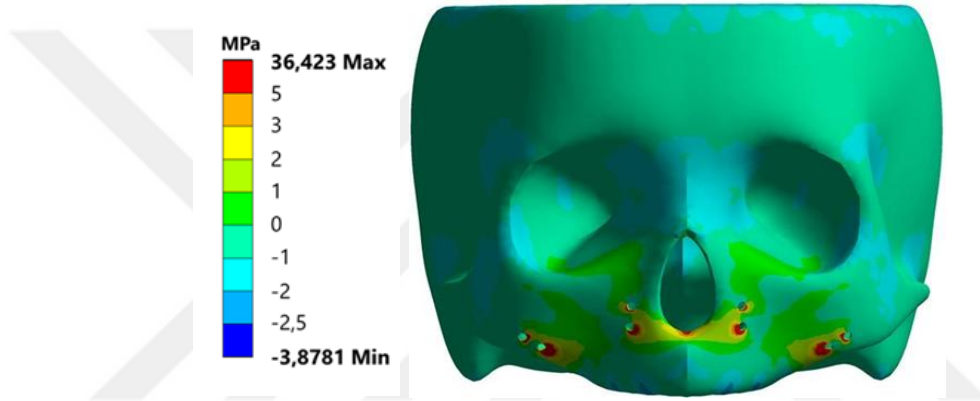
Şekil 4.2. Ti-Akrilik rezin protez tasarımı için kortikal kemikte görülen principal stres değerleri



Şekil 4.3. Ti-Porselen protez tasarımı için kortikal kemikte görülen principal stres değerleri



Şekil 4.4. Zr-Porselen protez tasarımı için kortikal kemikte görülen principal stres değerleri



Şekil 4.5. Cr-Co-Porselen protez tasarımı için kortikal kemikte görülen principal stres değerleri

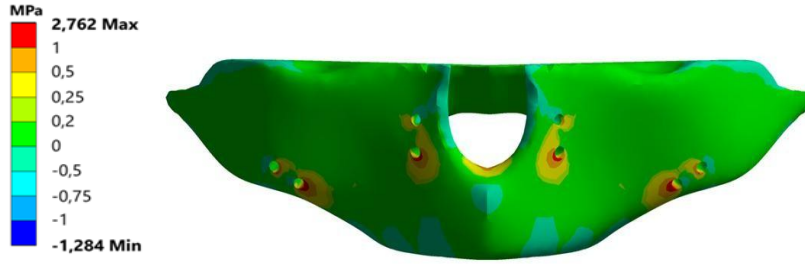
Kullanılan alt yapı materyallerine göre trabeküler kemik için maksimum principal stres değerleri en yüksek PEEK-kompozit rezin protez tasarımında, en düşük Cr-Co-porselen protez tasarımında görülmüştür. Görülen değerlerin sıralaması:

PEEK-Kompozit rezin > Ti-Akrilik rezin > Ti-Porselen > Zr-Porselen > CrCo-Porselen şeklindedir. (Tablo 4.2).

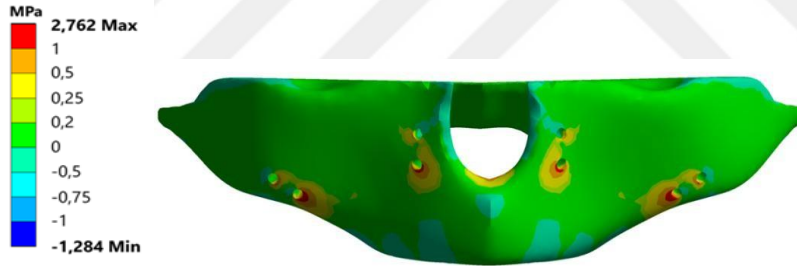
SESA sonuçlarına göre en yüksek principal stres değerleri, subperiostal implantın fiksasyon vidalarının yer aldığı maksiller ön bölgede, özellikle zigoma bölgesinde yer alan birinci fiksasyon vidaların mezialinde kemikle temas ettiği bölgelerde gözlenmiştir. Trabeküler kemikteki maksimum principal stres değerleri kortikal kemikteki değerlerden anlamlı düzeyde daha düşük bulunmuştur (Şekil 4.6-4.10).

Tablo 4.2. Trabeküler kemik için maksimum principal stres değerleri (MPa)

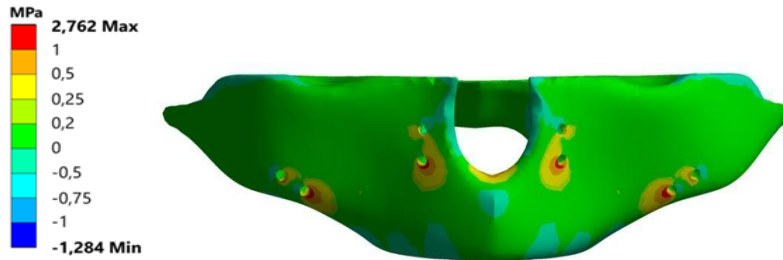
Model	Maksimum Gerilme (MPa)
PEEK-Kompozit rezin	3,200
Ti-Akrilik rezin	2,920
Ti-Porselen	2,762
Zr-Porselen	2,720
Cr-Co-Porselen	2,710



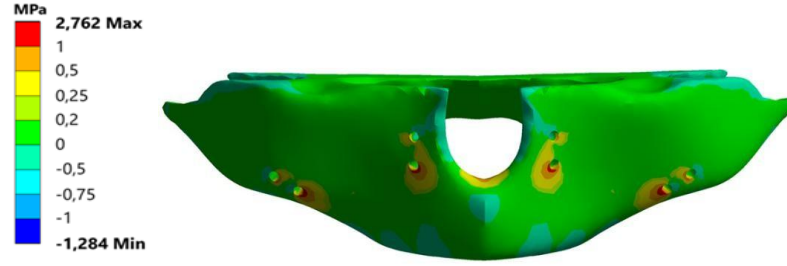
Şekil 4.6. PEEK-Kompozit rezin protez tasarımı için trabeküler kemikte görülen principal stres değerleri



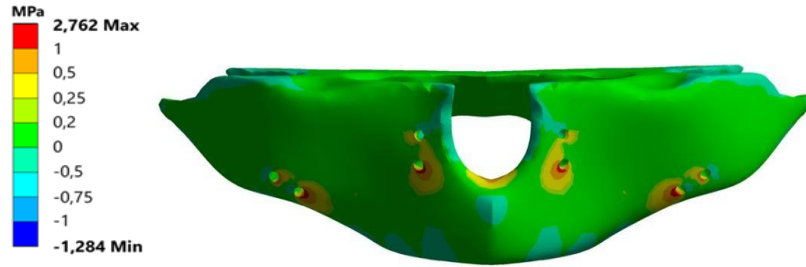
Şekil 4.7. Ti-Akrilik rezin protez tasarımı için trabeküler kemikte görülen principal stres değerleri



Şekil 4.8. Ti-Porselen protez tasarımı için trabeküler kemikte görülen principal stres değerleri



Şekil 4.9. Zr-Porselen protez tasarımı için trabeküler kemikte görülen principal stres değerleri



Şekil 4.10. Cr-Co-Porselen protez tasarımı için trabeküler kemikte görülen principal stres değerleri

4.2. İmplant Çevresinde Maksimum von Mises Değerleri

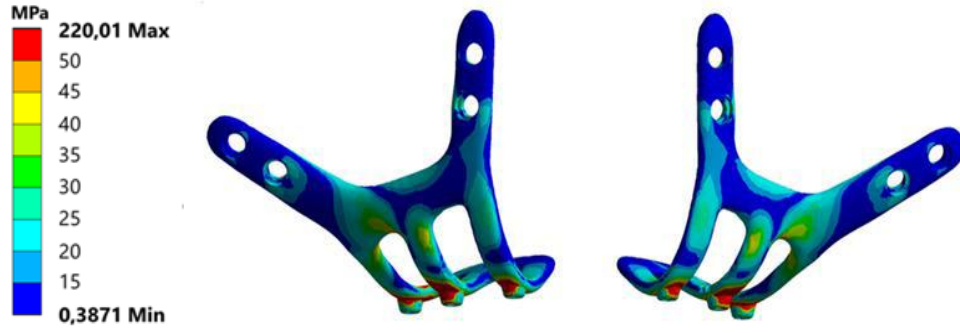
Kullanılan alt yapı materyallerine göre implant için maksimum von Mises değerleri en yüksek PEEK-kompozit rezin protez tasarımında, en düşük Cr-Co-porselen protez tasarımında görülmüştür. Görülen değerlerin sıralaması:

PEEK-Kompozit rezin > Ti-Akrilik rezin > Ti-Porselen > Zr-Porselen > Cr-Co-Porselen şeklindedir. (Tablo 4.3).

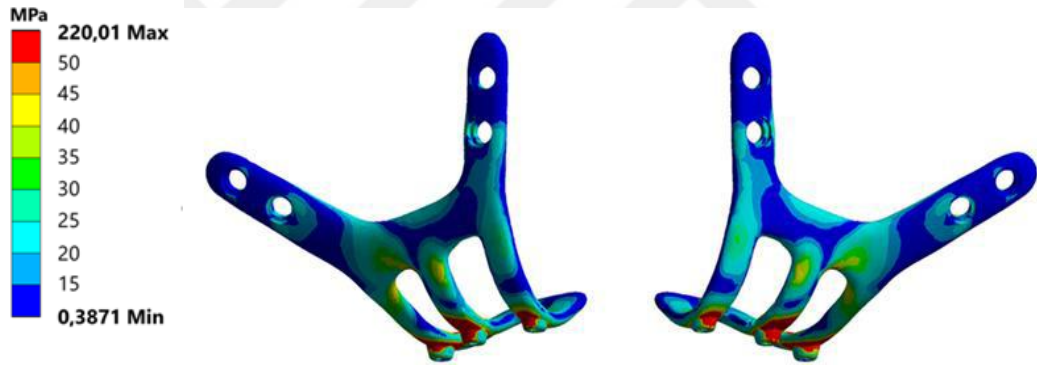
SESA sonuçlarına göre implant üzerinde oluşan en yüksek stres değerleri bölgesel olarak incelendiğinde tüm implantlarda implantın protez dayanak bölgelerinde meydana geldiği ve distal dayanaklara doğru stresin arttığı görülmüştür (Şekil 4.11-4.15).

Tablo 4.3. İmplant için maksimum von Mises stres değerleri (MPa)

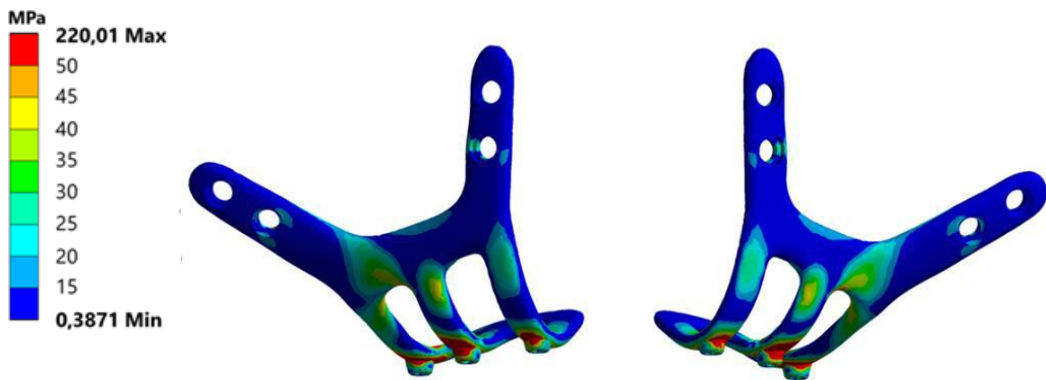
Model	Maksimum Gerilme (MPa)
PEEK-Kompozit rezin	237.20
Ti-Akrilik rezin	220.01
Ti-Porselen	212.09
Zr-Porselen	199.00
Cr-Co-Porselen	190.15



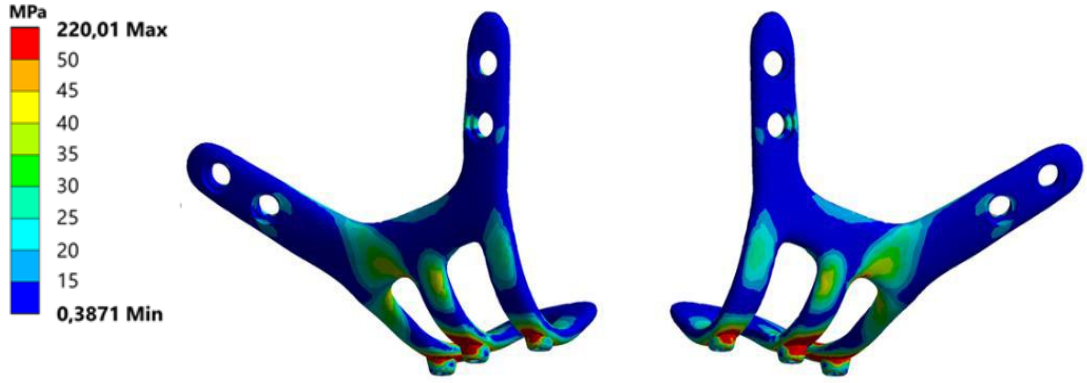
Şekil 4.11. PEEK-Kompozit rezin protez tasarımı için implant çevresinde oluşan von Mises stres değerleri



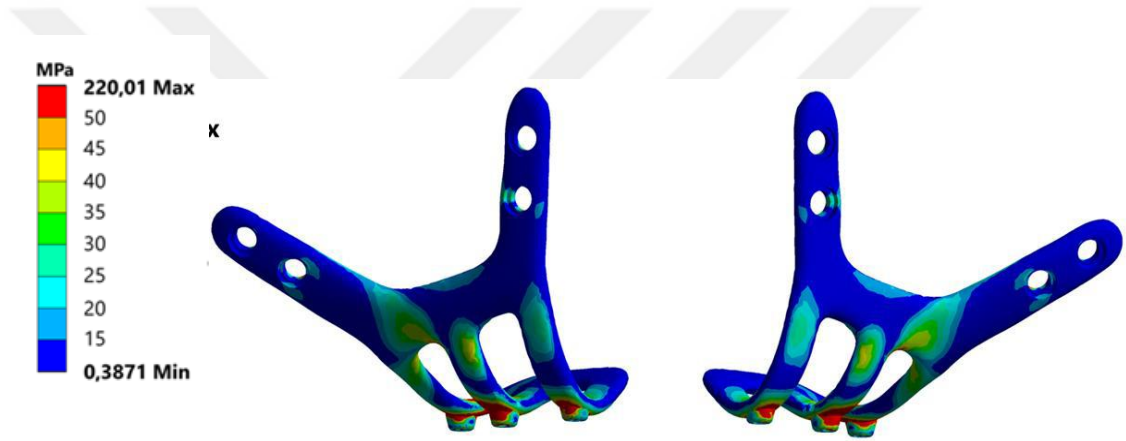
Şekil 4.12. Ti-Akrilik rezin protez tasarımı için implant çevresinde oluşan von Mises stres değerleri



Şekil 4.13. Ti-Porselen protez tasarımı için implant çevresinde oluşan von Mises stres değerleri



Şekil 4.14. Zr-Porselen protez tasarımı için implant çevresinde oluşan von Mises stres değerleri



Şekil 4.15. Cr-Co-Porselen protez tasarımı için implant çevresinde oluşan von Mises stres değerleri

4.3. Fiksasyon Vidaları İçin Maksimum von Mises Değerleri

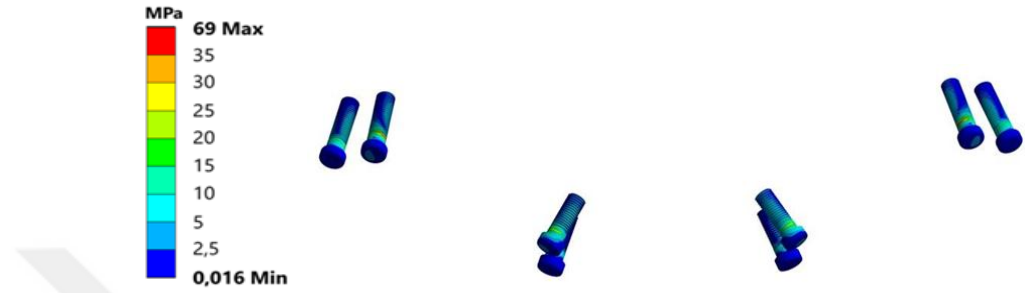
Kullanılan alt yapı materyallerine göre fiksasyon vidaları için maksimum von Mises stres değerleri en yüksek PEEK-kompozit rezin protez tasarımı, en düşük Cr-Co-porselen protez tasarımı görülmüştür. Gerilme değerlerinin büyüklük sıralaması:

PEEK-Kompozit rezin > Ti-Akrilik rezin > Ti-Porselen > Zr-Porselen > Cr-Co-Porselen şeklindedir (Tablo 4.4).

SESA sonuçlarına göre en yüksek von Mises değerlerinin, fiksasyon vidalarının boyun kısımlarında yoğunlaştığı, özellikle zigoma bölgesinde yer alan birinci fiksasyon vidalarında stresin arttığı gözlemlenmiştir (Şekil 4.16-4.20).

Tablo 4. 4. Fiksasyon vidaları için maksimum von Mises stres değerleri (MPa)

Model	Maksimum Gerilme (MPa)
PEEK-Kompozit rezin	71,448
Ti-Akrilik rezin	70,300
Ti-Porselen	69,300
Zr-Porselen	69,200
Cr-Co-Porselen	69,000



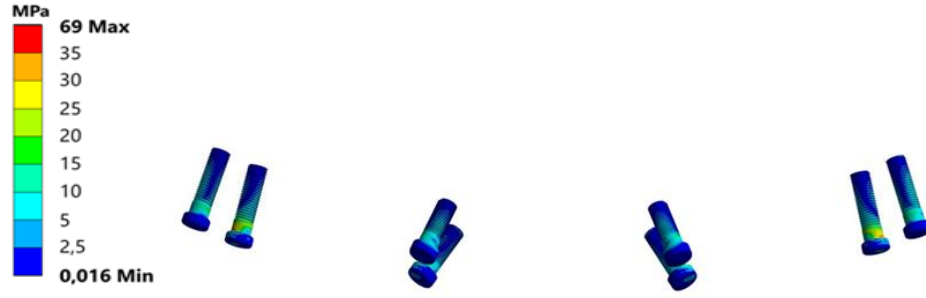
Şekil 4.16. PEEK-Kompozit rezin protez tasarımında fiksasyon vidası üzerinde oluşan von Mises stres değerleri



Şekil 4.17. Ti-Akrilik rezin protez tasarımında fiksasyon vidası üzerinde oluşan von Mises stres değerleri



Şekil 4.18. Ti-Porselen protez tasarımında fiksasyon vidası üzerinde oluşan von Mises stres değerleri



Şekil 4.19. Zr-Porselen protez tasarımında fiksasyon vidası üzerinde oluşan von Mises stres değerleri



Şekil 4.20. Cr-Co-Porselen protez tasarımında fiksasyon vidası üzerinde oluşan von Mises stres değerleri

4.4. Protez Alt Yapısında Oluşan Maksimum von Mises Değerleri

Alt yapıda oluşan maksimum von Mises stres değerleri en yüksek Cr-Co alt yapıda, en düşük PEEK alt yapıda görülmüştür. Alt yapı materyallerinde oluşan maksimum von Mises değerlerinin sıralanması:

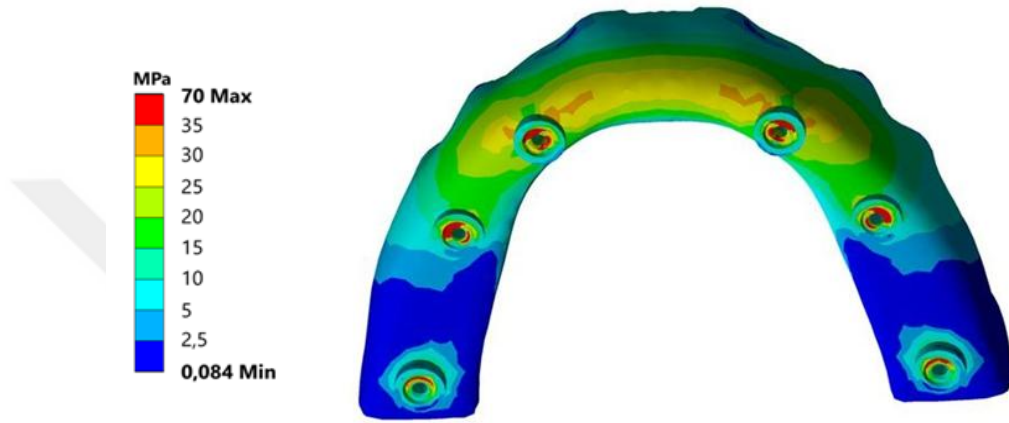
Cr-Co-Porselen > Zr-Porselen > Ti-Porselen > Ti-Akrilik rezin > PEEK-Kompozit rezin şeklindedir (Tablo 4.5).

SESA sonuçlarına göre en yüksek von Mises değerleri, protez alt yapısının dayanak çevresinde olduğu ve stresin daha çok ön bölgede yoğunlaştığı görülmüştür.

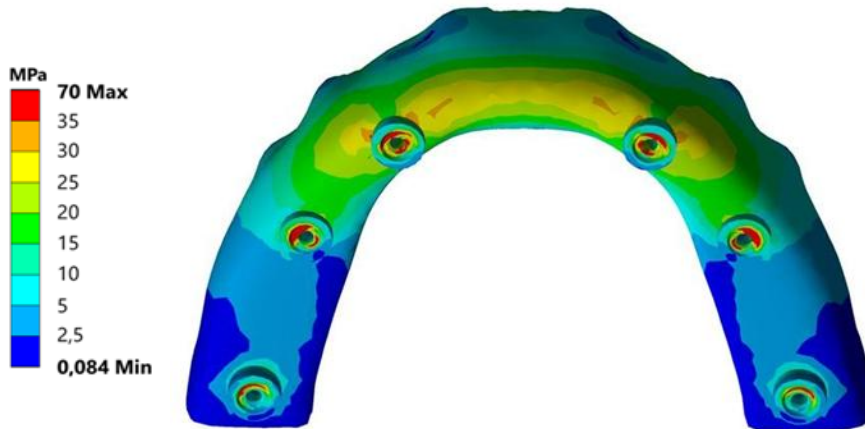
Titanyum-akrilik ve titanyum-porselen kombinasyonları ise benzer stres dağılımı sergilemiş; üst yapı materyalinin elastik modülünün stres dağılımını anlamlı düzeyde etkilemediği gözlemlenmiştir (Şekil 4.21-4.25).

Tablo 4. 5. Protez alt yapısında oluşan maksimum von Mises stres değerleri (MPa)

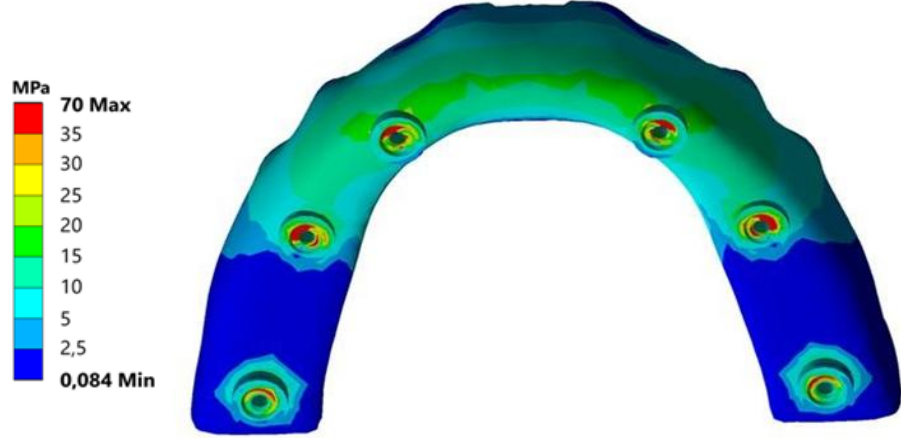
Model	Maksimum Gerilme (MPa)
Cr-Co-Porselen	103,00
Zr-Porselen	85,00
Ti-Porselen	82,98
Ti-Akrilik rezin	82,00
PEEK-Kompozit rezin	70,00



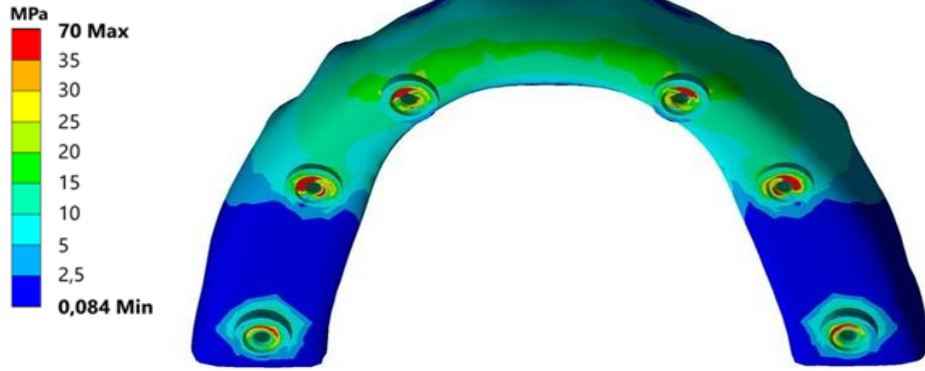
Şekil 4.21. Cr-Co-Porselen protez tasarımında alt yapıda oluşan von Mises stres değerleri



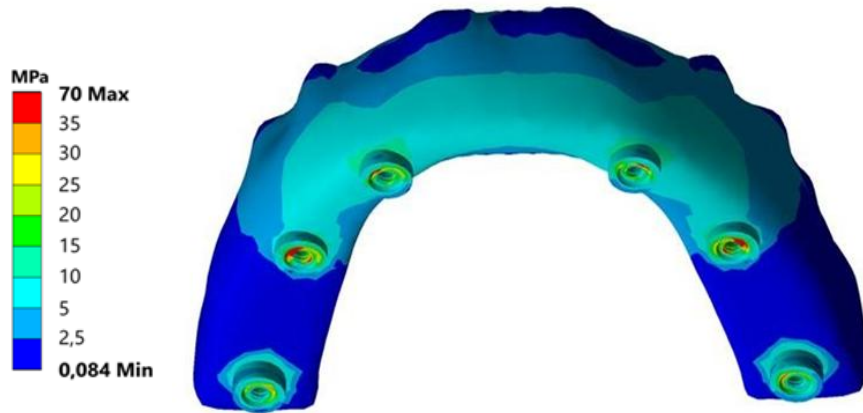
Şekil 4.22. Zr-Porselen protez tasarımında alt yapıda oluşan von Mises stres değerleri



Şekil 4.23. Ti-Porselen protez tasarımında alt yapıda oluşan von Mises stres değerleri



Şekil 4.24. Ti-Akrilik rezin protez tasarımında alt yapıda oluşan von Mises stres değerleri



Şekil 4.25. PEEK-Kompozit rezin protez tasarımında alt yapıda oluşan von Mises stres değerleri

4.5. Protez Vidaları için Maksimum von Mises Değerleri

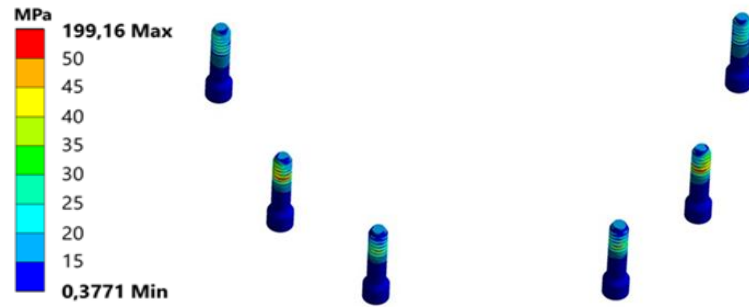
Kullanılan alt yapı materyallerine göre protez vidaları için maksimum von Mises stres değerleri en yüksek PEEK-kompozit rezin protez tasarımında, en düşük Cr-Co-porselen protez tasarımında görülmüştür. Gerilme değerlerinin büyüklük sıralaması:

PEEK-Kompozit > Ti-Akrilik > Ti-Porselen > Zr-Porselen > Cr-Co-Porselen şeklindedir. (Tablo 4.6).

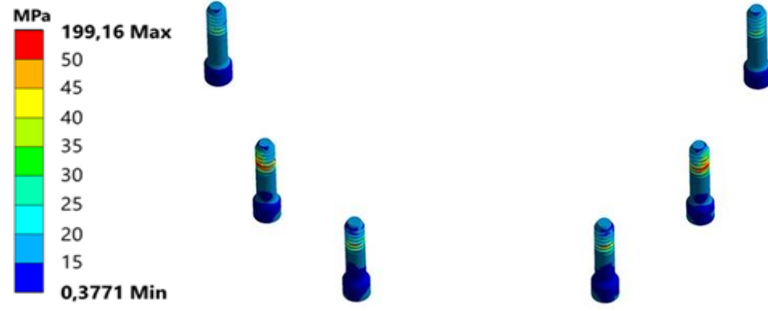
SESA sonuçlarına göre en yüksek von Mises değerleri, dayanaklar ile bağlantının sağlandığı protez vidalarının yivli kısımlarında oluşmakta, özellikle birinci premolar diş bölgelerinde yer alan protez vidalarında stresin yoğunlaştığı görülmüştür (Şekil 4.26-4.30).

Tablo 4.6. Protez vidaları için maksimum von Mises stres değerleri (MPa)

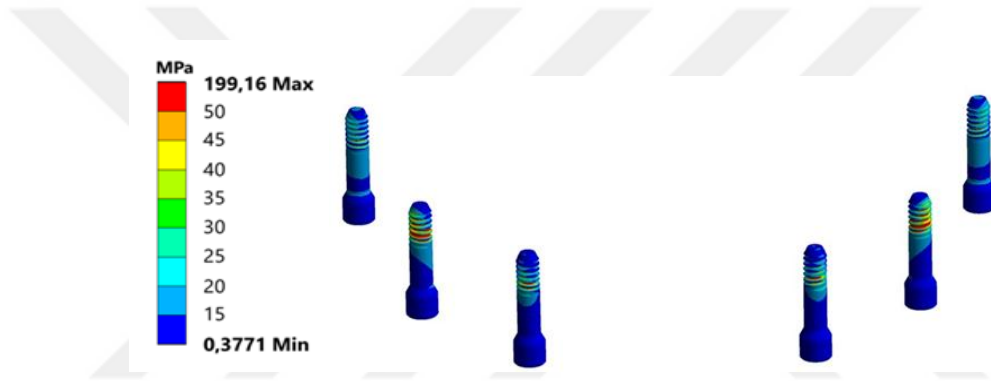
Model	Maksimum Gerilme (MPa)
PEEK-Kompozit rezin	233,05
Ti-Akrilik rezin	201,10
Ti-Porselen	190,00
Zr-Porselen	189,00
CrCo-Porselen	119,16



Şekil 4.26. PEEK-Kompozit rezin protez tasarımında protez vidası üzerinde oluşan von Mises stres değerleri



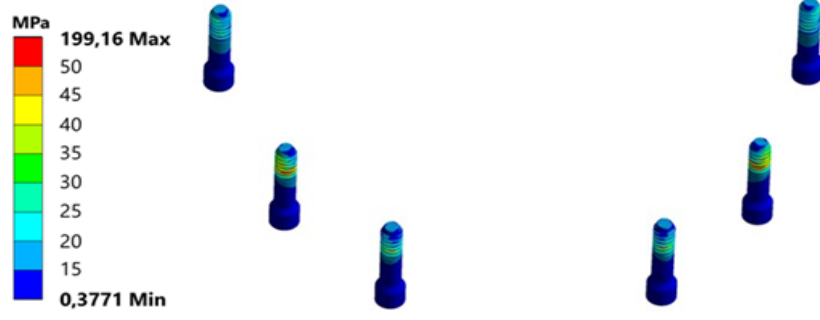
Şekil 4.27. Ti-Akrilik rezin protez tasarımında protez vidası üzerinde oluşan von Mises stres değerleri



Şekil 4.28. Ti-Porselen protez tasarımında protez vidası üzerinde oluşan maksimum von Mises stres değerleri



Şekil 4.29. Zr-Porselen protez tasarımında protez vidası üzerinde oluşan von Mises stres değerleri



Şekil 4.30. Cr-Co-Porselen protez tasarımında protez vidası üzerinde oluşan von Mises stres değerleri



5. TARTIŞMA

Bu tez çalışmasında, atrofik maksillaya sahip hastanın BT verilerinden elde edilen üç boyutlu maksilla modeli üzerinde, sanal ortamda subperiostal implant tasarlanmıştır. İmplant üzerine, multiunit bağlantılı tasarlanan sabit protez alt yapı materyali olarak Cr-Co, Ti, PEEK ve Zr kullanılmıştır. Cr-Co ve Zr alt yapıların üstüne porselen, Ti alt yapıların üstüne porselen ve akrilik rezin, PEEK alt yapının üstüne kompozit rezin uygulaması yapılarak 5 farklı çalışma modeli elde edilmiştir. Tüm modellerde aynı diş bölgelerine, aynı büyüklükte ve açıda yükler uygulanarak, kemik dokusunda, implantta, protez alt yapısında ve fiksasyon ve protez vidalarında oluşan gerilme dağılımları sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle değerlendirilmiştir. Uygulanan kuvvetler sonucunda kemik dokusu, implant, fiksasyon ve protez vidaları için en yüksek stres değerleri PEEK alt yapı materyalinde; en düşük stres değerleri Cr-Co alt yapı materyalinde gözlenmiştir. Protetik alt yapı üzerinde oluşan gerilme değerleri incelendiğinde, Cr-Co alt yapı materyalinin en yüksek von Mises değerleri gösterdiği PEEK alt yapı materyalinin ise en düşük von Mises değerleri gösterdiği gözlenmiştir. Bu sonuçlardan yola çıkarak; bu çalışmanın H0 hipotezi, üst çenede yapılacak olan subperiostal implant üstü sabit protezde farklı materyallerin kullanılmasının kemik dokusunda, implantta, protez alt yapısında ve vidalarda oluşan stres miktarını değiştirmeyeceği reddedilmiştir.

Dişsiz hastaların protetik rehabilitasyonunda, implant destekli sabit ve hareketli protezler, geleneksel tam protezlere alternatif olarak yaygın şekilde kullanılmaktadır. Literatürde, bu protezlerin geleneksel tam protezlere kıyasla çiğneme etkinliğini arttırdığı ve buna bağlı olarak hastaların yaşam kalitesini olumlu yönde etkilediği gösterilmiştir.¹⁰⁴ Ancak implant uygulamasının başarıyla gerçekleştirilebilmesi için yeterli miktarda ve kalitede alveolar kemik varlığı gereklidir.

Dişlerin uzun süreli kaybı ve tam protez kullanımı sonucunda, alveolar kretlerde

rezorpsiyon meydana gelir. Bu durum, özellikle maksiller sinüs ve mandibular kanal gibi anatomik yapılara olan yakınlık nedeniyle implant yerleştirilmesini güçleştirebilir. Kemik augmentasyonu, sinüs lifting gibi ileri cerrahi tekniklerin uygulanması gerekebilir; bu ise tedavi süresini uzatmakta ve komplikasyon riskini arttırmaktadır.¹⁰⁵ Bu nedenle ileri cerrahi girişimler olmaksızın atrofik çene vakalarında uygulanacak alternatif implant tedavi seçenekleri gündeme gelmiştir. Dar çaplı, kısa, açılı implantlar, zigomatik, pterigoid ve subperiosteal implantlar bu tedavi seçenekleri arasındadır.

Subperiosteal implantlar yaklaşık 80 yıldır kullanılmakta olup, kemik içi implant sistemlerinin gelişimiyle birlikte tercih edilme sıklıkları azalmıştır. Ancak son yıllarda ağız içi görüntüleme teknolojileri ile CAD/CAM ve 3 boyutlu yazıcı sistemlerindeki ilerlemeler, geleneksel ölçü yöntemlerinin yerini alarak bu implantların yeniden gündeme gelmesini sağlamıştır.¹⁰⁶ Subperiosteal implantların; tek aşamalı ve hızlı tedavi protokolüne olanak tanımaları, dijital teknolojilerin kullanımı sayesinde hastaya özgü olarak tasarlanabilmeleri, implant çene uyumu ve primer stabiliteyi anlamlı ölçüde artırmaları avantajları arasındadır. Bu implantlara erken yüklemeye geçici protezlerin hızla uygulanabilmesi, hastanın fonksiyonel ve estetik beklentilerine erken dönemde yanıt verilmesini sağlar. Bu nedenle, subperiosteal implantlar, kemik içine penetrasyon gerektirmeyen ve mevcut kemik hacmini maksimize edecek şekilde periosteal altına yerleştirilen bireyselleştirilmiş implant sistemleri olarak öne çıkmaktadır.¹⁰⁷

Konvansiyonel teknikte doğrudan kemik üzerinden alınan ölçülerle hazırlanan model üzerinde tasarlanan mum alt yapı döküm işlemi sonrasında metal çerçeveler olarak elde edilir. Bu tekniğin zorlukları ve kemik ile implant arasındaki uyumsuzluklar nedeniyle kullanımı kısıtlı kalmıştır.¹⁰⁸ Daha sonra dijital geçiş sürecinde, BT verileriyle üç boyutlu çene modelleri üretilmiş ve yine mum modeliyle döküm uygulanmıştır.⁶² Günümüzde ise tamamen dijital yöntemde, sanal ortamda tasarlanan implantlar farklı

üretim teknolojileri ile doğrudan üretilmektedir.¹⁰⁹ Bilgisayar destekli üretim sistemleri; frezeleme ve doğrudan metal lazer sinterleme (DMLS) yöntemlerini içermektedir. Frezeleme yöntemi, önceden hazırlanmış bloklardan kesme işlemiyle materyalin eksiltilmesine dayanırken; DMLS yöntemi, metal tozlarının katmanlar hâlinde lazerle eritilerek birleştirilmesi esasına dayanır.¹¹⁰

Subperiostal implantların üretim tekniğindeki gelişmeler ile klinik başarı oranlarında da önemli değişimler gözlenmiştir. Geleneksel döküm yöntemiyle üretilen subperiostal implantlar için yapılan erken dönem çalışmalarda, 5 yıl sonunda başarı oranlarının %90-100 arasında değiştiği, ancak bu oranın 10 yıl sonunda %76-87'ye ve 15 yıl sonunda %60'a kadar gerilediği bildirilmiştir.¹¹¹

CAD/CAM ve 3D yazıcı sistemlerindeki ilerlemelerle subperiostal implantların başarı oranlarında belirgin bir artış gözlenmiştir.¹¹² Cerea ve ark.¹¹³ tarafından gerçekleştirilen bir çalışmada 70 hastaya özel olarak tasarlanmış ve DMLS teknolojisiyle üretilmiş titanyum subperiostal implantların 2 yıllık takip süresindeki başarı oranı %95,8 olarak bildirilmiştir. Yakın tarihlerde Mangano ve ark.⁸ tarafından yapılan bir çalışmada, DMLS yöntemiyle üretilen on adet hastaya özgü subperiostal implantın kısa dönem klinik sonuçları değerlendirilmiş bir yıllık takip süresi sonunda hiçbir implant kaybı yaşanmadığı ve %100 sağkalım oranı olduğu bildirilmiştir. Dimitrioulus ve ark.¹¹⁴ Cawood ve Howell Sınıf IV ile VI kemik yapısına sahip kısmi veya tam dişsiz hastalara özel olarak tasarlanan subperiostal implantların klinik başarı oranlarını %85,7 olarak bildirilmiştir.

Subperiostal implantlar modern üretim teknikleriyle biyomekanik ve cerrahi açıdan gelişme gösterse de yumuşak doku entegrasyonu açısından dikkatle değerlendirilmesi gerekmektedir. Anitua ve ark.¹¹¹ CAD/CAM ile oluşturulan modern subperiostal implantların sağkalım oranları ve komplikasyon risklerini değerlendirmiştir.

Çalışmanın sınırlılıkları dahilinde elde edilen bulgular, bu yeni nesil implantların kısa dönem içerisinde yüksek sağkalım oranları sunduğunu ortaya koymuştur. Ancak, özellikle periimplant yumuşak dokularla ilişkili komplikasyonların sıklıkla raporlandığı bildirilmiştir.

Subperiostal implantlarda ilk kullanılan materyal, kobalt-krom-molibden alaşımı olan Vitallium'dur. Döküm kolaylığı nedeniyle tercih edilen bu alaşım, günümüzde yerini çoğunlukla titanyuma bırakmıştır.¹¹⁵ Yüksek biyouyumluluk, düşük elastik modül, korozyon direnci ve yüksek mekanik dayanıklılık gibi üstün özellikleri nedeniyle titanyum ya da Ti-6Al-4V alaşımı gibi titanyum türevleri subperiosteal implant üretiminde sıklıkla tercih edilmektedir.^{116,117} PEEK ve zirkonya, subperiostal implant uygulamalarında potansiyel alternatif materyaller olarak değerlendirilmektedir. PEEK; düşük elastik modülü, hafifliği ve radyolüsentliği gibi avantajlar sunarak kemik benzeri mekanik davranış sergiler.¹¹⁸ Zirkonya ise estetik, düşük plak tutulumu ve yüksek biyouyumlu bir materyal olmasıyla dikkat çeker.¹¹⁹ Kullanılan implant materyali subperiostal implantların uzun dönem klinik başarısında kritik bir rol oynamaktadır.

Subperiostal implantların biyomekanik başarısı, yalnızca kullanılan materyalin özelliklerine değil, aynı zamanda implantın tasarım parametrelerine de doğrudan bağlıdır. Tasarım parametrelerinin başında ise implant çerçevesinin kalınlığı gelmektedir. Subperiostal implant çerçevesinin kalınlığı genellikle 1 mm ile 2 mm arasında olacak şekilde tasarlanmakta olup, bu aralık hem mekanik dayanıklılık hem de yumuşak doku uyumu açısından klinik olarak uygun kabul edilmektedir.^{62,120,121} Kundakçıoğlu ve ark.¹²² gerçekleştirdikleri çalışmada subperiostal implant materyalinin fizyolojik sınırlar içerisinde sahip olması gereken minimum kalınlığı sonlu elemanlar analiziyle araştırmışlardır. Çalışmada 1 mm, 1,5 mm ve 2 mm kalınlıklarında üç farklı implant modeli oluşturulmuş ve her modele 250 N dikey kuvvet uygulanarak hem kemik hem de

implant düzeyinde oluşan stres dağılımları değerlendirilmiştir. Analiz sonuçlarına göre, 1 mm kalınlığındaki tasarımda plastik deformasyon meydana gelmiş ve bu durumun kemiğe aşırı kuvvet iletimiyle sonuçlandığı gözlemlenmiştir. Buna karşın, 1,5 mm kalınlığındaki implant modeli hem yapısal dayanıklılık hem de kemik üzerindeki stres açısından daha fizyolojik sınırlar içinde kalmıştır. Subperiostal implantlar periosteal yüzeye yerleştirildiğinden, mukoza tarafından tamamen örtülecek şekilde ince tasarlanması gerekmektedir.¹²³ Literatürde, implant çevresi yumuşak dokularda görülen komplikasyonlardan birinin implantın metal kalınlığıyla ilişkili olabileceği belirtilmektedir.¹²⁴ Daha ince implant yapılarına sahip tasarımların çiğneme gibi fonksiyonel kuvvetler altında çevre dişeti dokusuna daha az baskı uyguladığı, dolayısıyla yumuşak doku toleransını artırabileceği bildirilmektedir.¹²⁵ Modern üretim teknolojileri ve geliştirilen yüksek dayanımlı biyomalzemeler sayesinde, çerçevenin kalınlığının 0,7 veya 0,8 mm'ye kadar azaltılmasına izin veren çalışmalar da bulunmaktadır.¹²⁶ Bu tez çalışmasında mevcut literatür bulgularına dayanarak, kemikteki rezorpsiyonun en önemli nedenlerinden biri olan lokalize stres birikimini azaltmak ve yüksek biyomekanik dayanıklılık için subperiostal implant tasarım kalınlığı 1,5 mm olarak belirlenmiştir.

Subperiostal implantlarda kanatlar, implant çerçevesinin kemik yüzeyine daha geniş bir temas alanıyla oturmasını ve fiksasyon vidaları aracılığıyla sabitlenmesini sağlayan uzantılardır.¹²⁷ Bu çıkışların konumu, kemik morfolojisine ve cerrahi erişime göre belirlenmeli; yumuşak dokularla teması en aza indirecek şekilde tasarlanmalıdır.¹¹¹ Vestibüler yüzeyde kanin ve zigoma bölgelerine uzanan iki kanat yer alır bazı tasarımlarda palatinal yüzeyde de alveolar kret boyunca uzanan kanatlar bulunmaktadır.¹²⁸⁻¹³⁰

Subperiostal implantlarda fiksasyon vidaları, kanatlar aracılığıyla implant çerçevesinin kortikal kemik yüzeyine sabitlenmesini sağlar; bu nedenle fiksasyon

vidalarının sayısı, çapı, konumu implantın stabilitesi açısından kritik rol oynar.^{131,132} Fiksasyon vidaları yalnızca primer stabilite sağlar ve erken yükleme imkanı tanımaktadır.²¹ Literatürde subperiostal implantlarda fiksasyon vida sayısı, implant tasarımı, kemik morfolojisi ve klinik gereksinimlere göre değişmekle birlikte genellikle her bir kanat için 1-3 vida arasında olacak şekilde planlanmaktadır.^{111,124} Mommaerts¹²⁹ çalışmasında bir kanat üzerindeki fiksasyon vidası sayısının üçten ikiye düşmesini savunmuştur. SESA analizine göre, her kanatta tek bir vida yeterli olmasına rağmen, ilave bir vidanın implant stabilitesini arttırabileceğini bildirmiştir. Fiksasyon vidalarının sayısı kadar çapı da kemiğe uygulanacak stres miktarını belirlemede önemlidir. Vida çapları 1,5 mm ile 2 mm arasında değişmektedir.^{14,68,106} Geniş çaplı vidaların stabiliteyi arttırabileceği ancak kortikal kemiğe fazla stres uygulayabileceği düşünülmektedir.¹³³ Subperiostal implantlara uygulanan 1,5 mm ve 2 mm çapındaki vidaların biyomekanik performanslarının SESA analiziyle incelendiği çalışmada, 2 mm çapındaki vidaların daha geniş bir yüzeye yayılma eğiliminde olduğu ve bu nedenle stres dağılımını daha etkin şekilde gerçekleştirdiği, 1,5 mm genişliğindeki vidaların daha az implant hareketi gösterdiği belirtilmiştir. Bu bulgu, vida çapının artmasının mekanik stabiliteye olumlu katkısının yanında, yer değiştirme davranışına etkisi açısından dikkatle değerlendirilmesi gerektiğini ortaya koymaktadır.¹³⁴ Mevcut tez çalışmasında kanin ve zigoma destek bölgelerine uzanan 2 kanat bulunmaktadır. Her kanadın üzerinde 2 adet vida deliği yer almaktadır. Bu vidaların çapları literatür değerlendirmeleri sonucu 2 mm olarak tasarlanmıştır.

Fiksasyon vidalarının sağladığı mekanik stabilite ve kanatların kemikle uyumlu yerleşimi sonrasında, protez üst yapısının taşıyıcı unsurları olan dayanakların sayısı ve konumu protezin fonksiyonel ve estetik başarısını şekillendirir. Sabit restorasyonlarda, optimal yük dağılımı ve protez stabilitesi sağlamak amacıyla en yaygın kullanılan

dayanak sayısı altı olarak bildirilmektedir. Protezin bağlantı noktaları genellikle kanin, ikinci premolar ve ikinci molar veya lateral, birinci premolar ve birinci molar diş pozisyonlarına göre ayarlanmaktadır.^{107,135}

Subperiosteal implant sistemleri, anatomik farklılıklara uyum sağlamak ve cerrahi uygulamayı kolaylaştırmak amacıyla tam çene dişsizliklerde tek parça (monoblok) ya da iki ayrı parça şeklinde tasarlanabilmektedir.^{122,129,130} Ayhan ve ark.¹² bu iki farklı tasarım biçimini sonlu elemanlar stres analizi yöntemini kullanarak değerlendirmiş ve fizyolojik kuvvetler altında oluşan stres dağılımını karşılaştırmıştır. İki parça implant sistemlerinin, tek parça sisteme kıyasla daha düşük stres ve yer değiştirme değerlerine sahip olduğunu bulmuşlardır; bu da klinik kullanımda potansiyel bir avantaj olduğunu göstermiştir. Bu tez çalışmasında literatürle uyumlu olacak şekilde, multiunit dayanak çıkışları tek çene arkı için lateral, birinci premolar ve birinci molar diş pozisyonlarında konumlandırılmış iki ayrı parçadan oluşan subperiosteal implant tasarlanmış ve implant üstü sabit protez modelleri uygulanmıştır.

Tam dişsizlik durumlarında maksillada uygulanan subperiosteal implant sistemleri, farklı tutucu sistemlerinden oluşan sabit restorasyonlar ile desteklenebilirler.¹¹³ Vaira ve ark.¹³⁰ implant yapısına entegre edilen simante veya vida tutuculu dayanak sistemleri değerlendirmiş ve iki sistemi de klinik kullanım için önermiştir. Simante ve vida tutuculu sabit protezler arasında klinik başarı açısından anlamlı bir fark saptanmamış olsa da vidalı sistemler geri alınabilirlik açısından belirgin bir avantaja sahiptir.¹³⁶ Özellikle malignite öyküsü bulunan ya da yüksek risk grubundaki hastalarda, protezin kolayca çıkarılabilir olması; sabit restorasyonların altında yer alan yumuşak dokuların düzenli takibini ve gerekli müdahaleleri mümkün kılmaktadır.^{126,137} Bu yönleriyle, bu tez çalışmasında kullanılan subperiosteal implant destekli sabit protezlerde vida tutuculu sistemler tercih edilmiştir.

İmplant üstü protezlerde, estetik, fonksiyon ve biyomekanik gereksinimleri karşılamak amacıyla farklı fiziksel ve kimyasal özelliklere sahip çeşitli materyaller kullanılmaktadır. Anitua ve ark.¹¹¹ tarafından 2024 yılında yayımlanan sistematik derlemede, subperiostal implant üstü protetik restorasyonlar da Cr-Co veya titanyum altyapılar üzerine akrilik rezin ya da porselen veneer üst yapılar, monolitik zirkonya köprüler veya PEEK-kompozit kombinasyonlarının tercih edildiğini bildirmişlerdir.

Pons ve ark.¹⁴ tüm atrofik maksillayı kapsayacak şekilde bireyselleştirilmiş subperiostal implantlarla tedavi edilen sekiz vakalık bir klinik seriyi gözden geçirmiştir. Vakalarda vida tutuculu sabit protezlerin metal altyapısı Cr-Co materyalinden üretilmiş üzerine porselen veneer uygulanmıştır. Carretero ve ark.¹³⁸ segmental maksiller onkolojik defektlere sahip hastalarda subperiostal titanyum implantlar için Cr-Co metal altyapı oluşturmuş üzerine porselen veneer uygulayarak vida tutuculu sabit protez üretmiştir. Bu retrospektif çalışmada, rehabilite edilen hastaların hiçbirinde subperiostal implant titanyum ağ yapısında açılma gözlenmediğini bildirmişlerdir. Başka bir çalışmada Mangano ve ark.¹⁰⁸ titanyum subperiostal implant üzerine zirkonya altyapılı porselen veneer uygulamış ve bir yıllık takipte %100 sağkalım oranı bildirmiştir. Alternatif olarak Varia ve ark.¹²⁰ maksiller molar bölge dişsizliği olan hastaya subperiostal implant üzeri monolitik zirkonya uygulamış. Protezin 38 aylık klinik takip süresince implant ve protez sisteminde herhangi bir komplikasyon oluşmadığını raporlanmışlardır.

Saurana ve ark.¹³⁹ maksillektomi operasyonu geçiren hastanın protetik rehabilitasyonunu subperiostal implant destekli titanyum alt yapılı akrilik protez ile sağladıklarını bildirmişlerdir. Benzer şekilde Fathi ve ark.¹⁴⁰ atrofik mandibula için tam ark subperiosteal implant tasarlayarak titanyum alt yapılı akrilik rezin esaslı bir protez hazırlamıştır. Yüksek hasta memnuniyeti sağlamış ve bir yıllık takip süresinde herhangi bir komplikasyonla karşılaşmadıklarını bilmişlerdir.

Elsawy ve ark.¹²¹ maksiller subperiostal implant üstü PEEK-kompozit rezin restorasyonunun 12 aylık takibi sonucunda tüm implantların stabil kaldığını ve enfeksiyon veya kırık gibi olumsuzlukların gelişmediğini bildirmişlerdir.

Borre ve ark.¹⁴¹ subperisotal implant üstü titanyum alt yapı porselen ve akrilik üst yapı ile rehabilitasyon sonrası bir yıllık takip sonucunda yüksek hasta memnuniyeti ve fonksiyonel iyileşme bildirmişlerdir. Literatürde, her bir altyapı ve üstyapı materyalinden üretilmiş protezlerin yer aldığı ve bu materyallerin biyomekanik ve klinik açıdan geniş bir yelpazede değerlendirildiği çalışmalar bulunmaktadır.¹⁴² Ancak mevcut literatürde, üst yapı materyallerinin subperiostal implantlar üzerinde oluşturduğu stres dağılımlarını doğrudan karşılaştıran bir çalışma bulunmamaktadır.

SESA, karmaşık biyomekanik yapıların, özellikle implant-protez sistemlerinin, çeşitli yükleme koşulları altında maruz kaldıkları gerilim ve deformasyonları sayısal olarak değerlendirmeye olanak sağlayan ileri düzey bir mühendislik analiz yöntemidir. Reddy ve ark.¹⁴³ sonlu elemanlar analizinin, dental implant uygulamalarında stres dağılımını değerlendirmede etkili bir yöntem olduğunu belirtmiştir.

Pirmoradian ve ark.¹⁴⁴ implant geometrisi ve yüzey özelliklerinin stres dağılımı üzerindeki etkilerini hem sonlu elemanlar analizi hem de deneysel yöntemlerle değerlendirmiştir. Elde edilen bulgular, SESA yönteminin biyomekanik değerlendirmelerde klinik öngörü açısından yüksek güvenilirlik sunduğunu göstermektedir. Dam ve ark.¹⁴⁵ ise SESA' nın yalnızca implant çevresindeki kemik streslerini değil, aynı zamanda implantın kendisindeki yorgunluk davranışlarını da analiz edebilme kapasitesine sahip olduğunu vurgulamıştır. Bu yönüyle sonlu elemanlar yöntemi, protez planlamasında materyal ve tasarım seçiminde önemli bir rehber niteliği taşımaktadır. Sonlu elemanlar analizi temelli çalışmalar, oral rehabilitasyon biyomekaniğinin daha iyi anlaşılmasına olanak tanımış ve bu sayede kemik dokusu,

implant gövdeleri, dayanaklar ve protez çerçeveleri üzerinde oluşabilecek stres birikiminin minimize edilmesine yönelik daha etkili tasarımların geliştirilmesini sağlamıştır.¹⁴⁶ Bu tez çalışmasında da subperiosteal implant üstü farklı protez materyallerinin kullanılmasıyla kemik ve çevre dokularda oluşturdukları stres değerlerinin değerlendirilmesi ve birbirleriyle karşılaştırılması amacı ile SESA yöntemi kullanılmıştır.

İmplant sistemlerinin mekanik başarısında hem kuvvetin büyüklüğü hem de uygulanma yönü kritik öneme sahiptir. Zielinski ve ark.¹⁴⁷ tarafından yapılan sonlu eleman analizi çalışmasında, kuvvetin açısının küçülmesi ile subperiosteal implant üzerindeki deformasyonun belirgin şekilde arttığı, benzer şekilde kuvvet miktarındaki artışın da stres konsantrasyonlarını ve yer değiştirme miktarını artırdığı gösterilmiştir. Özellikle 30° gibi yatay açılı yüklemeler ve 800 N gibi yüksek kuvvet değerleri, implant stabilitesini olumsuz etkileyen sonuçlar doğurmuştur. Bu bulgular, subperiosteal implantlarda hem fizyolojik sınırlar içinde kuvvet uygulanmasının hem de yükün mümkün olduğunca dik yönde iletilmesinin, uzun dönem başarının korunması açısından önemli olduğunu göstermektedir. Literatürde benzer SESA yöntemi kullanılan çalışmalarda aksiyel kuvvetlere göre oblik kuvvetlerin protez, implant ve kemik yüzeyinde daha çok stres oluşturduğu görülmüştür.

Maksimum ısırma kuvvetleri; bireyin cinsiyeti, yaşı, parafonksiyonel alışkanlıkları, dişsizlik durumu, protez tipi ve arka farklı bölgeleri gibi çeşitli faktörlerden etkilenmektedir.¹⁴⁸ SESA ile implantlar ve çevrelerindeki kemik dokusunda kuvvet analizi yapılan çalışmalarda, uygulanan ısırma kuvvetinin büyüklüğü ve yönü konusunda ortak bir fikir bulunmamaktadır. Altıparmak ve ark.¹³ titanyum ve PEEK materyalinden yapılmış tam ark implant üstü protez üzerine yaptıkları çalışmayla üç farklı yükleme protokolü uygulamıştır. Birinci yükleme protokolünde, arka dişlere çift taraflı

dikey 150 N kuvvet, ikinci yükleme protokolünde aynı dişlere 30° eğik 100 N kuvvet ve üçüncü protokolde ön dişlere dikey olarak toplam 150 N kuvvet uygulamışlardır. Ayhan ve ark.¹² atrofik maksillada tek ve çift parça özel yapım subperiostal implantlar üzerine tam ark implant üstü protezlerle gerçekleştirdikleri çalışmalarında, her iki arka bölgede 150 N ve ön bölgede 50 N dikey yük uygulayarak sekiz farklı modelde stres dağılımı ve analizi yapmışlardır. Oberoi ve ark.¹⁴⁹ itriya ile stabilize edilmiş eklemeli üretim zirkonya (3YSZ) kullanarak hastaya özel üretilen 6 dayanak çıkışından oluşan subperiostal implant üzerine yaptıkları çalışma da sağ ve sol keser dişler üzerine 150 N, molar dişler üzerine 225 N kuvvet uygulamışlardır. Keleş ve ark.¹⁴⁶ sonlu elemanlar analizi kullanarak yaptığı çalışmada farklı materyalden yapılmış subperiostal implantları karşılaştırmıştır, bu çalışmada protezler üzerine 150 N vertikal ve 50 N lateral kuvvet uygulamışlardır. Literatür araştırmaları değerlendirilerek bu tez çalışmasında üst çene ön bölgede oklüzal düzleme dik vektör oluşturacak şekilde palatinal yüzeyden 100 N büyüklüğünde bir kuvvet uygulanmıştır. Premolar dişler ve birinci molar dişlerin her birinin bukkal tüberküllerine; dik açıyla 150 N dikey kuvvet, palatino-bukkal yönde 30° açıyla 150 N oblik kuvvet aynı anda çift taraflı uygulanmıştır. Kuvvetlerin hepsi bir arada uygulanarak çiğneme esnasında ortaya çıkan fizyolojik yüklerin taklit edilmesi amaçlanmıştır.¹⁵⁰

Çiğneme sırasında oluşan kuvvetlerin kemik dokusunda fizyolojik sınırlar içinde kalması biyomekanik dengenin sürdürülebilirliği açısından kritik öneme sahiptir. Sugiura ve ark.¹⁵¹ maksilla kortikal kemiği için sıkışma gerilmesinin fizyolojik stres sınırının yaklaşık 40 MPa olduğunu, kritik eşiğin ise 50 MPa olarak kabul edildiğini bildirmiştir. Benzer şekilde, Naert ve ark.¹⁵² kortikal kemikte 60 MPa üzerindeki streslerin mikro çatlaklara, 120 MPa'ı aşan streslerin ise patolojik kırıklara neden olabileceğini ifade etmiştir. Ayrıca trabeküler kemikte ise bu değerler 5 MPa'ı geçtiğinde lokal aşırı yüklenme meydana geldiği bildirilmiştir.¹⁵³ Bu tez çalışmasında tüm modellerde kortikal

ve trabeküler kemik üzerinde oluşan stres değerlerinin fizyolojik sınırlar içinde olduğu görülmüştür. Bu durum, subperiostal implant tasarımının uygun biyomekanik özellikler gösterdiğini ve kemik dokusuna zarar vermeden yük transferi sağladığını göstermekte, implantların üzerine uygulanan protetik malzemelerin fonksiyonel güvenliğini desteklemektedir. İmplant, protez ve vida gibi diğer bileşenler kemiğe kıyasla daha yüksek dayanıklılığa sahip olup, fizyolojik değil yapısal sınırlar çerçevesinde değerlendirilmektedir.¹⁵⁴ Bu tez çalışmasında da ilgili yapıların dayanım değerleri göz önünde bulundurulmuş, yapılan analizlerde bu bileşenlerde oluşan gerilme değerlerinin yapısal sınırları aşmadığı gözlemlenmiştir.

Çiğneme sırasında oluşan stresin implant ve çevre dokulara iletimi, implantlarda kullanılan altyapı ve üstyapı materyallerinin mekanik ve elastik özelliklerine bağlıdır. Mevcut literatür bulgularına göre, implant destekli sabit diş protezlerinde metal-seramik materyaller kullanıldığında 5 yıllık sağkalım oranı %98,7 olarak bildirilmişken, zirkonyum ve seramik esaslı materyaller kullanıldığında bu oranın %93,0 düzeyinde olduğu belirtilmektedir.¹⁵⁵ Martinez ve ark.⁸¹ çalışmalarında, PEEK'in yüksek biyouyumluluk göstermesi, düşük elastik modülü ve kimyasal stabilitesi nedeniyle implant üstü sabit ve hareketli protezlerde alternatif bir materyal olarak değerlendirilebileceğini belirtilmişlerdir. İmplant destekli sabit protezlerde kullanılan farklı materyallere, çiğneme kuvveti uygulanmasıyla kemik, implant ve protetik altyapıdaki stres dağılımlarının incelendiği çeşitli çalışmalar bulunmaktadır. Mevcut literatürde subperiostal implantlar ile ilgili çalışmalar bulunmadığından bu tez çalışmasındaki protetik materyallerin kuvvet iletimine etkisini değerlendirmek ve birbirleriyle karşılaştırmak için kemik içi implantlar ile yapılan çalışmalar da kullanılmıştır.

Protetik alt yapı materyalinin elastisite modülünün yüksek olması, materyalin

kendi iç yapısında oluşan stres değerlerinin elastisite modülü ile doğru orantılı olarak artmasına neden olduğundan kemik, implant ve tutucu vidalara daha az yoğunlukta stres aktarılmaktadır.¹⁵⁶⁻¹⁵⁸ Geng ve ark.¹¹ aynı geometriye sahip üst yapı materyallerinden elastik modülü yüksek materyallerin kemik-implant arayüzünde daha düşük stresler oluşturduğunu belirtmişlerdir. Rekow ve ark.¹⁵⁹ kuron tasarımlarının ve restorasyon materyallerinin kuronda oluşan stres değerlerini etkileyen en önemli iki faktör olduğunu, kuron materyalinde elastik modülünün artmasının kuronda biriken streslerin artmasına sebep olduğunu bildirmişlerdir.

Trabeküler kemiğe göre daha yüksek elastisite modülü ve taşıyıcı kapasitesi olan kortikal kemiğin çiğneme sırasında oluşan yükleri büyük oranda karşıladığı ve yük aktarımında daha baskın bir rol üstlendiği bildirilmiştir.¹⁶⁰ Farklı protetik alt yapı materyallerinin stres dağılımının SESA yöntemi ile değerlendirildiği çalışmalarda çiğneme kuvvetlerinin etkisiyle, maksimum principal stres değerlerinin kortikal kemik ile implantın birleşim bölgelerinde olduğu ve meziobukkal bölgede yoğunlaştığı bildirilmiştir.^{158,161,162} Bu çalışmalara benzer şekilde bu tez çalışmasında da, kortikal ve trabeküler kemik üzerinde oluşan stres değerleri incelendiğinde subperiostal implantın fiksasyon vidalarının yer aldığı maksiller ön bölgede, özellikle zigoma bölgesinde yer alan birinci fiksasyon vidaların mezialinde kemikle temas ettiği bölgelerde daha yoğun stresin olduğu gözlemlenmiştir. PEEK-kompozit tasarımda en yüksek stres değerleri tespit edilmiş, kortikal kemikte stres değerinin 41,00 MPa, trabeküler kemikte stres değerinin ise 3,20 MPa olduğu görülmüştür. Cr-Co-porselen protez tasarımı ise kortikal ve trabeküler kemik üzerinde sırasıyla 35,90 MPa ve 2,71 MPa değerleri ile tüm modeller arasında en düşük stresi oluşturmuştur. Benzer şekilde implant üstü protez materyallerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada kemik üzerinde oluşan stres dağılımı açısından en uygun materyalin, elastik modülü yüksek olan Cr-Co alt yapı ve elastik modülü yüksek olan

porselen üst yapı olduğu bildirilmiştir.¹⁰⁰

Juodzbals ve ark.¹⁶³ farklı protetik materyaller kullanarak tasarlanan implant destekli protezlerde kemik ve implant üzerindeki stres dağılımı SESA yöntemi ile inceledikleri çalışmalarında en yüksek stres değerlerinin implantlarda meydana geldiğini bildirmişlerdir. Bu tez çalışmasında benzer şekilde, tüm bulgular arasında en yüksek von Mises stres değeri PEEK-kompozit rezin protez tasarımındaki implant yapısında oluşmuştur (237,20 MPa). İmplant üzerinde oluşan stres değerleri incelendiğinde dayanakların bukkal yüzeyinde stresin yoğunlaştığı, en fazla stresin distal dayanakta olduğu gözlenmiştir. Clelland ve ark.¹⁶⁴ implant boyun bölgesinde oluşan streslerin mezial ve distal bölgelere kıyasla bukkal ve lingual alanda daha fazla olduğunu belirtmişlerdir. Bunun yanında birçok çalışmada implant ve kemik yapıda en yüksek streslerin bukkal bölgede olduğu bildirilmektedir.^{165,166}

Farklı protetik alt yapı materyallerinin kullanımı, implant destekli protezlerde oluşan stres dağılımını doğrudan etkilemiş ve SESA sonuçlarında belirgin farklılıklar ortaya koymuştur.¹⁶⁷ Hazır ve ark.¹⁶⁸ All-on-4 tam çene sabit protezlerde Ti, Cr-Co, Zr ve PEEK materyallerinin biyomekanik davranışlarını SESA yöntemiyle değerlendirmiştir. Çalışmalarında, düşük elastisite modülüne sahip olması nedeniyle PEEK'in, alt yapı düzeyinde daha iyi stres absorpsiyonu sağladığı; ancak implant ve vida sisteminde daha yüksek stres birikimine yol açtığı belirtilmiştir. Buna karşılık, Ti, Cr-Co ve Zr daha rijit bir alt yapı davranışı sergileyerek implant bileşenlerindeki stres birikimini azaltmıştır. Mevcut tez çalışmanın bulguları, özellikle altyapı materyalinin elastik modülünün biyomekanik performans üzerindeki belirleyici rolüne vurgu yapması açısından literatürdeki kemik içi uygulanan implant çalışmaları ile benzerlik göstermektedir.^{169,170} Önceki çalışmadan farklı olarak bu tez çalışmasında titanyum altyapı üzerine akrilik rezin ve porselen olmak üzere iki veneer materyali uygulaması yapılmıştır. Akrilik rezinin

elastisite modülünün kompozit rezinden daha düşük olmasına rağmen, titanyum-akrilik rezin kombinasyonu PEEK-kompozit rezin kombinasyondan daha düşük von Mises stres değerleri iletmiştir. Buna göre; katmanlı restorasyonlarda, stres iletiminin esas sorumlu ana yapısının alt yapı materyali olduğu düşünülebilir. Düşük elastik modüle sahip olan akrilik rezin, oklüzal kuvvetleri titanyuma daha doğrudan iletir ve titanyumun PEEK'e göre daha rijit olması nedeniyle, kendi iç yapısındaki stres miktarı artarken implant ve çevre kemik dokuya iletilen stres miktarı azalmaktadır. Olası bir açıklama, üst yapı materyalinin elastik modülü azaldıkça, alt yapı üzerinde oluşan gerilme düzeylerinin artmasıdır.¹⁷¹ Ayrıca, alt yapı ile üst yapı materyali arasındaki elastikiyet uyumsuzluğunun artması, alt yapı içinde daha fazla stres birikimine yol açmaktadır.¹⁷² Yegin ve ark.¹⁷³ alt yapı ile üst yapı arasındaki elastisite modül farkının büyümesinin, alt yapı içerisinde gerilim yoğunlaşmasını artırdığı görüşünü desteklemektedir. Mevcut tez çalışmasında implant materyali ve altyapı özelliklerinin stres iletiminde belirleyici olduğu; üst yapı materyalinin ise stres dağılımı üzerinde sınırlı bir etkiye sahip olduğu yönündeki literatür verileriyle uyumluluk göstermektedir. Sonuçlar implant ve altyapı materyallerinin seçiminin biyomekanik başarıyı doğrudan etkilediğini ve vaka bazlı planlamada materyal özelliklerinin dikkatle değerlendirilmesi gerektiğini vurgulamaktadır.

Farklı şekilde, bu tez çalışmasında aynı altyapı materyali üzerinde elastisite modülü farklı iki veneer materyali (akrilik rezin ve porselen) uygulanmış ve stres dağılımı açısından klinik olarak anlamlı bir fark gözlemlenmemiştir. Yük iletimi çoğunlukla altyapı ve implant-kemik ara yüzeyinde gerçekleştiği için, üst yapı materyali ikincil rol oynamaktadır. Üst yapı materyalinin seçimi, protez yapısının kendi içinde oluşabilecek kırılma ve çatlama gibi mekanik komplikasyonlar açısından belirleyici rol oynamaktadır.¹⁶³ Bu unsurun stres gidermeye çok küçük bir katkıda bulunmasının

nedenlerinden biri, alt yapıların ve implantların çok daha büyük hacmi ve sertliğiyle karşılaştırıldığında, üst yapıların nispeten daha küçük hacmi olduğu düşünülebilir. Bu tez çalışmasına benzer şekilde, Stegariou ve ark.¹⁷⁴ porselen ve rezin üst yapı materyalleri kullanarak kemik ve implantlardaki stres dağılımını sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle inceledikleri çalışmalarında, üst yapı materyallerinin benzer stresler oluşturduğunu bildirmişlerdir. Junior ve ark.¹⁰² akrilik rezin, kompozit rezin ve porselen üst yapıların kemik ve implanta iletilen stres değerlerinde anlamlı fark bulamamışlardır. Vieira ve ark.¹⁷⁵ implant destekli protezlerde kullanılan protetik üst yapı materyallerinin, alveolar kemik ve implant arayüzüne aktarılan kuvvetler üzerindeki potansiyel etkisi incelemek için kasım 2021'e kadar yapılan sistematik literatür taramasında verileri değerlendirmişlerdir. SESA analizine dayanan güncel kanıtlar, protez üst yapı materyalinin peri-implant kemik ve yumuşak dokulardaki stres dağılımını anlamlı biçimde değiştirmedeği sonucunu bulmuşlardır.

Kılıç ve Çağlar¹⁶⁷ farklı alt yapı materyalleri kullanarak all-on-4 ve all-on 6 protez modellerini çiğneme kuvvetleri altında SESA yöntemi ile inceledikleri çalışmalarında streslerin protez alt yapılarında dayanakların konumlandığı bölgelerde oluştuğunu ve protezin ön bölgesinde yoğunlaştığını bildirmişlerdir. Tahilramani ve ark.¹⁶¹ implant destekli sabit dental protezlerde kullanılan farklı alt yapı materyallerinin biyomekanik davranışlarını SESA yöntemiyle değerlendirdiği çalışmalarında implant protez bağlantı bölgelerinde maksimum stres değerlerinin oluştuğunu bildirmişlerdir. Benzer şekilde Gökay ve ark.¹⁶² implant destekli tek bir kronda titanyum abutment üzerindeki farklı kron malzemelerini SESA yöntemiyle incelediklerinde maksimum stres değerlerinin protetik alt yapının gingivoservikal bölgesine yoğunlaştığını bildirmişlerdir. Benzer şekilde bu tez çalışmasında da protetik alt yapı üzerinde oluşan en yüksek stres değerlerinin dayanak çevresinde oluştuğu ve stresin daha çok ön bölgede yoğunlaştığı görülmüştür.

Vidalar; implant, dayanak ve protetik restorasyonun dahil olduğu tüm yapının en zayıf halkası olarak bilinmektedir.^{176,177} İmplant destekli protez üzerine uygulanan kuvvetler sonucu en yüksek stres değęerlerinin protez vidalarında yoğunlaştığı ve protez başarısızlığı potansiyel riskini arttırdığı literatür ile desteklenmektedir.^{100,162} Bu nedenle implant destekli restorasyonlarda vidalar ile ilgili komplikasyonlar literatürde sık bildirilmektedir.¹⁷⁸

Doğuş ve ark.¹⁷⁹ implant destekli sabit protezlerde dayanak pozisyonunun değıştirilmesiyle oluşan stres dağılımını in vitro koşullarda değlendirdikleri çalışmalarında elde ettikleri sonuçlara göre protez sisteminde vida bileşenlerinin mekanik açıdan zayıf olduğunu desteklemişlerdir. Sertgoz ve ark.¹⁸⁰ implant destekli protezlerin alt yapısı için daha rijit materyallerin kullanılmasının, protezi tutan vidaların içinde oluşan stresi azalttığını bildirmişlerdir. Mevcut tez çalışmasında en yüksek von Mises stres değęerleri literatür sonuçlarıyla uyumlu olarak protez vidalarında gözlenip kullanılan protez alt yapıların elastisite modülü ile ters orantılı olduğu görölmüştür. Epifania ve ark.¹⁸¹ daha rijit kronların stresin daha büyük bir kısmını kendi yapıları içerisinde yoğunlaştırdığını ve bu sayede dayanak üzerine aktarılan stresi azalttığını bildirmiştir. Bu yaklaşımla uyumlu olarak, mevcut tez çalışmada protez vidalarında en düşük von Mises gerilme değęerleri, değlendirilen en rijit materyal olan CrCo altyapıda gözlemlenirken; en yüksek stres değęerleri PEEK altyapılı sistemlerde kaydedilmiştir.

Bhering ve ark.¹⁸² protetik altyapı materyalinin vidalar üzerindeki etkisini değlendirdikleri çalışmalarında, Ti altyapının en yüksek von Mises gerilme değęerlerini (177,5 MPa) gösterdiğini, Cr-Co ve Zr materyallerinin ise benzer değęerler sergilediğini bildirmiştir. Ayrıca stresin öncelikle vida boynunda yoğunlaştığını rapor etmişlerdir. Önceki çalışmaya benzer şekilde, mevcut tez çalışmada da Ti altyapı (190 MPa), Zr ve Cr-Co altyapılara kıyasla daha yüksek stres değęerleri göstermiştir. Ancak bu tez

alışmasında, vidalarda stres yoğunluğu daha çok apikal bölgede yoğunlaştığı gözlemlenmiştir. Bu farklılık, mevcut tez çalışmasında subperiostal implantların kullanılması, önceki çalışmada ise kemik içi implantların değerlendirilmiş olmasına bağlanabilir.

SESA sonuçlarına göre, protez vidaları incelendiğinde en yüksek stres birikiminin özellikle ara (pier) dayanak konumuna karşılık gelen birinci premolar diş bölgesinde olduğunu grlmştir. Bu durum, çiğneme kuvvetlerinin dağılımında bu bölgenin biyomekanik açıdan daha fazla yüke maruz kaldığını ve bağlantı elemanlarında gerilme riskini artırdığını düşünülmektedir. Literatürdeki alışmalar incelendiğinde maksimum stres değerlerinin ara dayanak üzerinde yoğunlaştığı bildirilmiştir.¹⁸³⁻¹⁸⁵ Bu durumun, ara dayanakların her iki yanında dişsiz boşluk bulunması ve çevresel desteğin olmaması nedeniyle yük taşıyıcı izole bir pozisyonda yer almalarından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Mevcut literatür değerlendirildiğinde, farklı protetik altyapı materyallerine sahip subperiostal implantların fiksasyon vidalarındaki stres dağılımını inceleyen bir çalışmaya rastlanmamıştır. Mevcut tez çalışmasında, en düşük stres değerleri krom-kobalt (Cr-Co) altyapıda (69 MPa) gözlemlenirken, en yüksek stres değerleri ise PEEK altyapıda (71,48 MPa) kaydedilmiştir. Zirkonya ve titanyum altyapılar ise benzer stres seviyeleri ortaya koymuştur. Fiksasyon vidalarında gözlemlenen minimal stres birikimi ve protetik altyapı materyalleri arasında anlamlı bir fark bulunmaması, bu vidaların yk iletim zincirinin en sonunda yer almalarına bağlanabilir.

Bu tez çalışması limitasyonlar içermektedir. Çalışmanın simülasyon ortamında gerçekleştirilmiş olması nedeniyle, kemik iyileşmesi, biyolojik varyasyonlar ve hasta bazlı klinik faktörler gibi gerçek yaşam koşulları modellenememiştir. Kemik yapısı homojen ve izotrop kabul edilmiş; bu durum, bireyler arası kemik yoğunluğu

farklılıklarının göz ardı edilmesine neden olmuştur. Yumuşak doku modellemesi yapılmamış, peri-implant mukozanın stres iletimi üzerindeki etkisi hesaba katılmamıştır.



6. SONUÇ ve ÖNERİLER

İleri derecede atrofik maksillada farklı protetik alt yapı materyalleri ile desteklenen subperiostal implantların kemik, implant, protez ve implant vidalarında oluşturduğu biyomekanik stres dağılımlarının, SESA yöntemiyle incelendiği bu tez çalışmasında:

- 1- Kuvvetler altında, farklı alt yapı materyallerinin kemik, implant, implant üstü protez ve destekleyici vidalarda farklı stres değerlerine yol açtıkları ve buna rağmen oluşan tüm stres değerlerinin biyolojik sınırlar içinde olduğu,
- 2- Tüm protetik tasarımlar arasında, kemikteki maksimum stres değerlerinin, zigoma bölgesindeki desteğe uzanan uzantı bölgesinde yer alan ilk fiksasyon vidası çevresinde olduğu,
- 3- Test edilen altyapı materyalleri arasında, PEEK-kompozit rezin kombinasyonu kemik, implant ve protetik bileşenlerde en yüksek maksimum stres değerlerini sergilediği; buna karşılık, Cr-Co ve Zr altyapıların, kemik, implant ve protetik bileşenler boyunca en düşük gerilim dağılımı sağladığı,
- 4- Fiksasyon ve protez vidaları incelendiğinde, en yüksek stres değerlerinin protez vidalarında meydana geldiği ve PEEK-kompozit rezin altyapısında bu değer 233 MPa 'ya kadar ulaştığı; buna karşılık, fiksasyon vidalarında tüm altyapı materyallerinde benzer değerler oluşturduğu ve maksimum değerin 71 MPa ile PEEK-kompozit rezin altyapısında tespit edildiği,
- 5- Cr-Co ve Zr materyallerinden üretilen altyapıların üstün biyomekanik davranış sergilediği; özellikle ileri derece atrofik maksillanın subperiostal implantlarla rehabilitasyonunda klinik uygulamalar açısından potansiyel bir avantaj sunduğu,
- 6- Üst yapı materyalinin elastisite modülünün stres dağılımı üzerinde anlamlı bir

etkisinin olmadığı, sonuçlarına varılmıştır

Bu tez çalışması, ileri düzeyde atrofik maksillanın sabit protezlerle rehabilitasyonunda subperiostal implantların biyomekanik uygunluğunu ortaya koyarak literatüre önemli katkılar sunmuştur. Özelleştirilmiş tasarımın ve uygun materyal seçiminin stres dağılımı üzerinde belirleyici olduğu anlaşılmıştır. Gelecekte yapılacak araştırmalarda; farklı kemik tiplerinin modellenmesi, yumuşak dokuların dahil edilmesi, dinamik çiğneme kuvvetlerinin uygulanması ve uzun dönem klinik takiple desteklenmiş biyomekanik analizler önerilmektedir.



KAYNAKLAR

1. van Steenberghe D, Naert I, Andersson M ve ark. A custom template and definitive prosthesis allowing immediate implant loading in the maxilla: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2002;17:663-670.
2. Misch CE. Dental implant prosthetics. 2nd ed. St. Louis: Elsevier Health Sciences; 2004.
3. Adell R, Lekholm U, Rockler B ve ark. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg*. 1981;10:387-416.
4. Esposito M, Ardebili Y, Worthington HV. Interventions for replacing missing teeth: different types of dental implants. *Cochrane Database Syst Rev*. 2014;(7):CD003815.
5. Pi Urgell J, Revilla Gutiérrez V, Gay Escoda C. Rehabilitation of atrophic maxilla: a review of 101 zygomatic implants. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2008;13(6):363-370.
6. Minichetti JC. Analysis of HA-coated subperiosteal implants. *J Oral Implantol*. 2003;29:111-116; discussion 117-119.
7. Weiss CM. Ridge-lapping restorative crowns over endosteal and subperiosteal implant abutments. *J Oral Implantol*. 2001;27:89-97.
8. Mangano C, Bianchi A, Mangano FG ve ark. Custom-made 3D printed subperiosteal titanium implants for the prosthetic restoration of the atrophic posterior mandible of elderly patients: a case series. *3D Print Med*. 2020;6:1.
9. El-Sawy MA, Elgamal ME, Ahmed WM ve ark. Polyetheretherketone subperiosteal implant retaining a maxillary fixed prosthesis: a case series. *J Prosthet Dent*. 2022.
10. Anitua E, Larrazabal Saez de Ibarra N, Saracho Rotaecche L. Implant-supported prostheses in the edentulous mandible: biomechanical analysis of different implant configurations via finite element analysis. *Dent. J*. 2022;11(4):93.
11. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2001;85:585-598.

12. Ayhan M, Cankaya AB. Custom-made subperiosteal implants: a finite element analysis on monoblock and dual implant systems in atrophic maxilla. *Int J Med Sci.* 2023;20:1755-1762.
13. Altıparmak N, Polat S, Onat S. Finite element analysis of the biomechanical effects of titanium and CFR-PEEK additively manufactured subperiosteal jaw implant (AMSJI) on maxilla. *J Stomatol Oral Maxillofac Surg.* 2023;124:101290.
14. Chamorro Pons M, Arias Gallo J, Margarit Pérez L, Demaría Martínez G, Ciudad Vicario Á. Implantes subperiósticos personalizados para la rehabilitación completa del maxilar superior atrófico: revisión de una serie clínica de 8 casos. *Rev Esp Cir Oral Maxilofac.* 2021;43:140-148.
15. Hermann JS, Schoolfield JD, Nummikoski PV ve ark. Crestal bone changes around titanium implants: a methodologic study comparing linear radiographic with histometric measurements. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2001;16.
16. Francois B, Luc H, Emmanuelle L. Bone loss and teeth. *Joint Bone Spine.* 2005;72:215-221.
17. Kovacevic-Zavisc D, Catovic A, Lulic B. Resorptive changes of maxillary and mandibular bone structures in removable denture wearers. *Acta Stomatol Croat.* 2002;36:261-265.
18. Bonjour JP. Calcium and phosphate: a duet of ions playing for bone health. *J Am Coll Nutr.* 2011;30:438S-448S.
19. Lekholm U. Patient selection and preparation. In: Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T, editors. *Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry.* Chicago: Quintessence; 1985.
20. Misch CE. *Contemporary implant dentistry.* 2nd ed. St. Louis: Elsevier Health Sciences; 2007.
21. Cawood JI, Howell RA. A classification of the edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1988;17:232-236.
22. Gray H, Williams PL, Bannister LH. *Gray's anatomy: the anatomical basis of medicine and surgery.* 38th ed. New York: Churchill Livingstone; 1995.
23. Brånemark PI. *Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry.* Chicago: Quintessence; 1985. p.11-344.

24. Khalifa AK, Wada M, Ikebe K ve ark. To what extent residual alveolar ridge can be preserved by implant? A systematic review. *Int J Implant Dent.* 2016;2:22.
25. Atwood DA, Coy WA. Clinical, cephalometric, and densitometric study of reduction of residual ridges. *J Prosthet Dent.* 1971;26:280-295.
26. Atwood DA. Reduction of residual ridges: a major oral disease entity. *J Prosthet Dent.* 1971;26:266-279.
27. Knezović-Zlatarić D, Čelebić A, Lazić B. Resorptive changes of maxillary and mandibular bone structures in removable denture wearers. *Acta Stomatol Croat.* 2002;36:253-259.
28. Misch CE. Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing, and progressive bone loading. *Int J Oral Implantol.* 1990;6:23-31.
29. Sadig WM, Al Harbi MW. Effects of surface conditioning on the retentiveness of titanium crowns over short implant abutments. *Implant Dent.* 2007;16:387-396.
30. Oshida Y, Tuna EB, Aktören O ve ark. Dental implant systems. *Int J Mol Sci.* 2010;11:1580-1678.
31. Jokstad A, Braegger U, Brunski JB ve ark. Quality of dental implants. *Int J Prosthodont.* 2004;17.
32. Pourdanesh F, Ejlali M, Sayyedi A. Does subperiosteal implants still work as an option for management of severe atrophic ridge? *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2015;44:e125.
33. Stellingsma C, Vissink A, Meijer H ve ark. Implantology and the severely resorbed edentulous mandible. *Crit Rev Oral Biol Med.* 2004;15:240-248.
34. Brånemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent.* 1983;50:399-410.
35. Najeeb S, Zafar MS, Khurshid Z ve ark. Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *J Prosthodont Res.* 2016;60:12-19.
36. Beriat NÇ, Gülay G, Ertan AA. Dental implant materyalleri. *ADO Klin Bilim Derg.* 2009;3:338-345.
37. Ratner BD, Hoffman AS, Schoen FJ ve ark. *Biomaterials science: an introduction to materials in medicine.* 2nd ed. San Diego: Elsevier Academic Press; 2004.

38. Nikitas S. Implant materials, designs, and surface topographies: their effect on osseointegration. A literature review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15:675-690.
39. Tanahashi M, Kokubo T, Nakamura T ve ark. Ultrastructural study of an apatite layer formed by a biomimetic process and its bonding to bone. *Biomaterials*. 1996;17:47-51.
40. Gorustovich AA, Roether JA, Boccaccini AR ve ark. Effect of bioactive glasses on angiogenesis: a review of in vitro and in vivo evidences. *Tissue Eng Part B Rev*. 2010;16:199-207.
41. Mahyudin F, Hermawan H. Biomaterials and medical devices. *Adv Struct Mater*. 2016;58:207-234.
42. Lacefield WR. Current status of ceramic coatings for dental implants. *Implant Dent*. 1998;7:315-322.
43. Glauser R, Sailer I, Wohlwend A ve ark. Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. *Int J Prosthodont*. 2004;17.
44. Güngör M, DüNDAR M, Artunç C. Diş hekimliğinde gerilme analiz yöntemleri. *EÜ Dişhek Fak Derg*. 2005;26:107-116.
45. Jingade R, Rudraprasad I, Sangur R. Biomechanics of dental implants: A FEM study. *J Indian Prosthodont Soc*. 2005;5:18-22.
46. Şahin S, Cehreli MC, Yalçın E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses—a review. *J Dent*. 2002;30:271-282.
47. Khairu Razak SB. Markerless motion capture system via kinematic analysis of angular lower limb. Malaysia: Universiti Tun Hussein Onn; 2022.
48. Bidez MW, Misch C. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. *J Oral Implantol*. 1992;18:264-274.
49. Rungsiyakull C, Rungsiyakull P, Li Q ve ark. Effects of occlusal inclination and loading on mandibular bone remodeling: a finite element study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011;26.

50. Boschian Pest L, Guidotti S, Pietrabissa R ve ark. Stress distribution in a post-restored tooth using the three-dimensional finite element method. *J Oral Rehabil.* 2006;33:690-697.
51. Eraslan O, Inan O, Secilmis A. The effect of framework design on stress distribution in implant-supported FPDs: A 3-D FEM study. *Eur J Dent.* 2010;4:374-382.
52. Manea A, Bran S, Dinu C ve ark. Principles of biomechanics in oral implantology. *Med Pharm Rep.* 2019;92(Suppl 1):S14-S19.
53. Reilly DT, Burstein AH. The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. *J Biomech.* 1975;8:393-405.
54. Heisel C, Kleinhans JA, Menge M ve ark. Ten different hip resurfacing systems: biomechanical analysis of design and material properties. *Int Orthop.* 2009;33:939-943.
55. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Phillips' science of dental materials. St. Louis: Elsevier Health Sciences; 2012.
56. Ma YZ, Sobernheim D, Garzon JR. Glossary for unconventional oil and gas resource evaluation and development. In: *Unconventional oil and gas resources handbook.* Amsterdam: Elsevier; 2016:513-526.
57. Paratelli A, Perrone G, Ortega R ve ark. Polyetheretherketone in implant prosthodontics: A scoping review. *Int J Prosthodont.* 2020;33:671-679.
58. Daskalaki A. Dental computing and applications: advanced techniques for clinical dentistry. Hershey, PA: IGI Global; 2009.
59. DeTolla DH, Andreana S, Patra A ve ark. The role of the finite element model in dental implants. *J Oral Implantol.* 2000;26:77-81.
60. Felice P, Karaban M, Pistilli R ve ark. Minimally invasive rehabilitation of a severely atrophic and fully edentulous maxilla using 4-mm-ultrashort implants: A case report with 1-year follow-up. *Oral Maxillofac Surg Cases.* 2020;6:100176.
61. Rosen PS, Summers R, Mellado JR ve ark. The bone-added osteotome sinus floor elevation technique: multicenter retrospective report of consecutively treated patients. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999;14:853-858.

62. Maló P, Rangert B, Nobre M. "All-on-Four" immediate-function concept with Brånemark System® implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2003;5:2-9.
63. Peñarrocha M, Carrillo C, Boronat A ve ark. Retrospective study of 68 implants placed in the pterygomaxillary region using drills and osteotomes. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009;24.
64. Bowden J, Flood T, Downie I. Zygomaticus implants for retention of nasal prostheses after rhinectomy. *Br J Oral Maxillofac Surg*. 2006;44:54-56.
65. Camilli JA, da Cunha MR, Bertran CA ve ark. Subperiosteal hydroxyapatite implants in rats submitted to ethanol ingestion. *Arch Oral Biol*. 2004;49:747-753.
66. Kusek ER. The use of laser technology (Er; Cr: YSGG) and stereolithography to aid in the placement of a subperiosteal implant: case study. *J Oral Implantol*. 2009;35:5-11.
67. Aras E, Sönmez M, Zora M ve ark. The use of prefabricated titanium tissue abutments for the construction of a maxillary subperiosteal implant. *J Oral Implantol*. 2005;31:255-258.
68. Gellrich NC, Rahlf B, Zimmerer R ve ark. A new concept for implant-borne dental rehabilitation; how to overcome the biological weak-spot of conventional dental implants? *Head Face Med*. 2017;13:1-5.
69. Özkurt Z, Kazazoğlu E. Zirconia dental implants: a literature review. *J Oral Implantol*. 2011;37:367-376.
70. Shadid R, Sadaqa N. A comparison between screw- and cement-retained implant prostheses. A literature review. *J Oral Implantol*. 2012;38:298-307.
71. Grunder U, Gracis S, Capelli M. Influence of the 3-D bone-to-implant relationship on esthetics. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2005;25:113-119.
72. Goodacre BJ, Goodacre SE, Goodacre CJ. Prosthetic complications with implant prostheses. *Eur J Oral Implantol*. 2018;11(Suppl 1):S27-S36.
73. Barber HD, Scott RF, Maxson BB ve ark. Evaluation of anterior maxillary alveolar ridge resorption when opposed by the transmandibular implant. *J Oral Maxillofac Surg*. 1990;48:1283-1287.

74. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K ve ark. Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent*. 2003;90:121-132.
75. Sarıdag S, Tak O, Alniacık G. Basic properties and types of zirconia: an overview. *World J Stomatol*. 2013;2:40-47.
76. Ertürk BK, Çömlekoğlu MD, Çömlekoğlu E ve ark. Sabit protetik restorasyonlarda kullanılan güncel tasarım ve üretim yöntemleri. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*. 2015;25:135-143.
77. Borrero-Lopez O, Guiberteau F, Zhang Y ve ark. Inverse correlations between wear and mechanical properties in biphasic dental materials with ceramic constituents. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2020;105:103722.
78. Mishra SK, Bhasmey SR, Chowdhary R. Complete-arch implant-supported fixed dental prostheses fabricated with PEEK and PEKK framework: a systematic review. *Evid Based Dent*. 2023;24:193-193.
79. Barbin T, Silva LDR, Velôso DV ve ark. Biomechanical behavior of CAD/CAM cobalt-chromium and zirconia full-arch fixed prostheses. *J Adv Prosthodont*. 2020;12:329.
80. Hanawa T. Biocompatibility of titanium from the viewpoint of its surface. *Sci Technol Adv Mater*. 2022;23:457-472.
81. Blanch-Martínez N, Arias-Herrera S, Martínez-González A. Behavior of polyether-ether-ketone (PEEK) in prostheses on dental implants: a review. *J Clin Exp Dent*. 2021;13:e520.
82. Najeeb S, Zafar MS, Khurshid Z ve ark. Bioactivity and osseointegration of PEEK are inferior to those of titanium: a systematic review. *J Oral Implantol*. 2016;42:512-516.
83. Elsayed S, Ahmed Y, El-Anwar MI ve ark. Influence of different polymeric materials of implant and attachment on stress distribution in implant-supported overdentures: a three-dimensional finite element study. *BMC Oral Health*. 2025;25:166.
84. Öndürücü A, Kılınç M. Bruksizm tedavisinde kullanılan oklüzal splintlerdeki gerilme dağılımının fotoelastik yöntemle incelenmesi. *Süleyman Demirel Üniv Fen Bil Enst Derg*. 2018;22:861-866.
85. Ramoğlu S, Ozan O. Finite element methods in dentistry. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*. 2014;24:175-180.

86. Wong HC, Tang WC. Finite element analysis of the effects of focal adhesion mechanical properties and substrate stiffness on cell migration. *J Biomech.* 2011;44:1046-1050.
87. Gultekin BA, Gultekin P, Yalçın S. Application of finite element analysis in implant dentistry. In: *Finite Element Analysis New Trends and Developments.* Rijeka, Croatia: Intech; 2012:21-54.
88. Reddy MS, Sundram R, Abdemagyd HAE. Application of finite element model in implant dentistry: a systematic review. *J Pharm Bioall Sci.* 2019;11:S85-S91.
89. Shyam Sundar S, Nandlal B, Saikrishna D ve ark. Finite element analysis: a maxillofacial surgeon's perspective. *J Maxillofac Oral Surg.* 2012;11:206-211.
90. Baiamonte T, Abbate M, Pizzarello F ve ark. The experimental verification of the efficacy of finite element modeling to dental implant systems. *J Oral Implantol.* 1996;22:104-110.
91. Geng J, Yan W, Xu W. Application of the finite element method in implant dentistry. Berlin: Springer Science & Business Media; 2008.
92. Gümrükçü Z, Kurt S. Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin implant cerrahisinde kullanımı. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2019;29:534-541.
93. Srirekha A, Bashetty K. Infinite to finite: an overview of finite element analysis. *Indian J Dent Res.* 2010;21:425-432.
94. Soykan E, Eskitaşcıoğlu G, Ünsal E ve ark. Dental implantların biyomekaniği ve sonlu elemanlar stres analiz yöntemi uygulamaları. *Eur Ann Dent Sci.* 2013;40:87-95.
95. Pérez-González A, Iserte-Vilar JL, González-Lluch C. Interpreting finite element results for brittle materials in endodontic restorations. *Biomed Eng Online.* 2011;10:44.
96. Zienkiewicz OC, Taylor RL. *The finite element method for solid and structural mechanics.* Amsterdam: Elsevier; 2005.
97. Nelson S. *Wheeler's dental anatomy, physiology and occlusion.* Philadelphia: Saunders Elsevier Health Sciences; 2009.
98. Zampelis A, Tsamasphyros G. Finite element analysis and its application in dental implant research. In: Daskalaki A (ed). *Dental Computing and*

Applications: Advanced Techniques for Clinical Dentistry. Hershey, PA: IGI Global; 2009:170-189.

99. Mertens C, Meyer-Bäumer A, Kappel H ve ark. Use of 8-mm and 9-mm implants in atrophic alveolar ridges: 10-year results. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012;27.
100. Sertgöz A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *Int J Prosthodont*. 1997;10.
101. Mohamed AMA, Askar MG, El Homossany MEB ve ark. Stresses induced by one piece and two piece dental implants in All-on-4® implant supported prosthesis under simulated lateral occlusal loading: non linear finite element analysis study. *BMC Oral Health*. 2022;22:196.
102. Junior JFS, Pellizzer EP, Verri FR ve ark. Stress analysis in bone tissue around single implants with different diameters and veneering materials: a 3-D finite element study. *Mater Sci Eng C*. 2013;33:4700-4714.
103. Yu W, Chen S, Ma L ve ark. Biomechanical analysis of different framework design, framework material and bone density in the edentulous mandible with fixed implant-supported prostheses: a three-dimensional finite element study. *J Prosthodont*. 2023;32:309-317.
104. Agliardi E, Clerico M, Ciancio P ve ark. Immediate loading of full-arch fixed prostheses supported by axial and tilted implants for the treatment of edentulous atrophic mandibles. *Quintessence Int*. 2010;41.
105. Drago C. Ratios of cantilever lengths and anterior-posterior spreads of definitive hybrid full-arch, screw-retained prostheses: results of a clinical study. *J Prosthodont*. 2018;27:402-408.
106. Sirbu D, Ioan. Subperiosteal implant technology: report from Rumania. *J Oral Implantol*. 2003;29:189-194.
107. Gasparini G, Todaro M, De Angelis P ve ark. Clinical outcomes of CAD-CAM subperiosteal implants for the rehabilitation of atrophic jaws. *Dent J (Basel)*. 2024;12:241.
108. Buser D, Sennerby L, De Bruyn H. Modern implant dentistry based on osseointegration: 50 years of progress, current trends and open questions. *Periodontol 2000*. 2017;73:7-21.

109. Surovas A. A digital workflow for modeling of custom dental implants. 3D Print Med. 2019;5:9.
110. Oliveira TT, Reis AC. Fabrication of dental implants by the additive manufacturing method: a systematic review. J Prosthet Dent. 2019;122:270-274.
111. Anitua E, Eguia A, Staudigl C, Alkhraisat MH. Clinical performance of additively manufactured subperiosteal implants: a systematic review. Int J Implant Dent. 2024;10:4.
112. Łoginoff J, Majos A, Elgalal M. The evolution of custom subperiosteal implants for treatment of partial or complete edentulism in patients with severe alveolar ridge atrophy. J Clin Med. 2024;13:3582.
113. Cerea M, Dolcini GA. Custom-made direct metal laser sintering titanium subperiosteal implants: a retrospective clinical study on 70 patients. Biomed Res Int. 2018;2018:5420391.
114. Dimitroulis G, Gupta B, Wilson I, Hart C. The atrophic edentulous alveolus: a preliminary study on a new generation of subperiosteal implants. Oral Maxillofac Surg. 2023;27:69-78.
115. Egusa H, Ko N, Shimazu T, Yatani H. Suspected association of an allergic reaction with titanium dental implants: a clinical report. J Prosthet Dent. 2008;100:344-347.
116. Rençber Kızılkaya A, Sağsöz A, Dünder S ve ark. Mandibular fixed prosthesis with a 3D-printed subperiosteal implant: a case report. J Oral Implantol. 2024;50:391-396.
117. Mangano C, Bianchi A, Mangano FG ve ark. Custom-made 3D printed subperiosteal titanium implants for the prosthetic restoration of the atrophic posterior mandible of elderly patients: a case series. 3D Print Med. 2020;6:1-14.
118. Mangano F, Luongo F, Shibli JA ve ark. Maxillary overdentures supported by four splinted direct metal laser sintering implants: a 3-year prospective clinical study. Int J Dent. 2014;2014:252343.
119. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. Dent Mater. 2008;24:299-307.
120. Vaira LA, Biglio A, Salzano G ve ark. Additively manufactured custom-made subperiosteal implant rehabilitation for severely atrophic maxillary

- molar area: a technical note. *J Stomatol Oral Maxillofac Surg.* 2024;125:101917.
121. El-Sawy MA, Elgamal ME, Ahmed WM ve ark. Polyetheretherketone subperiosteal implant retaining a maxillary fixed prosthesis: a case series. *J Prosthet Dent.* 2024;132:562-569.
 122. Kundakcioglu A, Ayhan M. Evaluation of different subperiosteal implant thicknesses on mechanical strength and stress on bone by finite element analysis. *Int J Med Sci.* 2024;21:1672.
 123. De Moor E, Huys SE, van Lenthe GH ve ark. Mechanical evaluation of a patient-specific additively manufactured subperiosteal jaw implant (AMSJI) using finite-element analysis. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2022;51:405-411.
 124. Van den Borre C, Rinaldi M, De Neef B ve ark. Radiographic evaluation of bone remodeling after additively manufactured subperiosteal jaw implantation (AMSJI) in the maxilla: a one-year follow-up study. *J Clin Med.* 2021;10:3542.
 125. Carnicero A, Peláez A, Restoy-Lozano A ve ark. Improvement of an additively manufactured subperiosteal implant structure design by finite elements based topological optimization. *Sci Rep.* 2021;11:15390.
 126. Nemtoi A, Covrig V, Nemtoi A ve ark. Custom-made direct metal laser sintering titanium subperiosteal implants in oral and maxillofacial surgery for severe bone-deficient patients—a pilot study. *Diagnostics.* 2022;12:2531.
 127. Yeung M, Abdulmajeed A, Carrico CK ve ark. Accuracy and precision of 3D-printed implant surgical guides with different implant systems: an in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2020;123:821-828.
 128. Nedelcu L, Sirbu I, Sirbu VD ve ark. Custom-made 3D printed subperiosteal implant for restoration of severe atrophic jaw: a case report. *Clin Case Rep.* 2024;12:e9515.
 129. Mommaerts M. Evolutionary steps in the design and biofunctionalization of the additively manufactured sub-periosteal jaw implant ‘AMSJI’ for the maxilla. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2019;48:108-114.
 130. Vaira LA, Biglio A, Favro A ve ark. Implant-prosthetic rehabilitation of the atrophic posterior mandible with additively manufactured custom-

- made subperiosteal implants: a cohort study. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2024;53:533-540.
131. Pellegrino G, Karaban M, Scalchi V ve ark. Finite element analysis of functionally loaded subperiosteal implants evaluated on a realistic model reproducing severe atrophic jaws. *Methods Protoc.* 2025;8:8.
 132. Vanaclocha V, Atienza C, Vanaclocha A ve ark. New subperiosteal dental implant design with finite element analysis and mechanical validation: a design validation study. *Materials.* 2025;18:622.
 133. Ronsivalle V, Giudice PL, Santonocito S ve ark. Finite element method of subperiosteal implants: a systematic review on biomechanical performance and stress distribution. *J Craniomaxillofac Surg.* 2025.
 134. Kundakcioglu A, Gedik B. Comparison of screws with different diameters in subperiosteal implant application with finite element analysis. *Int J Med Sci.* 2024;21:2595.
 135. Zieliński R, Kołkowska A, Sowiński J ve ark. Workflow for Maxilla/Mandible Individual [Mai(®)] Implant by Integra Implants—How Individual Implants Are Manufactured. *Biomedicines.* 2024;12.
 136. Anitua E, Alkhraisat MH. Clinical performance of short dental implants supporting single crown restoration in the molar-premolar region: cement versus screw retention. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2019;34.
 137. Anitua E, Alkhraisat MH, Piñas L ve ark. Implant-prosthetic treatment in patients with oral lichen planus: a systematic review. *Spec Care Dentist.* 2022;42:60-72.
 138. Cebrián Carretero JL, Del Castillo Pardo de Vera JL, Montesdeoca García N ve ark. Virtual surgical planning and customized subperiosteal titanium maxillary implant (CSTMI) for three dimensional reconstruction and dental implants of maxillary defects after oncological resection: case series. *J Clin Med.* 2022;11:4594.
 139. Surana M, Tewary S, Mishra N ve ark. Digitally guided advanced prosthodontic rehabilitation for post-COVID-19 mucormycosis using patient-specific implants: a case report. *Cureus.* 2024;16:e64729.
 140. Fathi A, Nadian F, Ghorbani M ve ark. Enhancing oral function: a case report on mandibular overdenture utilization with custom-made subperiosteal implant. *J Prosthodont.* 2024.

141. Van den Borre C, Rinaldi M, De Neef B ve ark. Patient- and clinician-reported outcomes for the additively manufactured sub-periosteal jaw implant (AMSJI) in the maxilla: a prospective multicentre one-year follow-up study. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2022;51:243-250.
142. Herce-López J, Pingarrón MdC, Tofé-Povedano Á ve ark. Customized subperiosteal implants for the rehabilitation of atrophic jaws: a consensus report and literature review. *Biomimetics.* 2024;9:61.
143. Reddy MS, Sundram R, Eid Abdemagyd HA. Application of finite element model in implant dentistry: a systematic review. *J Pharm Bioallied Sci.* 2019;11:S85-S91.
144. Pirmoradian M, Naeeni HA, Firouzbakht M ve ark. Finite element analysis and experimental evaluation on stress distribution and sensitivity of dental implants to assess optimum length and thread pitch. *Comput Methods Programs Biomed.* 2020;187:105258.
145. Dam VV, Trinh HA, Dung DT, Hai TD. Applications of finite element in implant dentistry and oral rehabilitation. *Open Dent J.* 2021;15.
146. Keleş HG, Karaca Ç. Comparison of stress distribution among standard dental implants placed in grafted bone, zygomatic implants, and subperiosteal implants in the atrophic edentulous maxilla: 3D finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2023;38.
147. Zielinski R, Sowinski J, Piechaczek M ve ark. Finite element analysis of subperiosteal implants in edentulism—on the basis of the Mai Implant® by Integra Implants®. *Materials (Basel).* 2023;16.
148. Tepper G, Haas R, Zechner W ve ark. Three-dimensional finite element analysis of implant stability in the atrophic posterior maxilla: a mathematical study of the sinus floor augmentation. *Clin Oral Implants Res.* 2002;13:657-665.
149. Oberoi G, Kornfellner E, Aigner DA ve ark. Design and optimization of a novel patient-specific subperiosteal implant additively manufactured in yttria-stabilized zirconia. *Dent Mater.* 2024;40:1568-1574.
150. Mericske-Stern R, Venetz E, Fahrländer F, Bürgin W. In vivo force measurements on maxillary implants supporting a fixed prosthesis or an overdenture: a pilot study. *J Prosthet Dent.* 2000;84:535-547.

151. Sugiura T, Horiuchi K, Sugimura M, Tsutsumi S. Evaluation of threshold stress for bone resorption around screws based on in vivo strain measurement of miniplate. *J Musculoskelet Neuronal Interact.* 2000;1:165-170.
152. Naert I, Duyck J, Vandamme K. Occlusal overload and bone/implant loss. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23:95-107.
153. Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2008;100:422-431.
154. Kayabaşı O, Yüzbasioğlu E, Erzincanlı F. Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method. *Adv Eng Softw.* 2006;37:649-658.
155. Sailer I, Strasding M, Valente NA ve ark. A systematic review of the survival and complication rates of zirconia-ceramic and metal-ceramic multiple-unit fixed dental prostheses. *Clin Oral Implants Res.* 2018;29:184-198.
156. De Jager N, de Kler M, van der Zel JM. The influence of different core material on the FEA-determined stress distribution in dental crowns. *Dent Mater.* 2006;22:234-242.
157. Lee K-S, Shin S-W, Lee S-P ve ark. Comparative evaluation of a four-implant-supported polyetherketoneketone framework prosthesis: a three-dimensional finite element analysis based on cone beam computed tomography and computer-aided design. *Int J Prosthodont.* 2017;30.
158. Kelkar KC, Bhat V, Hegde C. Finite element analysis of the effect of framework materials at the bone-implant interface in the all-on-four implant system. *Dent Res J (Isfahan).* 2021;18:1.
159. Rekow ED, Harsono M, Janal M, Thompson VP, Zhang G. Factorial analysis of variables influencing stress in all-ceramic crowns. *Dent Mater.* 2006;22:125-132.
160. Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. Three-dimensional finite element analysis of stress-distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function. *J Prosthet Dent.* 1996;76:633-640.

161. Tahilramani G, Barapatre D, Mishra SK, Bhasmey SR, Chowdhary R. Stress distribution in implant-supported fixed dental prosthesis (pontic design) using two different framework materials: a finite element analysis. *J Datta Meghe Inst Med Sci Univ.* 2023;18:239-243.
162. Deste Gökay G, Oyar P, Gökçimen G, Durkan R. Static and dynamic stress analysis of different crown materials on a titanium base abutment in an implant-supported single crown: a 3D finite element analysis. *BMC Oral Health.* 2024;24:545.
163. Juodzbaly G, Kubilius R, Eidukynas V, Raustia AM. Stress distribution in bone: single-unit implant prostheses veneered with porcelain or a new composite material. *Implant Dent.* 2005;14:166-175.
164. Clelland NL, Ismail Y, Zaki H, ve ark. Three-dimensional finite element stress analysis in and around the Screw-Vent implant. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991;6.
165. Lan T-H, Du J-K, Pan C-Y, ve ark. Biomechanical analysis of alveolar bone stress around implants with different thread designs and pitches in the mandibular molar area. *Clin Oral Investig.* 2012;16:363-369.
166. Akça K, Çehreli MC, İplikçioğlu H. A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. *Int J Prosthodont.* 2002;15.
167. Kilic S, Caglar I. Investigation of stress distribution between two different implant concepts in implant-supported maxillary prostheses with different framework materials: a finite element study. *Int J Prosthodont.* 2025;38.
168. Sahin Hazir D, Sozen Yanik I, Guncu MB, ve ark. Biomechanical behavior of titanium, cobalt-chromium, zirconia, and PEEK frameworks in implant-supported prostheses: a dynamic finite element analysis. *BMC Oral Health.* 2025;25:97.
169. Sirandoni D, Leal E, Weber B, ve ark. Effect of different framework materials in implant-supported fixed mandibular prostheses: a finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2019;34:e107-e114.
170. Mamdouh R, Donia S. Effect of zirconia, PEEK, and CFR-PEEK frameworks versus titanium on stress distribution of All-on-four implant mandibular restorations: a 3D finite element analysis. *Egypt Dent J.* 2023;69:1423-1434.

171. Çiftçi Y, Canay Ş. Stress distribution on the metal framework of the implant-supported fixed prosthesis using different veneering materials. *Int J Prosthodont*. 2001;14.
172. Möllers K, Pätzold W, Parkot D, ve ark. Influence of connector design and material composition and veneering on the stress distribution of all-ceramic fixed dental prostheses: a finite element study. *Dent Mater*. 2011;27:e171-e175.
173. Yeğin E, Atala MH. Comparison of CAD/CAM manufactured implant-supported crowns with different analyses. *Int J Implant Dent*. 2020;6:1-11.
174. Stegaroiu R, Sato T, Kusakari H, ve ark. Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1998;13.
175. Vieira FR, Bitencourt SB, Rosa C, ve ark. Influence of different restoring materials on stress distribution in prosthesis on implants: a review of finite element studies. *Eur J Dent*. 2023;17:1-6.
176. Pjetursson BE, Tan K, Lang NP, ve ark. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years: I. Implant-supported FPDs. *Clin Oral Implants Res*. 2004;15:625-642.
177. Simon RL. Single implant-supported molar and premolar crowns: a ten-year retrospective clinical report. *J Prosthet Dent*. 2003;90:517-521.
178. Hsu Y-T, Fu J-H, Al-Hezaimi K, ve ark. Biomechanical implant treatment complications: a systematic review of clinical studies of implants with at least 1 year of functional loading. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012;27.
179. Dogus SM, Kurtz KS, Watanabe I, ve ark. Effect of engaging abutment position in implant-borne, screw-retained three-unit fixed cantilevered prostheses. *J Prosthodont*. 2011;20:348-354.
180. Sertgöz A, Güvener S. Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *J Prosthet Dent*. 1996;76:165-169.
181. Epifania E, di Lauro AE, Ausiello P, ve ark. Effect of crown stiffness and prosthetic screw absence on the stress distribution in implant-supported restoration: a 3D finite element analysis. *PLoS One*. 2023;18:e0285421.

182. Bhering CLB, Mesquita MF, Kemmoku DT, ve ark. Comparison between all-on-four and all-on-six treatment concepts and framework material on stress distribution in atrophic maxilla: a prototyping guided 3D-FEA study. *Mater Sci Eng C*. 2016;69:715-725.
183. Barletta del Campo C, Gracia Rodríguez J, Fidalgo Valverde G, ve ark. Extensometry study of the most appropriate position and arrangement of stress-breaker bridges with pier abutment. *Prosthesis*. 2024;6:216-234.
184. Kumar SM, Jei JB, Krishnan M. An investigation of effect of rigid and nonrigid connector designs on implant as pier abutment in implant tooth-supported fixed dental prosthesis with three-dimensional finite element analysis: an in vitro study. *Adv Hum Biol*. 2021;11:S45-S50.
185. Ebadian B, Fathi A, Tabatabaei S. Stress distribution in 5-unit fixed partial dentures with a pier abutment and rigid and nonrigid connectors with two different occlusal schemes: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Dent*. 2023;2023:3347197.

EKLER

EK-1. Özgeçmiş

Kişisel Bilgiler
Adı Soyadı : Büşranur DEMİR
Eğitim
Lise : Samsun Anadolu Lisesi
Lisans : On Dokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Uzmanlık : Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Yabancı Dil Bilgisi
İngilizce

EK-2. Etik Kurul Onay Formu



T.C.
RECEP TAYYİP ERDOĞAN ÜNİVERSİTESİ
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurul Başkanlığı



Sayı : E-40465587-050.01.04-1241
Konu : Etik Kurul

11.10.2024

Sayın Doç. Dr. İpek ÇAĞLAR

Üniversitemiz Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kuruluna yapmış olduğunuz “Atrofik total dişsiz maksillaya uygulanan farklı materyaller ile üretilen subperiosteal implant destekli protez tasarımlarındaki kuvvet dağılımlarının sonlu elamanlar stres analizi yöntemiyle incelenmesi” isimli başvurunuz etik kurulumuz yönergesine göre 10.10.2024 tarihinde yapmış olduğu toplantıda incelenmiş olup, 2024/265 karar numarası ile bilimsel ve etik yönden uygun bulunmuştur.

Bilgilerinizi ve gereğini saygılarımla rica ederim.

Doç. Dr. Tahsin Gökhan TELATAR
Başkan

Bu belge, güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.

Belge Doğrulama Kodu : 7ab661b9ba4c

Belge Takip Adresi: <http://ebys.erdogan.edu.tr/EBYS/eimzadogrulama>

Zihni Derin Yerleşkesi 53100 Merkez-RİZE
Telefon No: (0 464) 223 61 26 Faks No: (0 464) 223 53 76
e-Posta: Internet Adresi: www.erdogan.edu.tr
Kep Adresi:

Bilgi için: Burak HANKAYA
Bilgisayar İşletmeni
Telefon No:



EK-3. Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu

 RECEP TAYYIP ERDOĞAN ÜNİVERSİTESİ	DIŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ		Doküman Kodu	H.HD.FR.82
	DENTAL VOLUMETRİK TOMOGRAFİ BİLGİLENDİRME ve İSTEK FORMU		Yayın Tarihi	10.11.2020
			Revizyon Tarihi	03.08.2023
			Revizyon No.	01
			Sayfa No.	1/2

Tarih: .../.../.....

Adı-Soyadı:

Cinsiyeti: ☐ Kadın ☐ Erkek

TC :

Doğum Tarihi: / /

ÜST ÇENE		Sağ														Sol													
	Tek Çene	8	7	6	5	4	3	2	1	1	2	3	4	5	6	7	8												
	Bölgesel																												

ALT ÇENE		Sağ														Sol													
	Tek Çene	8	7	6	5	4	3	2	1	1	2	3	4	5	6	7	8												
	Bölgesel																												

Ön Tanı:

Klinik Bulgular:

Not:

İstek Yapan Hekimin ;

Adı-Soyadı :

Bōlūmū :

İletişim No :

İmza :

(Not: Tomografi isteminde bulunan hekim istek nedenini mutlaka klinik bulgular bölümüne yazmak zorundadır. Bu bilgiler raporlama açısından büyük önem arz etmektedir. Aksi halde çekim yapılmayacaktır.)

EK-3 (Devam). Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu

BİLMENİZ GEREKENLER

Dental ~~volumetrik~~ tomografi x-ışını kullanılarak baş boyun bölgesinin kesitsel görüntüsünü oluşturmaya yönelik radyolojik yöntemdir. Bu yöntem ile iki boyutta görüntülemenin yetersiz kaldığı durumlarda üç boyutlu ~~görselleştirme~~ sağlanabilmektedir. İşlem öncesi hasta ağız içindeki çıkarılabilen protezler ile baş ve boyun bölgesinde bulunan (kolye, küpe, toka, iğne, gözhük, ~~piercing~~, işitme cihazı vb. gibi) metal içeren tüm eşyaları çıkarılmalıdır. Dental ~~volumetrik~~ tomografi çekimi yapılmazsa, kesitsel ve üç boyutlu görüntüleme sağlanamaz. ~~Şikayete~~ neden olan ve iki boyutlu görüntüleme ile tespit edilemeyen hastanın mevcut anatomik durumu doğru şekilde tespit edilemez.

Olası riskler: Radyolojik tetkiklerde kullanılan x-ışını canlı doku için zararlıdır. Bu nedenle hekimin sizin için gereken en az sayıda röntgen isteyecektir. İşlem sırasında hareketsiz kalınması gerektiğinden, hareket edilirse röntgenin teşhise yardımcı niteliğini yitirmesi ve tekrar çekilmesi durumu söz konusudur. Hamile ve gelişim çağındaki çocuklarda koruyucu önlemler alınmazsa radyasyona hassas organlar etkilenebilir. ~~Tiroid, göğüs~~ ve akciğer hastalıkları, kanser hastaları ve bağışıklık sistemi düşük olan hastalar gibi riskli hasta ~~gruplarında~~ hastalığın seyrinin olumsuz etkilenmemesi için kurşun koruyucularla ~~radyograf~~ çekimi gerçekleştirilir.

Hekimimden dış sağlığımın durumu ve dental ~~volumetrik~~ tomografi incelemesi gerekliliği hakkında yeterli ve ~~tatminkâr~~ açıklamaları duydum. Hamile isem beni muayene eden doktora veya radyolojik tetkikleri uygulayan radyoloji teknikerine hamilelik durumumu ve herhangi bir sistemik hastalığım mevcutsa bunu belirtceğimi kabul ediyorum. Eğitim ve bilimsel amaçlı olarak hastaların kimlik bilgileri gizli tutularak fotoğraf, röntgen veya video görüntüleri alınabilir, klinik ve radyolojik verileri; bilimsel, eğitim veya araştırma amaçlı kullanılabilir. Yukarıdaki bilgileri okudum, sorularıma tatminkâr cevaplar aldım ve özgür irademle onaylıyorum. (Aşağıdaki kutunun içerisindeki boşluklar hasta veya kanuni temsilcisi tarafından kendi el yazısı ile “ ***Okudum, Anladım, Kabul Ediyorum.*** ” şeklinde doldurulacaktır).

	Adı-Soyadı	İmza	Tarih/Saat
Hasta / Hastanın Kanuni Temsilcisi (*) – yakınlık derecesi			____/____/____ Saat: ____
Bilgilendirmeyi Yapan Hekim			____/____/____ Saat: ____
Tercüman (kullanılması halinde)			____/____/____ Saat: ____

Kanuni Temsilci: Vasiyet altındakiler için vasi, reşit olmayanlar için anne – baba, bunların bulunmadığı durumlarda 1. derece kanuni mirasçılardır. (Hasta yakınının isminin yanında yakınlık derecesini belirtiniz.)

Lütfen gerekli bilgileri eksiksiz doldurunuz. Eksik bilgiler içeren ve tomografi isteği yapan hekim ve hasta tarafından imzalanmayan formlar ile gelen hastalara randevu verilmeyecektir...

Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı

EK-4. iThenticate İntihal Raporu

