

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

**FARKLI MATERYALLER İLE ÜRETİLEN ÜST ÇENE “ALL ON 4” VE
“ALL ON 6” KONSEPTLİ İMPLANT ÜSTÜ PROTEZLERDEKİ STRES
DAĞILIMININ SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZİ YÖNTEMİ İLE
KARŞILAŞTIRILMASI**

Dt. Sergen KILIÇ

**Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Uzmanlık Tezi**

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

RİZE - 2024

T.C.
RECEP TAYYİP ERODOĞAN ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ
ANA BİLİM DALI

FARKLI MATERYALLER İLE ÜRETİLEN ÜST ÇENE “ALL ON 4” VE
“ALL ON 6” KONSEPTLİ İMPLANT ÜSTÜ PROTEZLERDEKİ STRES
DAĞILIMININ SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZİ YÖNTEMİ İLE
KARŞILAŞTIRILMASI

Dt. Sergen KILIÇ

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Uzmanlık Tezi

Tez Danışmanı
Doç. Dr. İpek ÇAĞLAR

RİZE – 2024

KABUL ve ONAY

Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında, Doç. Dr. İpek ÇAĞLAR danışmanlığında, Sergen KILIÇ tarafından hazırlanan Farklı Materyaller ile Üretilen Üst Çene “All on 4” ve “All on 6” Konseptli İmplant Üstü Protezlerdeki Stres Dağılımının Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi ile Karşılaştırılması adlı bu tez çalışması, 02/10/2024 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 Farklı Materyaller ile Üretilen Üst Çene ““All on 4” ve “All on 6” Konseptli İmplant Üstü Protezlerdeki Stres Dağılımının Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi ile Karşılaştırılması” 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 çalışmasında:

- 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 çalışmasında 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.

SERGEN KILIÇ

02/10/2024

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam süresince bilgeliği, sabrı ve güler yüzlülüğüyle bana her zaman destek olan, eğiten, hayatın her alanında örnek aldığım değerli hocam ve tez danışmanım sayın Doç. Dr. İpek ÇAĞLAR'a,

Lisans ve uzmanlık eğitimim boyunca desteklerini, engin bilgi ve tecrübelerini esirgemeyen saygıdeğer hocalarım Prof. Dr. Zeynep YEŞİL'e ve Doç Dr Murat ALKURT'a

Tüm eğitim sürecimde ve hayatta attığım her adımda varlığı en büyük cesaret ve mutluluk kaynağım olan sevgili eşim Elif KILIÇ'a,

Bugünlere gelirken desteklerini her zaman hissettiğim sevgili annem Elif KILIÇ, sevgili babam Tuncay KILIÇ ve canım kardeşim Emircan KILIÇ'a

Bölümümüzün güzide araştırma görevlisi ve personel tüm çalışma arkadaşlarıma teşekkür ederim.

Bu çalışma Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü birimince desteklenmiştir. Proje Numarası TDH-2023-1505'tir.

İÇİNDEKİLER

KABUL ve ONAY	I
ETİK BEYAN	I
TEŞEKKÜR	II
İÇİNDEKİLER	III
ÖZET	V
ABSTRACT	VI
SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ	VII
ŞEKİLLER DİZİNİ	VIII
TABLolar DİZİNİ	X
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Dental İmplant	3
2.2. Dental İmplantların Sınıflandırılması	3
2.2.1. İnteramukozal İmplantlar	3
2.2.2. Transosteal İmplantlar	4
2.2.3. Subperiostal İmplantlar	4
2.2.4. Endosteal İmplantlar	4
2.3. Dental İmplant Biyomateryalleri	4
2.3.1. Krom-Kobalt-Molibden	5
2.3.2. Altın	5
2.3.3. Zirkonya	5
2.3.4. Karbonlar	5
2.3.5. Seramikler	6
2.3.6. Polimerler	6
2.3.7. Titanyum	7
2.4. Dental İmplantların Biyomekaniği	7
2.4.1. Kemik-İmplant Arayüzünü Etkileyen Biyomekanik Faktörler	8
2.4.2. İmplantta Etki Eden Kuvvetler ile İlgili Faktörler	8
2.4.3. İmplant ile İlgili Faktörler	10
2.5. Çene Kemiği (Alveolar Kemik)	12
2.5.1. Kemiğin Kuvvetlere Olan Cevabı	12
2.5.2. Alveolar Kemik Sınıflandırması	13
2.6. İmplant Üstü Protezler	15
2.6.1. SP-1 Protezler	16
2.6.2. SP-2 Protezler	16
2.6.3. SP-3 Protezler	17
2.6.4. HP-4 Hareketli Protezler	17
2.6.5. HP-5 Hareketli Protezler	18
2.6.6. İmplant Üstü Sabit Protezler ve Dayanak Çeşitleri	18
2.6.6.1. Vida Tutuculu İmplant Üstü Protezler	18

2.6.6.2. Simante İmplant Üstü Sabit Protezler	19
2.7. İmplant Üstü Protez Materyalleri	19
2.7.1. Metal Destekli Porselen.....	19
2.7.2. Zirkonya	20
2.7.3. Titanyum	21
2.7.4. Polietereterketon (PEEK)	23
2.8. Stres Analiz Yöntemleri	24
2.8.1. Gerinim Ölçer Yardımı ile Stres Analizi Yöntemi	24
2.8.2. Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi	25
2.8.3. Holografik İnterferometre Yardımı ile Stres Analizi Yöntemi	25
2.8.4. Kırılğan Vernik Kaplama ile Stres Analizi Yöntemi	25
2.8.5. Termografik Stres Analizi Yöntemi	25
2.8.6. Radyotelemetri Kullanılarak Stres Analizi Yöntemi	25
2.8.7. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi	26
2.8.7.1. Sonlu Elemanlar Stres Analizi ile İlgili Genel Kavramlar	27
3. GEREÇ ve YÖNTEM.....	29
3.1. Çalışma Modellerin Oluşturulması	30
3.1.1. Çene Kemiğinin Modellenmesi.....	31
3.1.2. İmplant ve Dayanakların Modellenmesi	32
3.1.3. Protezin Modellenmesi.....	33
3.2. Sınır ve Yükleme Koşulları	34
4. BULGULAR.....	36
4.1. İmplant Çevresinde Maksimum Von Mises Değerleri	36
4.2. Protez Alt Yapısında Oluşan Maksimum Von Mises Değerleri.....	39
4.3. Maksiller Kemik İçin Maksimum Von Mises ve Principal Stres Değerleri..	42
5. TARTIŞMA	52
6. SONUÇ ve ÖNERİLER	61
EKLER	73
Ek-1. ÖZ GEÇMİŞ	73
Ek-2. Etik Kurul Onay Formu	74
Ek-3. Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu.....	75
Ek-4. Çalışma İzin Belgesi.....	77
Ek-4. İntihal Raporu.....	78

ÖZET

Farklı Materyaller ile Üretilen Üst Çene “All On 4” ve “All On 6” Konseptli İmplant Üstü Protezlerdeki Stres Dağılımının Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi ile Karşılaştırılması

Amaç: Bu çalışmanın amacı, farklı implant konseptleri ve farklı alt yapı materyalleri ile hazırlanan implant üstü protezlerin implant, implant çevresi kemik ve protetik altyapıda oluşturacağı streslerin sonlu elemanlar stres analizi (SESA) yöntemi ile incelenmesidir.

Gereç ve Yöntem: Üst çene tomografisinden elde edilen görüntü üzerine iki farklı implant konsepti ve aynı yapıda protetik üst yapılar tasarlandı. Buna göre “All on 4” (Model 1) için ön bölgedeki implantlar (3.5 mm kalınlık ve 10 mm uzunluk) lateral diş bölgesine simetrik ve aksiyel (açısız) olarak, arka bölgede ise 1. molar bölgelerine iki implant (10 mm uzunluk ve 4.1 mm kalınlık) simetrik ve 30° açılı olarak konumlandırıldı. “All on 6” (Model 2) için ön bölgede santral ve lateral dişler arası bölgeye birinci implant ve kanin diş bölgesine ikinci implantlar (3.5 mm kalınlık ve 10 mm uzunluk) aksiyel (açısız) olarak konumlandırıldı. Arka bölgedeki implant ise Model 1 ile aynı özellikte ve şekilde konumlandırıldı. Elde edilen iki farklı model üzerine Krom-Kobalt, Zirkonya, Titanyum ve Polietereeterketon (PEEK) alt yapı materyallerinden oluşan sabit protezler tasarlanarak sekiz farklı çalışma modeli elde edildi. Protezler üzerine ön bölgede kuvvet dikey yönde 100 Newton (N) ve tek yönlü olarak uygulandı. Arka bölgede ise 3-4-5 numaralı dişlerin bukkal tüberküllerine, 30 derece açı ile palatino-bukkal yönde 150 N ,6-7 numaralı dişlerin bukkal tüberküllerine 30 derece açı ile palatino-bukkal yönde 200 N, kuvvetler uygulanarak kemik, implant ve alt yapı materyalinde oluşan stres değerleri Sonlu Elemanlar Stres Analizi yöntemiyle elde edildi.

Bulgular: SESA sonuçlarına göre, alt yapı malzemesi fark etmeksizin model 1 üzerinde meydana gelen stres yoğunluğunun Model 2’ye göre daha yüksek olduğu görüldü. Her iki modelde de PEEK alt yapı materyalinin kemik ve implantlar üzerinde oluştuğu stres yoğunluğunun diğer alt yapı materyallerinden (Cr-Co, Ti, Zirkonya) daha yüksek olduğu görüldü.

Sonuçlar: İmplant üstü sabit protezlerde implant sayısındaki artış, kemik, alt yapı ve implant içinde oluşacak olan stres miktarını azaltmaktadır. Özellikle aşırı rezorbe maksillada tasarlanan “All on 4” ve “All on 6” dizaynındaki implant üstü protezlerde elastisite modülü daha yüksek olan Cr-Co, Zr ve Ti materyallerinin kullanımının elastisite modülü daha düşük olan PEEK materyalinin kullanımına göre daha uygun olduğu gözlenmiştir.

Anahtar kelimeler: İmplant üstü protez, Sonlu elemanlar stres analizi, PEEK, Titanyum, Zirkonya

ABSTRACT

Comparison of Stress Distribution in Upper Jaw “All On 4” and “All On 6” Concept Implant-Supported Protheses Produced with Different Materials by Finite Element Stress Analysis Method

Aim: The aim of this study is to analyse the stresses on the implant, peri-implant bone and prosthetic substructure of implant-supported protheses prepared with different implant concepts and different substructure materials by using the finite element stress analysis (FESA) method.

Materials and Methods: Two different implant concepts and prosthetic superstructures with the same structure were designed based on the image obtained from the maxillary tomography. According to this, for ‘All on 4’ (Model 1), the implants (3.5 mm thickness and 10 mm length) in the anterior region were positioned symmetrically and axially (without angle) to the lateral tooth region, and two implants (10 mm length and 4.1 mm thickness) were positioned symmetrically and at a 30° angle to the 1st molar regions in the posterior region and for ‘All on 6’ (Model 2), the first implant was positioned in the anterior region between the central and lateral teeth and the second implants (3.5 mm thickness and 10 mm length) were positioned axially (without angle) in the canine tooth region. The implant in the posterior region was positioned with the same characteristics and shape as Model 1. Eight different study models were obtained by designing fixed protheses consisting of Chrome-Cobalt, Zirconia, Titanium and Polyetheretherketone (PEEK) substructure materials on two different models. The force was applied on the protheses in the anterior region vertically at 100 Newton (N) and unidirectionally. In the posterior region, the stress values of the bone, implant and substructure material were obtained by FEA method by applying forces of 150 N in the palatino-buccal direction at an angle of 30 degrees to the buccal tubercles of teeth 3-4-5, and 200 N in the palatino-buccal direction at an angle of 30 degrees to the buccal tubercles of teeth 6-7.

Results: According to the FESA results it was observed that the stress intensity on Model 1 was higher than Model 2, regardless of the substructure material. In both models, it was observed that the stress intensity of PEEK substructure material on bone and implants was higher than other substructure materials (Cr-Co, Ti, Zirconium).

Conclusion: The increase in the number of implants in implant-supported fixed protheses reduces the amount of stress that will occur in the bone, substructure and implant. It was observed that the use of Cr-Co, Zr and Ti materials with a higher modulus of elasticity was more suitable than the use of PEEK material with a lower modulus of elasticity, especially in the ‘All on 4’ and ‘All on 6’ designs which were designed in over-resorbed maxilla.

Keywords: Finite element stress analysis, Implant-supported prosthesis, PEEK, Titanium, Zirconium

SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

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

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Misch tarafından yapılan alveolar kemik sınıflandırması	14
Şekil 3.1. Modelin mesh yapısının görüntü	30
Şekil 3.2. Çene kemiğinin dijital ortama aktarılmış görüntüsü	31
Şekil 3.3. 10 mm uzunluğundaki 3.5 mm ve 4.1 mm kalınlığındaki İmplant gövdelerinin görüntüsü	32
Şekil 3.4. İmplant üstü protez parçaları	33
Şekil 3.5. Proteze uygulanan kuvvetler ve yönleri	35
Şekil 4.1. Model 1-Cr-Co için implant çevresinde oluşan Von Mises stresleri.	37
Şekil 4.2. Model 1-Zirkonya için implant çevresinde oluşan Von Mises stresleri.....	37
Şekil 4.3. Model 1-Titanyum alt yapı için implant çevresinde oluşan Von Mises stresleri.....	37
Şekil 4.4. Model 1-PEEK için implant çevresinde oluşan Von Mises stresleri.	37
Şekil 4.5. Model 2-Cr-Co için implant çevresinde oluşan Von Mises stresleri.	38
Şekil 4.6. Model 2-Zirkonya için implant çevresinde oluşan Von Mises stresleri.....	38
Şekil 4.7. Model 2-Titanyum için implant çevresinde oluşan Von Mises stresleri.....	38
Şekil 4.8. Model 2-PEEK için implant çevresinde oluşan Von Mises stresleri.	38
Şekil 4.9. Model 1-Cr-Co alt yapıda oluşan Maksimum Von Mises stresleri.....	39
Şekil 4.10. Model 1-Zirkonya alt yapıda oluşan Maksimum Von Mises stresleri.	40
Şekil 4.11. Model 1-Titanyum alt yapıda oluşan Maksimum Von Mises stresleri.	40
Şekil 4.12. Model 1-PEEK alt yapıda oluşan Maksimum Von Mises stresleri.....	40
Şekil 4.13. Model-2 Cr-Co alt yapıda oluşan Maksimum Von Mises stresleri.....	41
Şekil 4.14. Model 2-Zirkonya alt yapıda oluşan Maksimum Von Mises stresleri.	41
Şekil 4.15. Model 2-Titanyum alt yapıda oluşan Maksimum Von Mises stresleri.	41
Şekil 4.16. Model 2-PEEK alt yapıda oluşan Maksimum Von Mises stresleri.....	42
Şekil 4.17. Model 1 Cr-Co alt yapı kemikte görülen Maksimum Von Mises değerleri. 43	
Şekil 4.18. Model 1-Zirkonya alt yapı kemikte görülen Maksimum Von Mises değerleri	43
Şekil 4.19. Model 1-Titanyum alt yapı kemikte görülen Maksimum Von Mises değerleri	43
Şekil 4.20. Model 1-PEEK alt yapı kemikte görülen Maksimum Von Mises değerleri 44	
Şekil 4.21. Model 2- Cr-Co alt yapı kemikte görülen Maksimum Von Mises değerleri 44	
Şekil 4.22. Model 2- Zirkonya alt yapı kemikte görülen Maksimum Von Mises değerleri	44

Şekil 4.23. Model 2-Titanyum alt yapı kemikte görülen Maksimum Von Mises değerleri	45
Şekil 4.24. Model 2- PEEK alt yapı kemikte görülen Maksimum Von Mises değerleri	45
Şekil 4.25. Model 1- Cr-Co kortikal kemikte meydana getirdiği Principal stres değerleri	46
Şekil 4.26. Model 1-Zirkonya kortikal kemikte meydana getirdiği Principal stres değerleri	46
Şekil 4.27. Model 1-Titanyum kortikal kemikte meydana getirdiği Principal stres değerleri	46
Şekil 4.28. Model 1-PEEK kortikal kemikte meydana getirdiği Principal stres değerleri	47
Şekil 4.29. Model 2- Cr-Co kortikal kemikte meydana getirdiği Principal stres değerleri	47
Şekil 4.30. Model 2-Zirkonya kortikal kemikte meydana getirdiği Principal stres değerleri	47
Şekil 4.31. Model 2-Titanyum kortikal kemikte meydana getirdiği Principal stres değerleri	48
Şekil 4.32. Model 2-PEEK kortikal kemikte meydana getirdiği Principal stres değerleri	48
Şekil 4.33. Model 1- Cr-Co trabeküler kemikte meydana getirdiği Principal stres değerleri	49
Şekil 4.34. Model 1-Zirkonya trabeküler kemikte meydana getirdiği Principal stres değerleri	49
Şekil 4.35. Model 1-Titanyum trabeküler kemikte meydana getirdiği Principal stres değerleri	49
Şekil 4.36. Model 1-PEEK trabeküler meydana getirdiği Principal stres değerleri	50
Şekil 4.37. Model 2- Cr-Co trabeküler kemikte meydana getirdiği Principal stres değerleri	50
Şekil 4.38. Model 2-Zirkonya trabeküler kemikte meydana getirdiği Principal stres değerleri	50
Şekil 4.39. Model 2-Titanyum trabeküler kemikte meydana getirdiği Principal stres değerleri	51
Şekil 4.40. Model 2-PEEK trabeküler kemikte meydana getirdiği Principal stres değerleri	51

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 2.1. İmplant üstü sabit protez seçenekleri	16
Tablo 3.1. Modellerimizdeki düğüm ve eleman sayıları.....	30
Tablo 3.2. Çalışmada kullanılan materyallerin özellikleri	34
Tablo 4.1. İmplant için maximum Von Mises gerilmesi (MPa)	36
Tablo 4.2. Alt yapı için Maximum Von Mises gerilmesi (MPa)	39
Tablo 4.3. Maksiller Kemik için maximum Von Mises gerilmesi (MPa)	42
Tablo 4.4. Kortikal kemik için principal stres değerleri (MPa)	45
Tablo 4.5. Trabeküler kemik için Principal Stres değerleri (MPa)	48



1. GİRİŞ

Günümüzde teknolojik gelişmeler, yeni teknikler ve malzemeler ile dental implantların ve implant üstü protezlerin tam ve yarım dişsizlik durumlarında kullanımı giderek artmaktadır. Dental implantlar, doğal diş destekli sabit ve hareketli protezlere nazaran birçok avantaj sunmaktadırlar. Hastanın doğal dişlerine herhangi bir işlem uygulanmadan, diş kesim ihtiyacını azaltarak veya tamamen ortadan kaldırarak doğala en yakın formda ve fonksiyonda protetik tedavi imkânı sağlamaktadır.¹ Diş çekimi sonrası çenelerin uzun süre dişsiz kalması veya doğal diş destekli sabit ve hareketli protez kullanımı kemik rezorpsiyonun devamına neden olur. İmplantın uygulanacağı kemiğin kalınlığı, önemli anatomik yapılarla olan ilişkisi, rezorpsiyon seviyesi, sertlik derecesi, arklar arası mesafe de aynı şekilde protetik planlamayı etkilemektedir²⁻⁴

Özellikle üst çene arka bölgeye sarkan sinüs varlığı, aşırı rezorbe alveol kemikler implantın ve implant üstü protezlerin planlamasında zorluk oluşturmaktadır. Anatomik olumsuzlukları giderilmek için veya çene kemiklerinin yüksekliğini ve genişliğini artırılması amacıyla ek cerrahi işlemler gerekebilmektedir. Bu işlemlerin uzun süreli olması ve maliyetleri dental implant tedavisi gören hastaların prevalansını azaltabilir. Üst çenede mevcut anatomik olumsuzların ilave cerrahi işlemlere gerek kalmadan implant sayısının azaltılarak ve yalnızca uygun kemik bölgesine açılı veya açısız bir şekilde implant yerleştirilerek sabit implant üstü protezlerin yapılabilmesi için çeşitli teknikler ortaya atılmıştır. Bu tekniklerden biri olan “All on 4” tekniğinin prensibinde tam dişsiz çenenin ön ve arka bölgesinde dört implant kullanılmaktadır. Ön bölgedeki implantlar her iki çenede lateral kesici bölgesine okluzal düzleme dik olarak, arka bölgedeki implantlar alt çenede mental foramenin önüne, üst çenede ise maksiler sinüsün ön duvarına paralel olarak, yaklaşık 30-45° distale açılı şekilde yerleştirilirler.⁵ Kullanılan implantların yeri ve konumlarının, üst yapı için kullanılan malzemelerin fiziksel özelliklerinin

değişmesinin ağız içinde oluşan stres birikimlerinin, kemik, implant üstü protez ve implant yüzeylerine etkisi her zaman güncelliğini koruyan bir araştırma hususu olarak karşımıza çıkmaktadır. Bu kuvvetlerin incelenmesinde en etkili yöntemlerden biri olarak SESA kullanılmaktadır. SESA, ortodontik apareylerin, sabit protezlerin, total protezlerin ve dental implantların biyomekanik davranışını değerlendirmenin yanı sıra peri-implant kemik, doğal veya restore edilmiş dişlerdeki stres dağılımını analiz etmek için yaygın olarak kullanılmaktadır. Genel olarak SESA, bir katının yapısı boyunca gerilim değişimleriyle ilgili olan gerilim dağılımına odaklanır. Dental protezlere uygulanan çiğneme kuvvetleri sırasıyla protez üst yapısına oradan protez alt yapısına ve oradan da implant parçaları ve kemiğe iletilir. Bu stres iletiminde protez alt yapı materyalinin türü önemli rol oynamaktadır. Günümüzde krom-kobalt (Cr-Co), zirkonya (Zr), titanyum ve polietereketon (PEEK) materyalleri günümüz klinik iş akışında sıklıkla kullanılan materyallerdir.⁶

Bu çalışmada farklı konseptler ve farklı alt yapı materyalleri ile hazırlanan implant üstü protezlerin implant, implant çevresi kemik ve protetik altyapıda oluşturacağı streslerin SESA yöntemi ile incelenmesi amaçlanmıştır. Çalışmanın H0 hipotezi “All on four” ve “All on six” cerrahi konseptli maksiller sabit implant üstü protezlerde alt yapı materyalinin veya implant sayısının değişiminin kemik implant ve alt yapı materyali üstünde oluşan stres miktarını değiştirmeyeceği şeklindedir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplant

İmplant, insan vücudunda eksik olan fonksiyona yardımcı olması amacıyla yerleştirilen, çeşitli organik veya inorganik materyallerden oluşan cisim olarak tanımlanmaktadır. Latince kökenli olan bu kelime “içerisine yerleştirme” anlamı taşımaktadır.⁷ Dental implantlar yüz ve çene kemikleri içerisine veya mukozalarına yerleştirilen, hastaların çeşitli sebeplerle (çürük, travma vb.) kaybettikleri dişleri ve diş çevresi dokuların yerine koyulmasını sağlayan biyouyumlu ve alloplastik materyallerdir. Uluslararası standardizasyon kurumu (ISO) implantları “cerrahi yolla mandibula ya da maksillada yerleştirilmiş proteze destek olan materyal” şeklinde nitelendirmiştir. Dental implantlar hastaların eksik dişlerini yerlerine koyarken estetik, konuşma, beslenme gibi birçok fonksiyonun iyileşmesine de katkıda bulunurlar.⁸⁻¹¹

2.2. Dental İmplantların Sınıflandırılması

Dental implantlar farklı şekillerde sınıflandırılabilirler de günümüzde en sık kullanılan sınıflandırılma yöntemi implantın kemikle olan ilişkisine göre olmaktadır. Buna göre dental implantlar; intramukozal, transosteal, endosteal ve subperiosteal implantlar olmak üzere dört sınıfa ayrılmaktadır.

2.2.1. İnamukozal İmplantlar

Özellikle protezin labial kısmının istenmediği, aşırı kontüre yol açtığı durumlarda yumuşak dokunun reseptör bölgesinde mekanik olarak destek alan intramukozal implantlar, proteze tutuculuk yönünden büyük avantajlar sağlasa da artık günümüzde kullanımını yitirmişlerdir.¹²

2.2.2. Transosteal İmplantlar

Mandibulaya uygulanan transosteal implantlar, alveol kısımdan girilerek mandibula basisine uzanan ve basisi delen implant yöntemidir. Mandibulayı dikey olarak baştan başa geçen bu yöntemde stabilizasyon oldukça iyi olmaktadır. Dezavantajları ise çok geniş bir cerrahi operasyon gerektirmesi, gerektiğinde çıkarılmasının zor olması, çevre dokulara daha fazla zarar vermesidir. Bu sebeplerden dolayı günümüzde kullanımı azalmıştır.^{12,13}

2.2.3. Subperiostal İmplantlar

Subperiostal implantlar kemiği yüzeyel olarak sararlar. Bir kafes veya çift taraflı ince bir plaka şeklinde kemiğin üst yüzeyine periostun altına uygulanırlar. Fibröz dokunun zamanla çevresini sarmasıyla üzerine uygulanan kuvvetleri kemiğe eşit bir şekilde iletirler. Kişiye özel olarak üretilen bu implantların dezavantajları ise çok fazla enfeksiyona yol açmalarıdır. Ağız mukozasında epitelde büyüme ve paresteziye de neden olabilmektedirler.¹³

2.2.4. Endosteal İmplantlar

Günümüzde en çok kullanılan implant tipi endosteal implantlardır. Direkt olarak alveol kemiğine veya çekilen dişin soketine uygulanabilen bu implantlar, diğer implant çeşitlerine göre osteointegrasyon yönünden daha iyi oldukları çalışmalar ile desteklenmiştir.¹⁴ Genellikle vida formu günümüzde sıklıkla kullanılmakla birlikte endosteal implantların Blade, silindir ve vida şeklinde üç farklı formu bulunmaktadır.¹⁵

2.3. Dental İmplant Biyomateryalleri

Özelliklerini ve işlevlerini kaybetmiş vücut dokuları için tasarlanan biyouyumlu, vücuda zararlı olmayan doğal veya yapay malzemelerden oluşturulmuş biyolojik materyallere biyomateryal denir. Vücudun içine veya cilt yüzeyine uygulanan

biyomateryaller vücut sıvılarıyla doğrudan temasa geçtikleri için biyolojik olarak aktif olmamalı vücut dokularıyla temaslarında kimyasal veya fiziksel korozyona uğramamalıdır. Günümüzde birçok biyomateryal dental implantların yapımında kullanılmaktadır.¹⁶

2.3.1. Krom-Kobalt-Molibden

Bu tür baz alaşımların tercih edilmesinin nedeni ekonomik olarak kolay ulaşılabilir olmaları, sertlik derecelerinin yüksek olması, germe kuvvetlerine karşı dayanıklı olmalarıdır. Ancak yüksek erime noktaları, düşük yoğunluk gibi dezavantajlar dökülebilirliklerini zorlaştırmaktadır.¹⁷

2.3.2. Altın

Altın tek başına oldukça biyouyumlu, korozyona karşı dayanıklı ve kararlılığı nedeniyle dental implant uygulamalarında kullanılması uygundur. Fakat fiziksel özelliklerinin yetersizliği nedeniyle altının alaşım olarak kullanılması sertliğini ve dayanıklılığını arttırmaktadır.¹⁸

2.3.3. Zirkonya

Zirkonyanın yüksek fiziksel özellikleri, yüksek çatlama ve bükülme direnci dental implant uygulamalarındaki popülaritesini arttırmıştır. Ancak yapılan çalışmalar, zirkonyanın vücut sıvılarıyla etkileşimi sonrası bükülme direncinin azaldığını, radyoaktif materyaller salınımına neden olabileceğini göstermektedir.¹⁹

2.3.4. Karbonlar

Karbonlar biyomateryal olarak diğer materyallerle karşılaştırıldığında inert özellikleriyle ön plana çıkmaktadır. Termal ve elektriksel iletkenlikleri çok yüksek olması nedeniyle daha çok implant yüzeyi kaplama materyali olarak kullanılmaktadırlar.¹⁹

2.3.5. Seramikler

Seramikler, kovalent ve iyonik bağlarla bağlı ametal, metal veya yarı metal atomlar içeren metalik ve inorganik olmayan katı materyallerdir. Diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan seramikler, biyoinert ve biyoaktif seramikler olarak ikiye ayrılırlar:

Biyoinert Seramikler

Biyoseramik olarak adlandırılırlar ve basınca karşı oldukça dayanıklıdır. Dental uygulamalarda oluşabilecek yoğun çiğneme basıncı sonucunda materyalde kırılma, çatlama ve kopmalar bağlı başarısızlıklar yaşanabilmektedir. Yüksek saflık derecesine sahip biyoseramikler korozyona karşı oldukça dirençlidir. Dental implant uygulamalarda genellikle implant yüzeyinin plazma püskürtme yöntemiyle kaplanması amacıyla kullanılırlar.²⁰

Biyoaktif Seramikler

Biyolojik sistemlerle etkileşime girerek vücut dokuları ile uyumlu bir şekilde işleyen seramik materyallerdir (HAp, fosfat, silika bazlı veya kalsiyum bazlı biyocamlar, β -trikalsiyum). Bu tür seramikler, genellikle kemik ve diş implantları, doku mühendisliği ve protez uygulamalarında kullanılır.²¹

2.3.6. Polimerler

Polimerik biyomateriyaller düşük elastisite modülü gibi olumsuz fiziksel özellikleri nedeniyle dental implantolojide çok tercih edilmemektedirler. Bunun yanında polietilen, poliamid fiberler veya poliüretanlar gibi polimerler, greft veya protetik materyal olarak kullanılabilirler.^{20,22}

2.3.7. Titanyum

Titanyum implant başta olmak üzere protez yapımı, ortodontik tedaviler gibi birçok dental uygulamalarda kullanılmaktadır. Günümüzde dental implant biyomateriyali olarak en sık kullanılan biyomateriyaldir.²²

Avantajları;

1-Hafif bir materyal olması

2-Alaşımında zararlı maddenin çok az bulunması

3-Yüksek dayanıklılığı, uzun ömürlülüğü

4-Oda sıcaklığında şekillendirilebilmesi

5-Canlı dokulara bağlanabilme yeteneği, reaktif olması

6-Kusursuz olarak bileşenlerle kalıplanabilmesi

7-Dış yüzeyinde oluşan oksit tabakasının korozyona olan direncini sağlamasıdır.^{23,24}

2.4. Dental İmplantların Biyomekaniği

İmplant üstü protezlerin, maruz kaldıkları kuvvetleri implantlar ve destek dokulara iletmesi ve bunu mekanik bir denge içinde yapması osteointegrasyon süreci ve sonrasında implantın yaşam ömrü için önemlidir. Mekanik ve fizik kanunları biyolojik dokuları, canlıların tüm şekillerini ve çalışma biçimlerini incelemeye yardımcı olur. Biyomekanik bu yönüyle multidisipliner bir yaklaşımdır. Günümüzde bir çok dijital ve radyografik cihazlarla implant ve çevresi incelenebilirken, incelemelerin değerlendirilebilmesi için biyomekanik konusunda bilgilere ihtiyaç duyulur.²⁵

2.4.1. Kemik-İmplant Arayüzünü Etkileyen Biyomekanik Faktörler

Çiğneme kaslarının ürettikleri kuvvetlerin biyolojik sınırlar içerisinde iletilmesi ve aşırı stres oluşmaması için iletim yollarındaki dokularda (dişler, periodonsiyum, kemik, peridontal ligament) ve maddeler (implantlar, dental protezler vb.) üzerinde oluşan stresin kontrol altında olması gerekir. Osseointegrasyon, kemik olmayan doku desteği (Eklemi boşluğuna kemikler arasına metal, ak zar, plastik vb. organik veya inorganik bir materyal yerleştirilmesiyle yapılan artroplasti çeşidi.) olmaksızın bir kemikten metale direkt olarak arayüz oluşması anlamına gelmektedir. Osteointegrasyon süreci dental implantın vücuda yerleştirilmesinden sonra konağın cevabı, bir sıra biyolojik olaylar, büyüme ve farklılaşma faktörleri salımı ile gerçekleşmektedir.²⁶

2.4.2. İmplantta Etki Eden Kuvvetler ile İlgili Faktörler

Kuvvetin türü: İmplantlara etki eden kuvvetler üç boyutludur ve vektör miktarı olarak verilirler. Bu kuvvetler farklı bileşenlerden oluşurlar. İmplantta uygulanan kuvvetler türü, yönü ve büyüklüğüyle değerlendirilebilir. Genel olarak implant üzerine uygulanan kuvvetler iki başlık altında ele alınabilir. Sıkışma ve çekme kuvvetleri yüzeye dik olarak iletilirler, kesme kuvvetleri ise yüzeye paralel olarak iletilir.²⁷

Sıkıştırma, bir kemik-implant arayüzünün bütünlüğünü koruma yönünde olumlu etki eden kuvvetken, gerilme ve kesme ise böyle bir ara yüzün bütünlüğünü dağıtma veya bozma eğilimindedir. Bu nedenle, kesme kuvvetleri, diğer yükleme prensiplerine kıyasla implant ve kemik ara yüzüne daha çok zarar verirken, sıkıştırma kuvvetleri implantlar tarafından daha iyi karşılanırlar.²⁸

Kuvvetin yönü: İmplantta uygulanan kuvvetin yük açısı ne kadar büyükse, kemik-implant arayüzüne etkisi de o kadar büyük olur. Kemik anizotropisine bağlı olarak açılı yüklerin kemik üzerindeki yıkıcı etkisi daha fazladır. 30 derecelik bir yük, implantın uzun

eksenine dik olarak uygulanan aynı kuvvette bir yüke göre genel olarak stres miktarını 1.5 katına arttırmaktadır. Bu nedenle implantların okluzal yüzeylere dik olarak yerleştirilmesi önemlidir. Bununla birlikte implantlar arası aksel hizalama genel implant üstü protez üzerindeki stresi azaltır ve vida gevşemesi ve kırıkları azaltır.

Kuvvet Büyüklüğü: Fizyolojiye uygun olarak yapılan ağız içindeki mühendislik tasarımlarının dayanmaları gereken kuvvetlerin büyüklüğü kısıtlıdır. Ağız içi kuvvetler dişler, dokular, kaslar ve anatomik alana bağlı olarak değişebilmektedir. Bununla birlikte çok kullanılan materyaller biyouyumlu olmalarına karşın dental implantların maruz kaldığı kuvvetleri karşılayabilecek dayanıklılığa sahip olmayabilirler. Örneğin; seramikler sahip olduğu dayanım kuvvetine göre implant gövdesi olarak kullanılamamaktadırlar. Ağız içinde kullanılan biyomateryaller veya yapılan protetik restorasyonların maruz kaldıkları kuvvetler; kişinin yaşı, cinsiyeti, mevcut doğal ya da suni diş sayısı, ısırma yapılan bölge ve özellikle parafonksiyonel hareketlerden etkilenmektedir.²⁹

Kuvvet Süresi: Genel olarak dişler gün içinde yutkunma ve çiğneme sırasında temasta olmaları nedeniyle birbirlerine uyguladıkları kuvvet süreleri kısadır. Parafonksiyonel alışkanlıklarla bu süre artabilir ve implant üzerine yorulma etkisi yapabilirler.³⁰

Gerilim (Stres) ve Gerinim (Strain): Uygulanan kuvvet sonucunda, birim alanda oluşan tepkiye gerilme ya da stres adı verilir. İmplant üzerine uygulanan kuvvetin oluşturduğu stres yüzey alanıyla ters orantılıdır. Uygulanan kuvvete bağlı olarak maddede oluşan boyutsal değişime ise gerinim denir. İmplantta etki eden kuvvet protez yoluyla implanta, oradan kemik-implant ara yüzeyine ve alveolar kemiklere iletilir. Fonksiyonel bir implantın kuvvetleri dokulara iletmesi önemli bir özelliktir ve implant yüzeyinin

yapısı önemli bir rol oynar. İmplanta uzun aksı boyunca dik gelen kuvvetler daha eşit stres dağıtımını gösterirken, eğimli gelen kuvvetler kemik-implant ara yüzeyinde aşırı stres birikimine neden olurlar. Oluşan stres birikimi nedeniyle implantlarda veya kullanılan materyallerde boyutsal değişim meydana gelebilmektedir. Bunu önlemek için dişsiz bölgeye optimum sayıda ve oklüzyona uygun pozisyonda implant yerleştirilmelidir. Kullanılan implantın boyu veya çapı, implant uygulanan alveol kretin formu, implant üstü protezin tasarımı ve fiziksel özellikleri oluşacak stresi etkileyen faktörler arasındadır.³¹

2.4.3. İmplant ile İlgili Faktörler

İmplantların tasarımındaki makro faktörler (implantın çapı, implant gövdesi, uzunluğu, yivlerin şekli, eğim, ucu, derinliği, genişliği ve tepe modülü) fiziksel özelliklerine bağlıdır ve implanta uygulanan kuvvetler sonucu oluşan stresleri, stres sonucu oluşan boyutsal değişimleri endirekt olarak etkilemektedirler.

İmplantın Çapı, Uzunluğu ve Sayısı

Dental implantın çapındaki artış çevre kemik dokusunun yeterliliğiyle birlikte sağlandığında, çap kalınlığı arttıkça biyomekanik olarak implant ve kemik ara yüzündeki stres miktarı azalmaktadır. Kalın çaplı implantlar daha geniş bir yüzey alanına sahiptirler. İmplantların çapındaki 0.25 mm'lik bir artış, silindirik şeklindeki implant gövdesinin yüzey alanını %5 ila %10 miktarında bir artış meydana getirmektedir.³²

İmplant uzunluğundaki değişimler ise direkt olarak kemik yüzeyindeki stres birikimi açısından kalınlık artışı kadar avantaj sağlamaz. Uzunluğun primer stabilite için önemli olduğu bilinmesine rağmen 13 mm'den uzun implantlar yerleştirilme sırasında kemik yüzeyinde aşırı ısı üretimine neden olduğu bilinmektedir. İmplant sayısı açısından yapılan değerlendirilmelerde ise implant sayısı anatomik sınırlar içerisinde maksimum sayıda olması gerektiği günümüzde kabul gören bilimsel bir gerçektir.³³

İmplant Yiv Derinliği ve Genişliği

Dental implantlar, üzerine gelen kuvvetleri çevresindeki biyolojik dokulara iletecek biçimde işlev görürler. Bu sebeple düz yüzeyli silindirik implantlara oranla yivli implantlar stres dağılımları bakımından daha avantajlı tasarım olarak savunulmaktadır.³⁴ Yivler başlangıçta teması optimuma çıkartmak ve kemik-implant ara yüzündeki basınçları dağıtmak amacıyla tasarlanmışlardır. Dental implant yüzeylerindeki yivlerin geometrisi değişkenlik göstermekle birlikte temel olarak 4 tip yiv mevcuttur. Bunlar, yelken şeklinde yiv, V şeklinde yiv, ters yelken şeklinde yiv ve kare yivdir. Yiv aralıkları birçok firmada farklılık göstermektedir. Yiv derinliği, yivin en uç noktasından implant gövdesine olan aralık olarak tanımlanabilir. Yiv genişliği ise yivin paralel olarak en üst ve en alt noktaları arasındaki alandır. Yiv derinliği ve genişliği de implantın yerleştirirken ve sonrasında yüklenme durumundaki biyomekaniğiyle yakından ilişkilidir. Yiv derinliği az olması, özellikle yoğun kemiklerde implant yerleştirme prosedürünün kolay olmasını sağlamaktadır. Yivin derinliğinin artması ise implant yüzey alanını arttırmaktadır.³⁵

İmplant Açısı

İmplantın kemik içerisindeki açısı arttıkça yüzey alanındaki artışla birlikte gelen kuvvetleri daha iyi karşıladığı ve düşük stres oluşumuna neden olduğu bilinmektedir. Bununla birlikte artan açılanma, okluzal düzleme uygun olarak seçilen açılı dayanak ile tolere edilir. Kullanılan açılı implant üstü protez parçaları implant ve üst yapıya gelen stresin artmasına neden olmaktadır.³⁶ Bununla birlikte marjinal uyumun azaldığı ve marjinal kemik kaybının arttığı saptanmıştır. Buna bağlı olarak zamanla implant biyomekaniği olumsuz etkilenmektedir.³⁷

2.5. Çene Kemiği (Alveolar Kemik)

Fonksiyonel ihtiyaçları nedeniyle oldukça karmaşık bir doku olan alveolar kemik, maksilla ve mandibulanın dişleri destekleyen özel bir bölümdür. Dişlerin sürmesiyle şekillenmeye başlayan alveolar kemik, dişlerin zamanla kaybedilmesiyle de kademeli olarak kayba uğrar. Alveolar kemik, Haversian kemiği ve sıkıştırılmış kemik lamellerinden oluşan bir dış kortikal plak, merkezi bir süngerimsi kemik ve iç soket duvarından oluşur. Kortikal kemik ve diş soketini oluşturan kemikler alveolar kemik çizgisinde buluşurlar. Soket duvarını kaplayan kemik, Periodontal Ligamentin (PDL) ana lif demetlerine bağlantı sağladığı için demet kemiği olarak adlandırılır.³⁸

2.5.1. Kemiğin Kuvvetlere Olan Cevabı

Vücudumuzdaki kemikler kişiden kişiye, kemikten kemiğe ve hatta kemiğin kendi içindeki bölgeler arasında yapısal, yoğunluk, şekil, sertlik, beslenme ve sinirsel etkileşiminde farklılıklar göstermektedir. Osteointegrasyon süreci tamamlanan implant ve kemik bir bütün halinde ağızdaki kuvvetlere karşılık veren bir ünite haline gelmektedirler. Bu fonksiyonel ünite sayesinde kemik remodellingi tamamlanır ve osteointegrasyon optimum kuvvetler sonucu olumlu etkilenir. Kemiğe uygulanan 200-700 psi kuvvet optimum olarak kabul edilir ve kemik remodellingi artırır. Bu değerlerden az olan kuvvetler kemikte atrofiye çok olan kuvvetler ise rezorpsiyona neden olurlar.³⁹ Kemikteki remodelling uygulanan kuvvetin büyüklüğüne bağlı olduğu gibi kuvvetin süresine ve sıklığına, kemiğin beslenmesine, kemik-implant bağlantısından da etkilenir. Her biyolojik materyalde olduğu gibi aşırı tekrarlanan şiddetli kuvvetler doku yorgunluğuna neden olur. Böylece çene kemiğinde oluşan mikro çatlaklar, radyografilerde implant etrafında kemik kaybı ve radyolusens alanlar olarak kendini gösterir. Her kemiğin beslenme durumuna bağlı olarak bir yenilenme kapasitesi vardır.

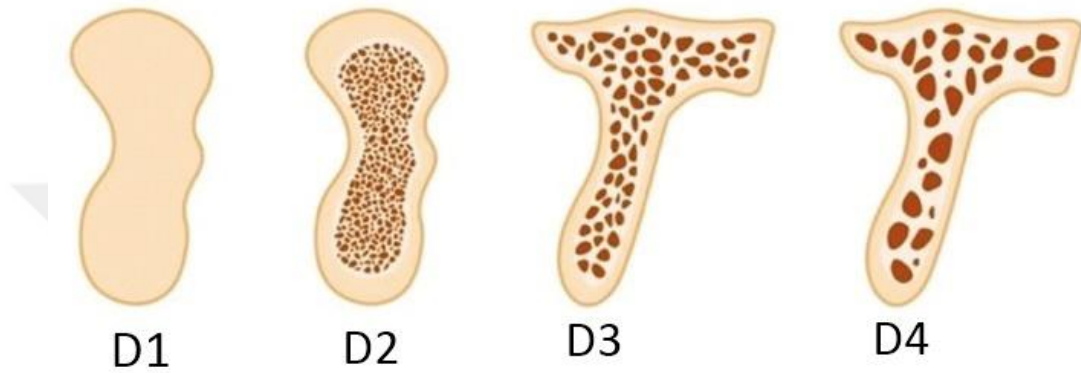
Beslenme kapasitesi ve fonksiyonel yükler arasındaki dengeye bağılı olarak kemik remodellingi devam eder.⁴⁰

2.5.2. Alveolar Kemik Sınıflandırması

Günümüzde alveol kemik sınıflandırılması klinik kullanıma en uygun olarak Misch tarafından yapılmıştır. (Şekil 2.1).

Misch sınıflandırmasında kemik türü, tanımlayıcı morfoloji ve klinisyen tecrübesine dayalı olarak çenelerin tüm bölgelerinde dört farklı grupta (D1-D4) tanımlanmıştır. D1 kemik tipi homojen yoğun kortikal, genellikle orta derecede kemik rezorpsiyonu olan alt çene ön bölgede gözlenir.⁴¹ Yoğun kortikal kemik varlığı D1 kemik tipinin çok az geçici kemik oluşumu ile iyileşmesine neden olur ve implantın için mükemmel primer stabilite ile güçlü osseointegrasyon sağlanır. Bununla beraber, daha az kan damarı içermesi cerrahi işlem sırasında yüksek ısı oluşumuna neden olarak kemiğinin apikal kısmında yetersiz beslenme ve gecikmiş iyileşme gibi sorunlara neden olabilir. D2 kemik tipi; yoğun ve gözenekli kortikal kemiğin bir kombinasyonudur. Trabeküler kemik kretin iç kısmında %40 ila %60 arasında, sıklıkla anterior mandibulada ve posterior mandibula bulunur. İçindeki makul kan akımı kemik dokusunun osteotomisi sırasında kanamaya olanak tanır, bu da cerrahi yatak hazırlığı sırasında aşırı ısı oluşmasını önler. Böylelikle istenilen şekilde implant kemik ara yüzündeki iyileşme sağlanarak osteointegrasyon için avantaj sağlar. D3 kemik tipi; kret üzerindeki daha ince gözenekli kortikal kemikten ve ince sırt içindeki trabeküler kemikten meydana gelir. Trabeküllerin iç kısımları %50'den daha azını meydana getirmektedir. D3 kemik sıklıkla ön maksillada bulunur. D4 kemik en az yoğunluktaki kemiğe sahiptir. Kortikal krestal kemik çok azdır veya hiç yoktur. D1 kemik tipinin (yoğun kortikal kemik) tam tersi bir yapıdır. Bu tip kemiğin en sık görüldüğü yerler posterior maksilla bölgesidir. Mandibulada nadiren görülür. Kemik trabekülleri D1 kemiğin kortikal yapısından 10 kat daha zayıf olabilir.

Buna ek olarak, ilk yüklemde kemik-implant teması çoğunlukla %25'ten azdır. Bir implant tasarımının primer stabilitesi için cerrahi bir zorluk teşkil eder. İlk yüklemde sonra implant başarısızlığı bu tipte en yüksek skoru bildirmiştir. Dahası, bu yerleştirildikten sonra kemiğin implantla bütünleşmesi tüm kemik tipleri içinde en uzun süreye gerek duyar.⁴¹



Şekil 2.1. Misch tarafından yapılan alveolar kemik sınıflandırması⁴²

Posterior maksilladaki yetersiz kemik hacmi, implant yerleştirilmesi için sık görülen anatomik bir kısıtlamadır. Posterior dişsizlik tedavisinde hareketli protez uygulaması bir tedavi alternatifi olarak düşünülebilse de, bu tedavinin çiğneme fonksiyonunda bir yetersizliğe neden olabileceği ve implant destekli rehabilitasyonlara kıyasla komşu dişlerin prognozunu tehlikeye atabileceği belirtilmiştir.⁴¹ Ayrıca, atrofik posterior maksillaya uygulanan dental implant cerrahisi maksiller sinüslerin perfor edilme riski nedeniyle zorlu bir prosedürdür.⁴³ İmplantların yerleştirilmesi için gerekli kemik boyutunu elde etmek amacıyla çeşitli teknikler önerilmiştir.⁴⁴ Son yıllarda, cerrahi tekniklerin geliştirilmesi ve biyomateryaller alanındaki araştırmaların ilerlemesi nedeniyle, implant destekli protezler için mükemmel sonuçlar bildirilmiştir.⁴³ Bütün bunlarla birlikte sinüs genişletme operasyonlarının cerrahi komplikasyonlara yol açması; Schneiderian membran perforasyonları, burun kanaması, postoperatif ağrı ve şişlik bu

tedavi alternatifi için önemli dezavantajları olarak düşünülebilir. Daha yakın zamanlarda, kısa implantlar (10 mm'den kısa) posterior maksillayı rehabilite etmek için sinüs augmentasyonuna bir alternatif olarak önerilmiş, cerrahi komplikasyonların oluşumunu ve hastaların yaşam kalitesi üzerindeki etkisini azaltmaya izin vermiştir. Bu tedavi yaklaşımının dezavantajları ise kısa implantların sabit protezlerin üzerine uygulanan kuvvetleri yüzey alanları küçük olduğu için kemiğe iletme konusunda başarı oranlarındaki düşüş ve implant yaşam süresindeki kısalmadır.^{45, 46}

2003 yılında Malo ve arkadaşları tarafından bir mandibular protez desteği olarak kullanılan All on 4 tekniği, 2005 yılında ise aşırı atrofik maksilla içinde kullanılmaya başlanmıştır. Sinüs duvarı yakınındaki ve nazal fossa yakınındaki kortikal kemikten destek alan implantlarla ankraj elde eden teknikte üst yapı protezinde tam olarak doğru planlanması ve yapımının teknik hassasiyet ile gerçekleştirilmesi uzun dönem başarısı için önemlidir.

Dört implanttan oluşan bu teknikte, ön bölgeye yerleştirilen implantların aksı okluzal düzleme dik olacak şekilde konumlandırılırken, arka bölgeye yerleştirilen implantlar ise 30-45° açılı olarak yerleştirilirler.⁴⁷

2.6. İmplant Üstü Protezler

İmplant üstü protezlerin kullanım alanı arttıkça firmalar farklı tasarımda parçalar üretmişler ve birçok protez çeşidi ortaya çıkmıştır. Ancak farklı isimlerle benzer protezlerin yapılması bir sınıflandırma ihtiyacı doğurmuştur.

Misch 1989 da yapmış olduğu sınıflandırmada implant destekli protezleri restore ettikleri diş ve doku alanlarına göre 5 farklı protez tipi planlanmıştır. Günümüzde bu sınıflandırma halen esas teşkil etmektedir ⁴⁸ (Tablo 2.1).

Tablo 2.1. İmplant üstü sabit protez seçenekleri ⁴⁸

TANIM	
SP-1	Sadece kronu restoreden sabit protez, doğal diş formundadır.
SP-2	Kronun ve kökün bir kısmını restore eder, kronun konturları, oklüzal yarıda normalken, gingival yarıda uzun ya da aşırı konturlanmıştır.
SP-3	Eksik kronu, dişetini ve dişsiz bölgenin bir kısmını restore eden sabit protez. Protezde genellikle plastik diş ve akrilik dişeti kullanılır. Ancak metal-seramik de olabilir.
HP-1	Sadece implant destekli implant üstü hareketli protezlerdir.
HP-2	İmplant ve yumuşak doku destekli hareketli protezlerdir.

2.6.1. SP-1 Protezler

SP-1 Protezler eksik dişin yalnızca kron kısmının yerine koyulduğu restorasyon türüdür. Genellikle sert ve yumuşak doku kaybının minimum, kalan dokuların ise implantın doğal diş kökü pozisyonuna yakın bir şekilde koyulmasına izin verir durumda olduğu vakalardır. Sp-1 protezler özellikle üst çene ön bölgede en çok tercih edilen implant üstü protez türüdür. İki'den fazla diş kaybı olduğu durumlarda bu tür protezlerin kullanımı güçleşir. Kemik kaybı ve interdental papillaların kaybı kronların kole bölgesindeki doğal çıkış profili görünümünü olumsuz etkiler.⁴⁹

2.6.2. SP-2 Protezler

SP-2 protez doğal dişin kronuyla beraber kökünde bir kısmını yerine koyar. Doğal dişle karşılaştırıldığında mine-sement sınırından daha apikalde bir görünüm ortaya

çıkar. SP-1 proteze göre implantın dikey yönde yerleştirilmesi farklılık gösterir. Kesici kenarın doğal dişle aynı konumda olduğu fakat dişin 1/3 gingival kısmı ise daha apikalde ve lingualde konumlanmaktadır. Bu tür tedavilerin başında hasta ve hekim dişin doğal dişe oranla daha uzun bir yapıda olacağının farkında olmalıdır. SP-1 ile karşılaştırıldığında hekim bu tedavi seçeneğini estetik ihtiyaçlardan çok hijyen açısından ve kemik genişliğini düşünerek seçebilir.⁵⁰

2.6.3. SP-3 Protezler

SP-3 Protezler doğal diş dokularıyla birlikte yumuşak dokuyu da yerine koyar. SP-2 protezlerle benzer olarak kemik doku diş çekimi ve implantların yerleştirilmesi sırasındaki osteoplasti veya rezorpsiyon sebebiyle kayba uğramıştır. Estetik, fonasyon, fonksiyon sebebiyle doğru konumlandırılması gereken insizal kenar ve mine-sement sınırı arası uzunluk mecburen arttırılmıştır. Doğal dişe göre daha uzun dişler kullanılır. Ancak SP-2 protezlere göre bir avantajı yüksek bir gülme hattı veya düşük bir konuşma alt dudak hattına sahipse diş eti dokusunu taklit eden yüzeyleri sayesinde daha estetik bir görüntü sağlanabilir. Diş eti şeklide verilmiş SP-3 protezlerde dişler daha doğal büyüklük ve şekildedir.⁵¹

2.6.4. HP-4 Hareketli Protezler

Tamamen implant destekli hareketli protez şeklidir. Restorasyon rijittir ve protezdeki ataşmanlar genellikle düşük profilli bir doku barına ya da implant dayanaklarını bağlayan bir üst yapıya bağlarlar. Hareketli bir protez için akrilik gövde yapay dişlere ihtiyaç vardır. Buna ek olarak implant ara parçası olarak dayanaklara bir üst yapı ve protez için ataşmanlar gerekmektedir. Sabit implant üstü protezlerle karşılaştırıldıklarında implantların yerleşimleri daha lingualde ve daha apikalde olmalıdır.⁵²

2.6.5. HP-5 Hareketli Protezler

İmplant ve yumuşak doku desteğini birleştiren hareketli protez çeşididir. Protezin implanttan aldığı destek vakaya göre değişkenlik gösterir. Tam dişsiz bir mandibulada simetrik olarak kanin bölgesine uygulanan iki implant ve lateral stabiliteyi arttırmak için premolar veya santral bölgesine splintlenmiş üç implant ya da yumuşak doku desteğini azaltmak için kanatlı bir barla splintlenen dört implant şeklinde kullanılabilir. En büyük avantajı düşük maliyetli olmasıdır. Geleneksel bir hareketli protez görünümündedir.^{53,54}

2.6.6. İmplant Üstü Sabit Protezler ve Dayanak Çeşitleri

İmplant üstü sabit protezler son kırk yılda diş hekimliğinde dişsizliğin çözümünde ilk olarak tercih edilen bir tedavi haline gelmiştir.⁵⁵ İmplant üstü sabit protezler vidalı ve simante olarak retansiyonlarına göre iki gruba ayrılabilir. Hangi tutucu sistemin hasta için uygun olduğu endikasyon, avantajlar ve dezavantajlar, tutuculuk sağlama, sökülebilirlik, estetik ve klinik performans (başarısızlıklar ve komplikasyonlar) dahil olmak üzere çeşitli faktörlere bağlıdır. Aslında, kombinasyon halinde, faktörleri objektif olarak değerlendirmek zordur ve bu nedenle belirli bir retansiyon tipinin etkisini sunmak için kriterler seçilmiştir. Her iki retansiyon tipi de tekli, çoklu ve her iki arklı sabit dental protezler için uygulanmıştır.⁵⁶

2.6.6.1. Vida Tutuculu İmplant Üstü Protezler

Vidanın kullanım yeri protezin parçalarını birbirine bağlamaktır. Kolay uygulanabilirliği, güvenli olması, tekrarlanabilirliği, periimplanter bölgede siman artığına neden olmaması, küçük boyutlarda bile kabul edilebilir retansiyon sağlaması avantajları olarak sıralanabilir. Uzun arklı protezler daha kolay bakım için tercihen vida retansiyonlu olmalıdırlar. Kanat içeren köprü protezlerinde kaldırma etkisini telafi etmek için yeterli retansiyon elde etmek vidalı dayanak kullanımı ile daha kolay olabilir.⁵⁷ Vidalı retansiyonlu protezlerin bir diğer kullanım alanı da düşük-profil retansiyonudur. Simante

protezler retansiyon sağlanması için en az 5 mm'lik bir dikey dayanak ihtiyacı duyarlar. Dayanak yüksekliğinin 5 mm altında olduğu durumda vida tutuculu sistem kullanımı daha avantajlıdır. Uygulanacak protezde implantın vida deliği protetik olarak uygun bir konumda bulunmazsa, insizal kenar pozisyonunda veya anterior implantlarda labial yüzeyde bulunursa implant üstü protezin simante şekilde planlanması tek seçenek olabilir.

2.6.6.2. Simante İmplant Üstü Sabit Protezler

İmplant protez parçası ve protezin birbirine bağlanmasını bir siman yardımıyla gerçekleştiren bu protezlerin avantajları; eğimli implantların kompanse edilebilmesi, dayanak ve kuron arasındaki siman sayesinde pasif uyumun daha kolay sağlanabilmesi, vida deliğinin bulunmaması sayesinde daha sağlam bir okluzal yüzey sağlanması, okluzal uyumun daha kolay kontrol edilmesidir. En büyük dezavantajları ise periimplantmukozitis, periimplantitis gibi hastaalıklara neden olan siman artıklarının temizlenmesindeki zorluklardır. Bu durum tedavi için büyük bir risk faktörüdür. Siman bağlantılı dayanaklar daha estetiğin önemli olduğu ön bölgedeki implantlarda ve ince feneotipe sahip diş eti olan vakalarda tercih edilmektedirler. Seramik dayanak, kişisel dayanak, uyumlandırılmış dayanak ve bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli yapım (CAD/CAM) ile üretilen dayanak şeklinde birçok çeşidi vardır.^{58,59}

2.7. İmplant Üstü Protez Materyalleri

2.7.1. Metal Destekli Porselen

Metal destekli porselen protezlerin günümüzde halen doğal diş destekli ve implant destekli yapılarda kullanılması ve altın standart olarak kabul edilmesinin sebebi oklüzal kuvvetlere karşı dayanımlarının yüksek olması ile uzun dönem kullanımdaki başarısıdır. Ancak estetik beklentileri karşılayamaması, diş etinde renklenmeye neden olması, biyolojik dokulara alerjen etkisinin olabilmesi ve dijital diş hekimliğinde kullanımında

yaşanan zorluklar nedeniyle restorasyon materyali olarak günümüzde eskiye nazaran daha az tercih edilmektedir.⁶⁰

2.7.2. Zirkonya

Zirkonya (Zr), atom numarası 40 olan bir metaldir. Zr doğada saf halde bulunmaz. Saf zirkonya tozları üretmek için bu elementlerin etkili bir şekilde ayrıştırılmasıyla sonuçlanan karmaşık ve zaman alıcı işlemler gereklidir. Saflaştırma işleminden sonra üretilen malzeme seramik biyomalzeme olarak kullanılabilir. ZrO_2 polimorfik bir malzemedir ve üç şekilde oluşur: monoklinik, tetragonal ve kübik. Monoklinik faz 1170 °C'ye kadar oda sıcaklığında, tetragonal 1170-2370 °C sıcaklıklarda ve kübik 2370 °C'nin üzerinde karardır. Bununla birlikte, hacimdeki belirgin değişiklikler bu dönüşümlerle ilişkilidir: monoklikten tetragonale dönüşüm sırasında zirkonyum oksit ısıtıldığında hacimde %5'lik bir azalma meydana gelir; tersine, soğutma işlemi sırasında hacimde %3-%4'lük bir artış gözlenir.⁶¹

Özellikle gelişen bilgisayar destekli frezleme teknolojileri ile birlikte, yeni hızlı sinterleme tekniklerinin ortaya çıkmasıyla kullanım alanları genişlemiştir.^{62,63} Restorasyonlarda kullanılan tüm seramikler arasında itriyum stabilize tetragonal zirkonya polikristiral (YSTZ) en sağlam olanıdır. Katkı maddelerine bağlı olarak çok çeşitli YSTZ lar vardır. Zirkonyaların klinik olarak ana tercih edilme sebepleri sağlamlıklarının yanı sıra biyoyumlulukları ve korozyona karşı dirençleridir. YSTZ'ler estetik özelliklerini arttırmak için özellikle lityum bazlı seramiklerle mücadele halindedir.⁶⁴

Zirkonya seramikler iki tabakalı ve monoklinik olarak iki şekilde klinikte kullanılabilirler. İki tabakalı zirkonya alt yapı üzerine estetik malzeme olarak porselen veneerlenir. İki tabaka arasındaki bağlanma ile ilgili sorunlar, porselen tabakada meydana gelen kırıklar termal gerilmeler ile oluşan ufalanma ve delaminasyon en sık karşılaşılan

sorunlardır. Dayanıklılık ve estetik özelliklerinin dengelenmesi ve doğal dişlerdeki madde kayıplarının azaltılması için son zamanlarda monolitik zirkonyaya bir eğilim vardır.⁶⁵

Özellikle full ark restorasyonlarda monolitik zirkonyanın avantajları günümüzde kabul görmektedir ve birçok klinisyen tarafından tercih edilmektedir.^{66,67} Zirkonyaların geliştirilmesindeki temel amaç monolitik zirkonyalardaki estetiği arttırmaktır. Bu sebeple zirkonya materyaline farklı işlemler uygulanmıştır.

- Cam fazın eklenmesi veya ilave sinterlenme yapılması
- Işığın materyal içinden geçerken grenlere çarpmaması için mikro yapının geliştirilmesi
- Gren boyutlarının arttırılması
- İzotropik optik özelliklere sahip kübik fazın materyal yapısında oluşturulması ve böylece çift kırılmanın önlenmesi gibi

2.7.3. Titanyum

Titanyum diş hekimliğinde daha çok implant gövdesinin ve parçalarının yapımında kullanılmasıyla birlikte günümüzde protez materyali olarak da kullanılmaktadır. Titanyum protez alt yapı materyali olarak kullanılmak üzere CAD/CAM , döküm ve frezeleme yöntemleri ile üretilmektedir.⁶⁸

Titanyum mükemmel yakın korozyon direncine ve mekanik dayanıklılığa sahip bir materyaldir. Düşük elektrik iletkenliğine ve termal iletkenliğe sahiptir. Oldukça hafif ve güçlü bir yapıdadır, düşük bir yoğunluğa sahiptir. Saf yapıda olduğunda işlemesi kolaydır. Bununla birlikte titanyum çeliğe eş değer güçlülüğe sahiptir ve %45 oranında daha hafiftir. Alüminyumdan %60 daha ağırdır ama ondan iki kat daha güçlüdür. Bu

nitelikler titanyumu yorulma kuvvetlerine karşı dirençli kılar, sabit protezlerde kullanımını sağlar. Saf titanyum ve titanyum alaşımlarına demir, nitrojen ve oksijen gibi elementlerin farklı değerlerde az miktarda eklenmesiyle mekanik ve fiziksel özelliklerinde olumlu değişiklikler sağlanabilir. Yapılacak olan restorasyon için titanyumun seçimi farklı mekanik özelliklerinden dolayı önem kazanır.⁶⁹

1. Saf Titanyum Sınıflamaları (Grade 1-4)

Saf titanyum, genellikle dört ana sınıfa ayrılır, her biri farklı özelliklere sahip olup, farklı uygulamalar için uygundur:

Grade 1 en saf ve en yumuşak titanyum türüdür. Yüksek biyoyumluluk sağlar ancak düşük mukavemete sahiptir. Genellikle dental aletler, küçük parçalar için kullanılır. Grade 2 orta derecede saf ve dayanıklıdır. Yüksek biyoyumluluk ve makul mukavemet sağlar. Diş implantları ve çeşitli dental cihazlar için yaygın olarak kullanılır. Grade 3 önceki tiplerine göre daha yüksek mukavemet ve dayanıklılığa sahiptir, ancak biyoyumluluk hala yüksektir. Diş implantları, dental protezler ve bazı ortodontik cihazlar için kullanılır. Grade 4 en yüksek mukavemete sahip titanyum türüdür. Genellikle diş implantları ve diğer uygulamalarda tercih edilir çünkü yüksek dayanıklılık ve uzun ömür sağlar. Sabit restorasyonlar için genellikle titanyum Grade 1 ve Grade 2 kullanılırken, iskelet bölümlü metal alt yapılarda titanyum Grade 4 kullanımı tercih edilmektedir.^{68,70,71}

2. Titanyum Alaşımları

Titanyum alaşımları, titanyumun diğer metallerle karıştırılmasıyla oluşturulur ve genellikle daha yüksek mukavemet ve dayanıklılık sağlar:

Ti-6Al-4V (Titanium-6% Aluminum-4% Vanadium): Titanyum, alüminyum ve vanadyum alaşımdan oluşur. Yüksek mukavemet, dayanıklılık ve iyi biyouyumluluk sunar. Diş implantları, ortodontik cihazlar ve çeşitli tıbbi implantlarda kullanılır.

Ti-6Al-7Nb (Titanium-6% Aluminum-7% Niobyum): Titanyum, alüminyum ve niobyum alaşımdan oluşur. Daha iyi biyouyumluluk ve kemik entegrasyonu sağlar. Ortopedik ve bazı dental uygulamalar için tercih edilir.⁷¹

2.7.4. Polietereterketon (PEEK)

Poliarileterketon (PAEK) ailesinin bir üyesi olan PEEK son yıllarda sabit diş protezleri için umut vadeden bir malzeme olarak ortaya çıkmıştır.⁷² PEEK, difenil sülfon içinde çözülmüş florin benzen keton, hidrokinon ve sodyum karbonat veya potasyum karbonattan yapılan yüksek etkili bir polimerdir.⁷³ PEEK, yüksek sıcaklıktaki termal strese önemli bir bozulma yaşamadan direnç gösterir, düşük bir suda çözünürlük (%0,5) gösterir ve vücut sıvılarıyla temasta biyokorozyona en az seviyede uğrar, böylece sitotoksikite, alerji ve inflamasyonu tetikleyebilecek metal iyonlarının salınımını önler.⁷⁴ Radyolusens olan PEEK radyografik görüntülemeye zirkonya ve metal alaşımlara göre metal artefaktı açısından avantajlıdır. Düşük Young modülüne sahiptir (3 ila 4 GPa) ve diğer metallere oranla insan dokularına daha yakındır.⁷⁵ Deforme olabilir ve implant üstü protez materyali olarak kullanımında implant üzerindeki etkisini pozitif etkilemektedir.

Diş hekimliğinde protez materyali olarak PEEK; hareketli protezler, endokuronlar ,rezin bağlı sabit protezler, implant destekli sabit protezler başta olmak üzere bir çok protez çeşidinde kullanılmaktadır.⁷⁶ Protez materyali olmak dışında ise implant materyali olarak, implant dayanak materyali olarak ve okluzal splint yapımında da kullanılmaktadır.⁷⁷

2.8. Stres Analiz Yöntemleri

Stres analiz yöntemi; bir cisme uygulanan kuvvetin o cisim içerisinde hangi bölgelerde yoğunlaştığını ve bu kuvvetin cisim içerisindeki birimlere dağılımını inceleyen ve cisimlerin daha dayanıklı hale gelebilmesi için yapılması gerekenler konusunda fikir sahibi olabilmemizi sağlayan yöntemlere verilen isimdir.^{78,79} Diş hekimliği alanında genellikle kemik, implant, diş ve çevre yumuşak dokusunu incelemek için kullanılan stres analiz yöntemleri şunlardır:

1. Gerinim ölçer yardımı ile stres analizi yöntemi
2. Fotoelastik stres analizi yöntemi
- 3 Holografik interferometre yardımı ile stres analizi yöntemi
4. Kırılğan vernik kaplama ile stres analizi yöntemi
5. Termografik stres analizi yöntemi
6. Radyotelemetri kullanılarak stres analizi yöntemi
7. Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi

2.8.1. Gerinim Ölçer Yardımı ile Stres Analizi Yöntemi

Bu stres analizinde de gerinim ölçerlerin ince bir tel veya şeridin esnek bir madde üzerine yapıştırılması yöntemiyle oluşturulması sayesinde ölçümler gerçekleştirilir.⁸⁰ Cisme uygulanan kuvvet sonucu iletken şerit de uzamaktadır. Uzayan tel incelmekte ve iletken cisimler inceldikçe dirençleri artmaktadır prensibinden yola çıkılarak ve bu gerinimler baz alınarak uygulanan kuvvetler ölçülmektedir. Bu yöntemin avantajı matematiksel sonuçlar ile nicel değerlendirmeye olanak vermesidir. Fakat küçük cisimlerde değerlendirmenin zor olması kullanım alanını daraltmaktadır.⁷⁹

2.8.2. Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi

Fotoelastik gerilme analizi, gerilmelerin büyüklüklerini ve yönlerini ölçmek için kullanılan bir stres analiz tekniğidir. Bu teknik geleneksel olarak düzlemsel polimer yapıda modelleri incelemek için kullanılmıştır polarize ışığı şeffaf, yüklü modellerden geçirerek oluşan saçakları yorumlayarak stres alanlarını belirler.⁸¹

2.8.3. Holografik İnterferometre Yardımı ile Stres Analizi Yöntemi

Cisim yüzeyindeki küçük değişimleri mm cinsinden ortaya koyan bu yöntemde lazer ışınları kullanılır. Cismin üç boyutlu holografik görüntüsü elde edilerek yüzeydeki değişiklikler ışın saçaklarıyla saptanır.

2.8.4. Kırılma Vernik Kaplama ile Stres Analizi Yöntemi

İsminden anlaşılacağı üzere ilgili cismin üzerine bir vernik uygulanan bu yöntemde, cisim üzerindeki vernikte meydana gelen kırılma ve çatlaklar baz alınarak bir kuvvet analizi yapılır.⁸²

2.8.5. Termografik Stres Analizi Yöntemi

Bu yöntemin temel prensibi homojen ve izotropik bir materyale, sürekli bir şekilde yükleme yapıldığında meydana gelen ısı değişikliklerinin, materyaldeki belirli noktalarındaki asal streslerin toplamı ile oransal olarak paralellik göstermesi olarak açıklanır.⁸³

2.8.6. Radyotelemetri Kullanılarak Stres Analizi Yöntemi

Bu yöntemde özel bir donanım ve yazılım kullanılmaktadır. Kullanılan araçlar radiotransmitter, güç kaynağı, gerilim ölçerler, gerilim ölçer yükselticileri ve verilerin kaydedilmesini sağlayan elemanlardan oluşan bir donanım ve yazılım için yardımcı programların kullanılmasıyla veriler elde edilir.⁸³

2.8.7. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi

SESA, biyolojik araştırmalarda biyomekanik analizler için önemli bir araştırma aracıdır. Karmaşık yapıları modellemek ve mekanik özelliklerini analiz etmek için nihai bir yöntemdir. İmplantolojide SESA, çeşitli implant bileşenlerinde ve ayrıca peri-implanter bölgede stres modellerini incelemek için kullanılmıştır. SESA, gerçek modeller üzerinde yapılan çalışmalara kıyasla çeşitli avantajlara sahiptir. Deneyler tekrarlanabilir, etik kaygılar azdır, çalışma tasarımları ihtiyaca göre değiştirilebilir ve modifiye edilebilirdir. Bu, klinik durumun tamamen kopyalanamayabileceği bilgisayarlı bir in vitro çalışmadır. Bu nedenle, daha ileri SESA araştırmaları klinik değerlendirme ile desteklenmelidir. SESA bu dezavantaja rağmen artık biyomekanik ve mekanik kuvvetlerin biyolojik sistemler üzerindeki etkisini incelemek için non-invaziv ve mükemmel bir araç olarak yaygın bir şekilde kabul görmüştür. Üst üste bindirilmiş yapıların görselleştirilmesini ve anatomik kraniyofasiyal yapıların malzeme özelliklerinin belirlenmesini sağlar. Ayrıca, teorik olarak ölçülebilen stres noktaları da atanabildiğinden, uygulanan bir kuvvetin yerini, büyüklüğünü ve yönünü belirlemeye olanak tanır.

Son zamanlarda dijital görüntüleme sistemlerindeki gelişmelerle birlikte, kemik geometrisi ve özelliklerine ilişkin kişiye özgü verilerin bir SESA modeline uyarlanması mümkün hale gelmiştir. Kemik morfolojisi ve kalitesi bireyler arasında farklılık gösterdiğinden, hastaya özgü bu "biyolojik verilere dayalı SESA" o hastaya özgüdür. Böylece, çok doğru anatomik modeller oluşturulabilir ve bu da güvenilir sonuçlar sağlar.⁸⁴

Uygulamada sonlu elemanlar analizi üç temel adımda oluşur:

1-Ön hazırlık: Kullanıcı, analiz edilecek parçanın geometrisinin "düğüm" adı verilen ayrı ayrı noktalara bağlanan bir dizi ayırık alt bölgeye veya "elemana" bölündüğü bir model oluşturur. Bu düğümlerden bazıları sabit yer değiştirmelere, diğerleri ise öngörülen yüklere sahip olacaktır.

2-Analiz: Ön işlemci tarafından hazırlanan veri kümesi, doğrusal veya doğrusal olmayan cebirsel denklemler sistemi ile oluşturulan ve çözen sonlu eleman yazılımına girilir ve analiz edilir. SESA'nın temel avantajlarından biri, yalnızca kütüphaneden uygun eleman türlerini belirleyerek birçok problem türünün aynı yazılımla ele alınabilmesidir.⁸⁵

3-İşlem sonrası: Sonlu elemanlar analizinde modern kodlarla sonuçları görselleştirmeye yardımcı olmak için grafik ekranlar kullanır. Tipik bir son işlemci ekranı, model üzerindeki stres seviyelerini temsil eden renkli konturları üst üste bindirerek fotoelastik veya hareli deneysel sonuçlara benzer bir tam alan resmi gösterir.⁸⁶

2.8.7.1. Sonlu Elemanlar Stres Analizi ile İlgili Genel Kavramlar

Stres: Bir kuvvetin (N) uygulandığı birim alana bölümüyle ifade edilir. Genellikle SI birimlerinde P (Pascal) ile gösterilir. ($1 \text{ MPa} = 1 \text{ N/mm}^2$)

Asal Gerilme (Principal Stres): Üç boyutlu cisimlere etki edebilen üç farklı düzlemde kuvvetler vardır. Bu düzlemler x,y,z olarak adlandırılır ve bu üç düzlemdeki kuvvetlerin cisim üzerindeki makaslama kuvvet etkileri sıfır olduğunda cisim üzerindeki en yüksek stres değerlerini gösterir. En yüksek stres değerlerindeki basma ve çekme streslerine “asal gerilme” denir.

Üç çeşit asal gerilme ifade edilebilir: maksimum asal gerilme σ_1 , orta asal gerilme σ_2 , minimum asal gerilme σ_3 . Bu değerlerin sıralaması: “ $\sigma_1 > \sigma_2 > \sigma_3$ ” şeklindedir.

Maksimum asal gerilme en yüksek çekme (tensile) değerlerini gösteren pozitif bir değerdir. Minimum asal gerilme negatif bir değerdir, en yüksek basma (kompresiv) stresleri ifade eder.⁸⁷

Von Mises Gerilmesi (Von Mises Stres): Genellikle çekilebilen ve sünebilen cisimler için cisimlerin dayanıklılığını, şekil değiştirme noktasını, kırılma sınırını gösteren bir değerdir. Asal gerilimler kullanılarak hesaplanan Von Mises stresinin formülü aşağıdaki gibidir.

$$\sigma_{\text{vonMises}} = \{[(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_1 - \sigma_3)^2] / 2\}^{1/2}$$

Gerinim (Strain): Strese maruz kalan cisimlerin deformasyonu sonucu boyutlarında görülen birim alandaki uzama veya kısalma miktarını ifade eder. Stres ve gerinim kavramları birbirinden farklı niteliktedir. Stres, vektörel bir birimdir, şiddeti ve yönü vardır. Gerinimin ise, birimi ve yönü yoktur sadece büyüklüğü vardır.⁸⁷

Elastisite Modülü (Young modülü): Kuvvet uzunlamasına uygulandığında çekme veya sıkıştırma sertliğini ölçen katı malzemelerin mekanik bir özelliğidir. Gerilim veya eksenel sıkıştırma için elastikiyet modülüdür. Young modülü, nesneye uygulanan gerilimin (birim alan başına kuvvet) ve malzemenin doğrusal elastik bölgesinde ortaya çıkan eksenel gerilmenin (yer değiştirme veya deformasyon) oranı olarak tanımlanır.

Poisson Katsayısı: Elastik sınırlar dahilinde lateral gerinimin aksiyel gerinime oranıdır ve “ ν ” ile gösterilir. Materyallerin tamamı 0 ila 0,5 aralığında poisson katsayısına sahiptir.^{88, 89}

3. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu çalışma, Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başkanlığı tarafından, (2023\231) karar no'lu ve 12.10.2023 tarihli izinler alınarak Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri koordinatörlüğü tarafından desteklendi (TDH-2023-1505). Çalışmaya Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı'na başvuran, üst çene tam dişsizliği olan ve çalışmaya katılmaya onay veren bir hastanın tomografi görüntüsü kullanıldı. Çalışma öncesi hastadan bilgilendirilmiş onam formu alındı.

Bilgisayar ortamında aynı üst çene tomografisinden elde edilen üç boyutlu görüntüler kullanılarak iki farklı uzay geometrisinde “All on 4” ve “All on 6” cerrahi implant konsepti yapıldı. Bu tasarımlar, üst çenede sinüs pnömatisasyonu ve kemik rezorbsiyonu bulunan hastaya herhangi bir ileri cerrahi teknik uygulanmaksızın yapılan implant tedavisini temsilen yapıldı.

Tasarımlar üzerine oluşturulan protezlerin üst yapı materyali için dört farklı güncel protetik üst yapı malzemesi kullanıldı. Ağız içi kuvvetlerin implant ve altyapıda oluşturacağı streslerin Maksimum Von Mises değerleri, implant çevresi kemikte principal ve Maksimum Von Mises değerleri SESA yöntemi ile incelendi.

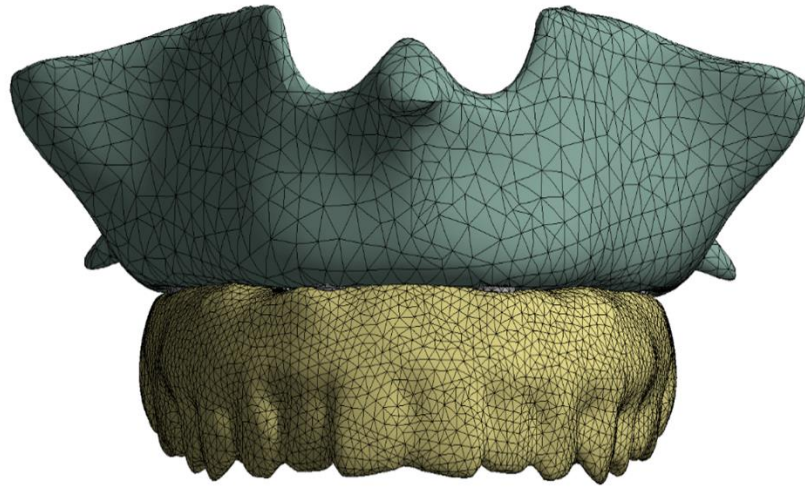
3.1. Çalışma Modellerin Oluşturulması

Bu çalışmada kullanılan üç boyutlu modeller ANSYS SpaceClaim yazılımı ile, katı modellerin analiz ortamına uygun hale getirilmesi ve sonlu elemanlar modellerinin çözümü ANSYS Workbench yazılımı ile gerçekleştirildi. (Şekil 3.1).

Aynı maksiller çene üzerine All on 4 ve All on 6 implant konsepti tasarlanarak her ikisinin de üzerine aynı geometride sabit protezler tasarlandı. Her iki model için oluşturulan tasarımların düğüm ve eleman sayıları Tablo 3.1’ de belirtildi.

Tablo 3.1. Modellerimizdeki düğüm ve eleman sayıları

Model / Değerler	Düğüm Sayısı	Eleman Sayısı	Eleman Tipi
All on 4	903786	576252	Tetrahedron
All on 6	1154351	739258	Tetrahedron

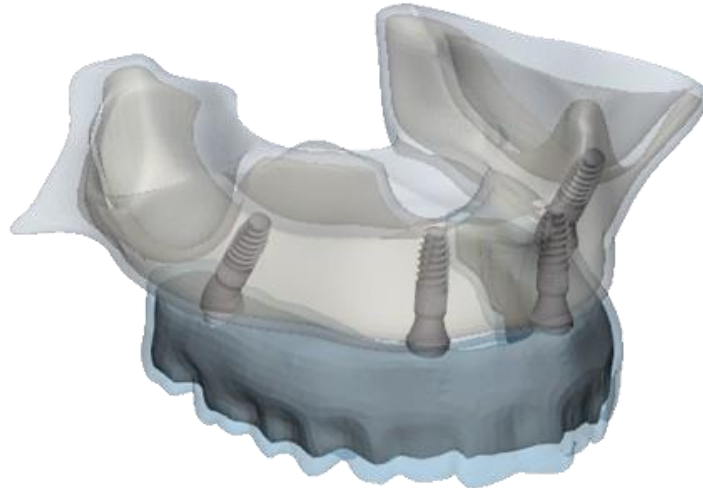


Şekil 3.1. Modelin mesh yapısının görüntüsü

3.1.1. Çene Kemiğinin Modellenmesi

Çalışmada kullanılacak olan, üst çene tomografisi Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Bölümünden elde edildi. Çene kemiği, Konik Huzme Işınlı Tomografide (CBCT) tarandı. CBCT görüntüleri bir Planmeca ProMax 3D Classic ünitesi (Planmeca, Helsinki, Finlandiya) kullanılarak elde edildi: 90 kVp; 4-10 mA; ve 200 µm voksel boyutu olarak alındı. Bu tomografi görüntüsünün STL formatı 3D Slicer programı ile elde edildi. Elde edilen kemik formasyonunun kortikal ve trabeküler kemik ayrımı yapıldı. Trabeküler kemik offset yöntemiyle elde edildi. Kortikal kemik trabeküler kemiğin çevresinde ortalama 2 mm olacak şekilde tasarlandı. Kortikal kemiğin iç yüzeyi referans alınarak trabeküler kemik elde edildi (Şekil 3.2).

Diş eti kalınlığı olarak yapılan her iki implant konsepti arasında farklılık olmayacağı ve sonuçlara anlamlı olarak etki etmeyeceği için diş eti kalınlığı çalışmaya dahil edilmedi.



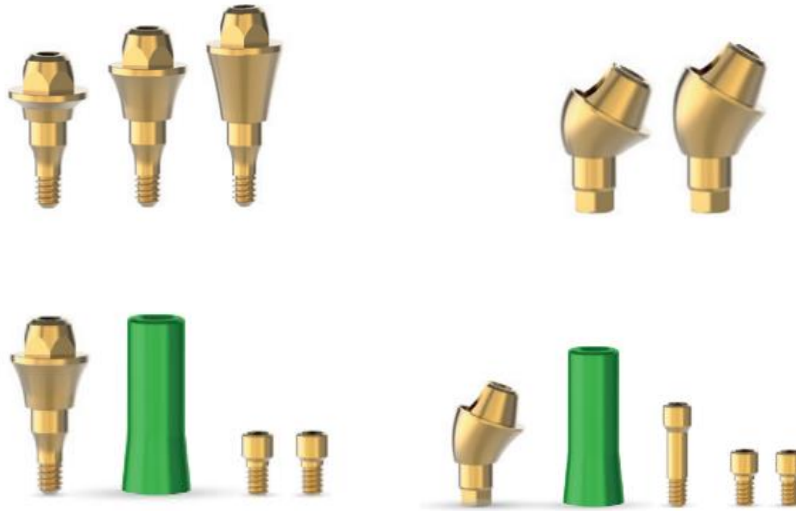
Şekil 3.2. Çene kemiğinin dijital ortama aktarılmış görüntüsü

3.1.2. İmplant ve Dayanakların Modellenmesi

Bu çalışmada kullanılan implant (NucleoOSS T6 Standard, Türkiye) ve implant üstü protez parçaları (multi-unit ve vidalar), implant firmasından gizlilik sözleşmesi imzalanarak alınan implant ve implant üstü protez parçalarının STL dosyaları "All on 4" ve "All on 6" konseptlerine uygun bir şekilde tasarlanarak kullanıldı. "All on 4" konseptinde; ön bölgedeki implantlar simetrik olarak lateral diş bölgesine aksiyel (açısız) olarak konumlandırıldı. İmplantların uzunluğu 10 mm ve kalınlığı 3,5 mm olarak seçildi (Şekil 3.3). Protez ara parçası olarak açısız multi-unit kullanıldı. Arka bölgede ise 1. molar bölgelerine simetrik olarak 30° açılı, 10 mm uzunluğunda ve 4.1 mm kalınlığında iki implant konumlandırıldı. Protez parçası olarak 30° açılı multi-unit kullanıldı. All on six konseptinde; ön bölgede santral ve lateral diş arası bölgeye birinci implant, kanin diş bölgesine ikinci implant aksiyel bir biçimde konumlandırıldı. İmplantların kalınlığı 3.5 mm ve uzunluğu 10 mm olacak şekilde seçildi. İmplantlardan destek alacak protez ara parçası olarak açısız multi-unitler kullanıldı. (Şekil 3.4). Arka bölgede 1.molar diş bölgesine yerleştirilen implantlar ise 30° açılı olarak konumlandırıldı. Bu implantların kalınlıkları 4.1 mm ve uzunlukları 10 mm olarak seçildi.



Şekil 3.3. 10 mm uzunluğunda, 3.5 mm ve 4.1 mm kalınlığındaki implant gövdelerinin görüntüsü



Şekil 3.4. İmplant üstü protez parçaları

3.1.3. Protezin Modellenmesi

Her iki implant konseptinde üst yapı materyali olarak kobalt-krom destekli porselen veneer, zirkonya destekli porselen veneer, titanyum destekli porselen veneer ve PEEK destekli kompozit veneer materyallerinden oluşan sabit protezler tasarlandı (Tablo 3.2). Bu şekilde iki farklı protez tasarımı ve dört farklı protez yapı materyali kullanılarak sekiz farklı model elde edildi. Tasarlanan protezlerin doğal yapıya uygun olması için programın kütüphanesinde bulunan anatomik yapıdaki dişler seçildi ve uygun boyutta tasarlandı. Uygulanan kuvvetin doğala yakın bir şekilde iletilmesi için kullanılan üst yapı materyallerin kalınlıkları dikey yönde, minimum 1 mm maksimum 2 mm olacak şekilde literatüre uygun olarak modellendi. Protezin toplam dikey kalınlığı ise hastanın anatomisine ve kretler arası mesafesine uygun olarak 15 mm ile 22 mm arasında olacak şekilde tasarlandı. Bu değerler bilimsel olarak ideal sınırlar içerisinde seçildi ve hastanın geçici olarak tasarlanan protezindeki değerler baz alındı.^{90,91} Her iki protez tasarımında kantilever uzunluğu eşit ve 10 mm olarak tasarlandı.

Tablo 3.2. Çalışmada kullanılan materyallerin özellikleri ⁹²⁻⁹⁴

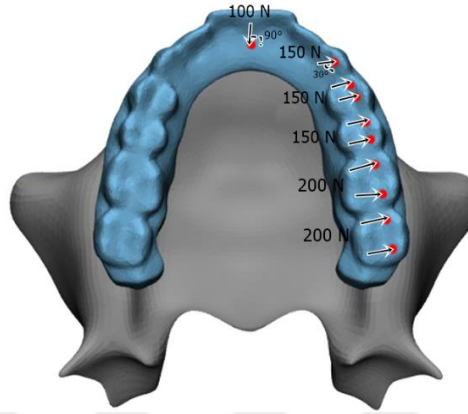
	Elastisite Modülü (MPa)	Poisson Oranı
Cr-Co Metal	218.00	0,33
Alaşım		
Zirkonya	205.000	0,22
Feldspatik Porselen	96.000	0,29
Titanyum	110.000	0,28
Kompozit	11.000	0,28
Spongioz Kemik	1.370	0,30
Kortikal Kemik	13.700	0,30
PEEK	4.000	0,36

3.2. Sınır ve Yükleme Koşulları

Model, çene kemiğinin arka , orta ve üst kısmından DOF (Degree of Freedom)'da 0 harekete sahip olacak şekilde sabitlendi.

Sanal ortamda protezlere kuvvetleri dikey ve yatay yönde protez ara parçalarına ve implantlara iletecek şekilde kuvvetler uygulandı. Ön bölgede uygulanacak kuvvet dikey yönde 100 N ve tek yönlü olarak uygulandı. Arka bölgede ise 3-4-5 numaralı

dişlerin bukkal tüberküllerine 30 derece açı ile palatino-bukkal yönde 150 N 6-7 numaralı dişlerin bukkal tüberküllerine 30 derece açı ile palatino-bukkal yönde 200 N kuvvet uygulandı (Şekil 3.5).



Şekil 3.5. Proteze uygulanan kuvvetler ve yönleri

Tersine mühendislik ve üç boyutlu CAD faaliyetleri için ANSYS SpaceClaim yazılımı kullanıldı. Sonuçlar gerilme ve sıkışma stresleri ile Von Mises ve Principal stres değerleri dikkate alınarak sunuldu. Stres dağılımlarının raporlanmasında uygun yöntemlerden biri de renkli gösterimdir. Modellerde meydana gelen gerilimlerin daha iyi görselleştirilebilmesi için hesaplanan sayısal veriler renkli görüntülere dönüştürüldü. Görüntülerde her renk bir değer aralığını tanımlamaktadır ve bu aralık görüntülerin sol üst bölgesindeki skala ile gösterildi.

Katı modellerin analiz ortamına uygun hale getirilmesi, optimize ağ örgüsünün oluşturulması faaliyetleri ve sonlu elemanlar modellerinin çözümü ANSYS Workbench yazılımı ile gerçekleştirildi. Üç boyutlu sonlu elemanlar analizi işlemi; 2.50 GHz saat hızında 11th Gen INTEL Core i9-11900 işlemcili, 64 GB ECC belleğe sahip bilgisayarda gerçekleştirildi.

4. BULGULAR

Bu çalışmada dört farklı alt yapı materyali (Cr-Co, Zirkonya, Titanyum, PEEK) ve iki farklı implant modeli (All on 4: Model 1, All on 6: Model 2) kullanılarak sekiz farklı tasarım modeli elde edildi. Elde edilen modellere uygulanan eşit kuvvetler sonucu implant ve protez için Von Mises (σ_{VM}) stresleri, kemik içinde ise Von Mises ve Principal (σ_{max}) stresleri değerlendirildi.

4.1. İmplant Çevresinde Maksimum Von Mises Değerleri

İmplant için Von Mises değerleri incelendiğinde en yüksek değerler PEEK alt yapıli modellerde gözlenmiştir. Oluşan stres değerleri her iki model içinde şu şekilde sıralanmıştır. PEEK > Titanyum > Zirkonya > Cr-Co

Oluşan sıralama aynı olmasına rağmen çıkan değerler farklılık göstermektedir (Tablo 4.1). Maksimum Von Mises değerleri sıralandığında en yüksekten alçağa gerilmelerin: Model 1-PEEK > Model 2-PEEK > Model 1-Titanyum > Model 1-Zirkonya > Model 1-Cr-Co > Model 2-Titanyum > Model 2-Zirkonya > Model 2-Cr-Co şeklinde sıralandıkları görülmektedir (Şekil 4.1-4.8).

Tablo 4.1. İmplant için maximum Von Mises gerilmesi (MPa)

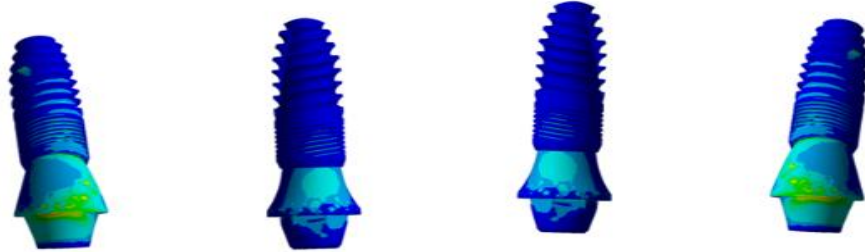
Alt yapı malzemesi	Model 1	Model 2
Krom-Kobalt	105,73	83,48
Zirkonya	107,56	85,35
Titanyum	108,54	89,47
PEEK	140,15	110,62



Şekil 4.1. Model 1-Cr-Co için implant çevresinde oluşan Von Mises stresleri



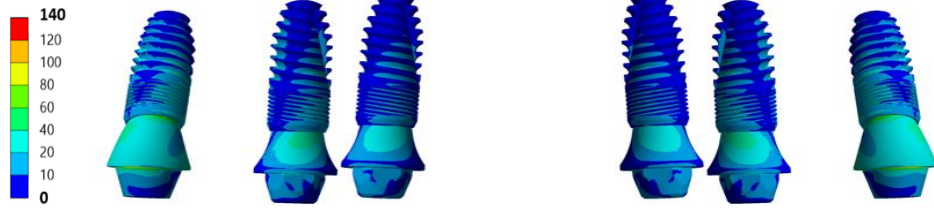
Şekil 4.2. Model 1-Zirkonya için implant çevresinde oluşan Von Mises stresleri



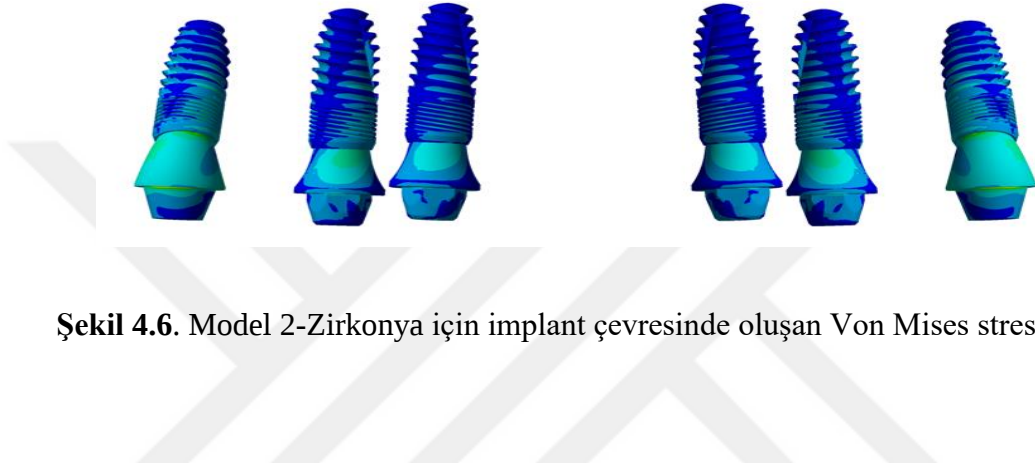
Şekil 4.3. Model 1-Titanyum alt yapı için implant çevresinde oluşan Von Mises stresleri



Şekil 4.4. Model 1-PEEK için implant çevresinde oluşan Von Mises stresleri



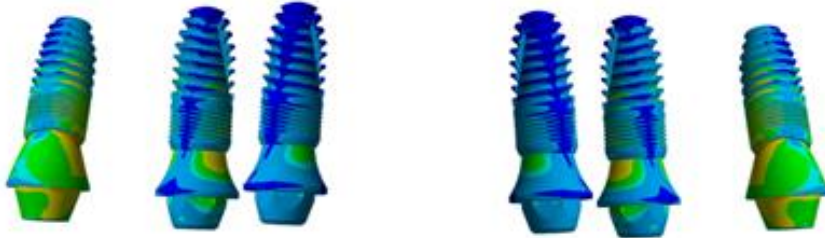
Şekil 4.5. Model 2-Cr-Co için implant çevresinde oluşan Von Mises stresleri



Şekil 4.6. Model 2-Zirkonya için implant çevresinde oluşan Von Mises stresleri



Şekil 4.7. Model 2-Titanyum için implant çevresinde oluşan Von Mises stresleri



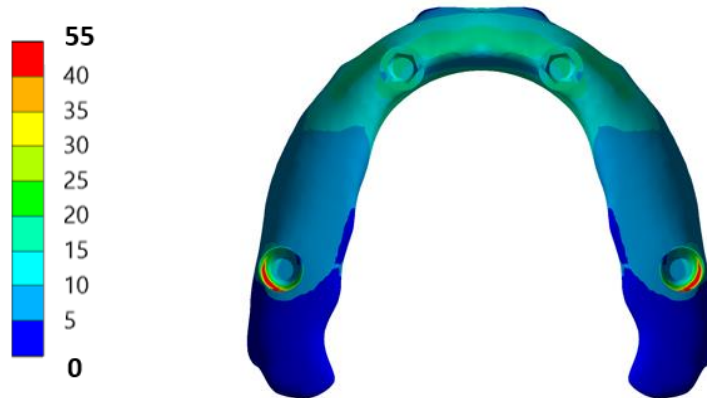
Şekil 4.8. Model 2-PEEK için implant çevresinde oluşan Von Mises stresleri

4.2. Protez Alt Yapısında Oluşan Maksimum Von Mises Değerleri

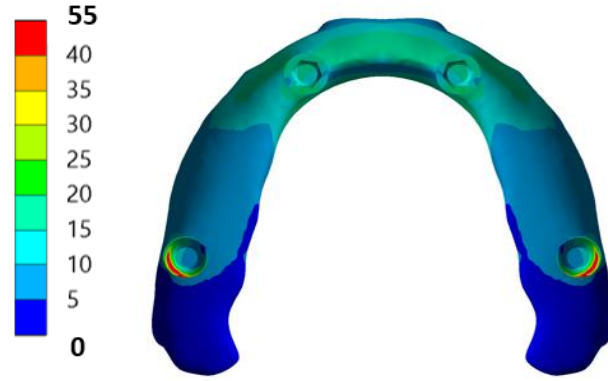
Alt yapıda oluşan stres değerleri incelendiğinde; en yüksek değerler Cr-Co alt yapıda, en düşük değerler ise PEEK alt yapıda görülmüştür. Model 1 için tüm alt yapı materyallerinde görülen Maksimum Von Mises değerlerinin Model 2'ye göre yüksek olduğu görülmüştür. Alt yapı materyallerinde oluşan Maksimum Von Mises değerlerinin sıralanması ise: Cr-Co > Zirkonya > Titanyum > PEEK şeklindedir Tablo (4.2). Şekil (4.9-4.16).

Tablo 4.2. Alt yapı için Maximum Von Mises gerilmesi (MPa)

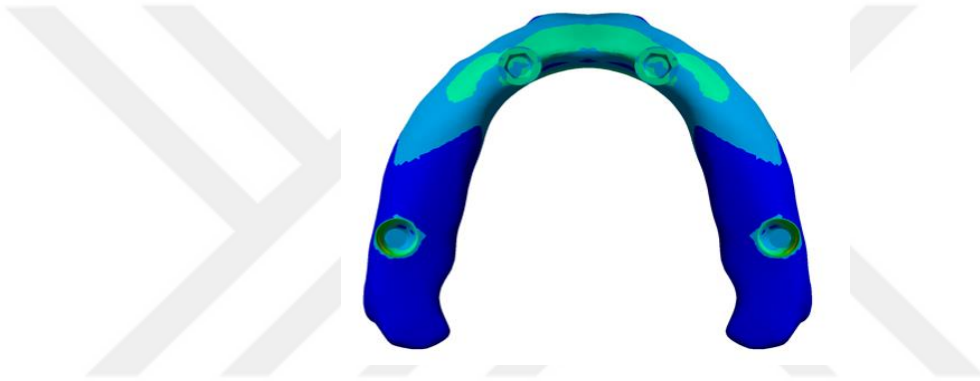
Alt yapı malzemesi	Model 1	Model 2
Krom-Kobalt	55	52
Zirkonya	46	41
Titanyum	38	35
PEEK	33,8	22



Şekil 4.9. Model 1-Cr-Co alt yapıda oluşan Maksimum Von Mises stresleri



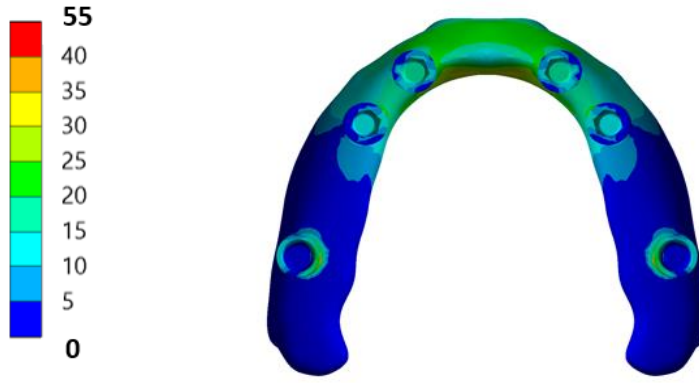
Şekil 4.10. Model 1-Zirkonya alt yapıda oluşan Maksimum Von Mises stresleri



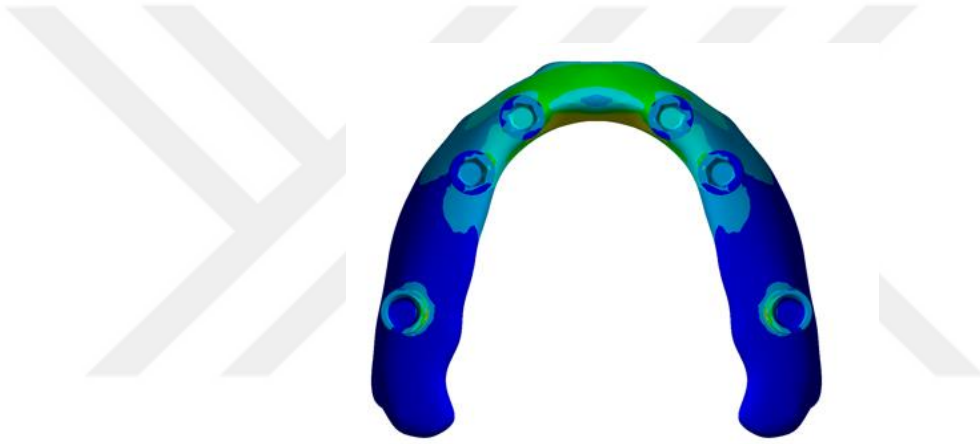
Şekil 4.11. Model 1-Titanyum alt yapıda oluşan Maksimum Von Mises stresleri



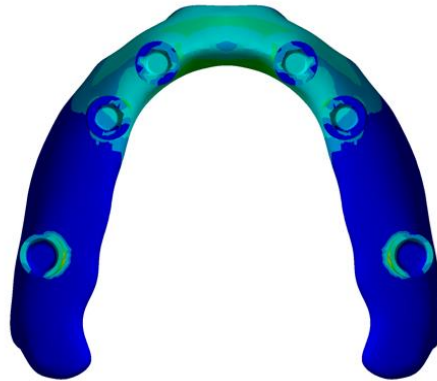
Şekil 4.12. Model 1-PEEK alt yapıda oluşan Maksimum Von Mises stresleri



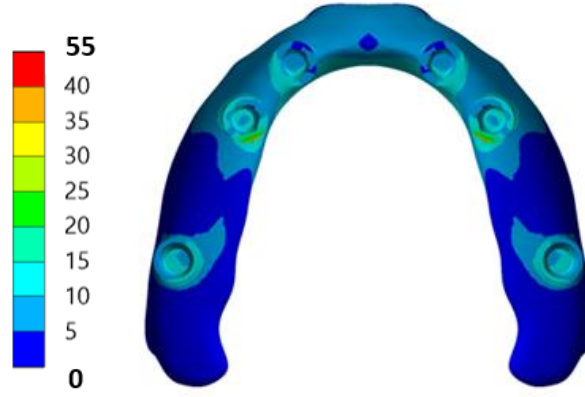
Şekil 4.13. Model-2 Cr-Co alt yapıda oluşan Maksimum Von Mises stresleri



Şekil 4.14. Model 2-Zirkonya alt yapıda oluşan Maksimum Von Mises stresleri



Şekil 4.15. Model 2-Titanyum alt yapıda oluşan Maksimum Von Mises stresleri



Şekil 4.16. Model 2-PEEK alt yapıda oluşan Maksimum Von Mises stresleri

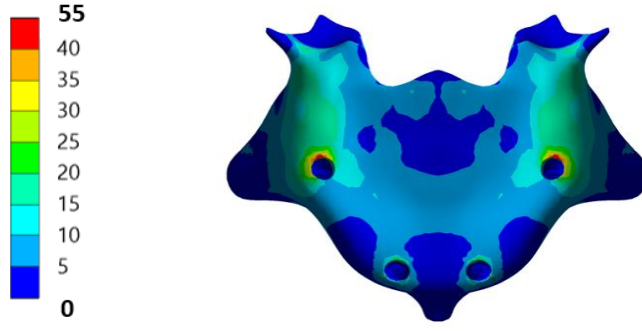
4.3. Maksiller Kemik İçin Maksimum Von Mises ve Principal Stres

Değerleri

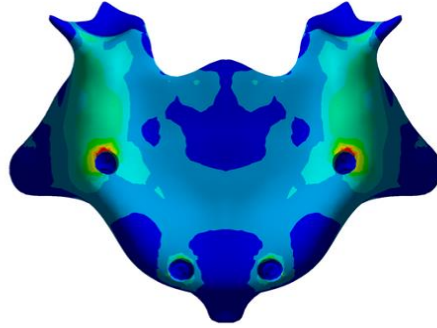
Maksiller kemik ve her iki implant konsepti için en yüksek maksimum Von Mises değerleri PEEK alt yapıda görülürken en düşük değerler Cr-Co alt yapıda görülmüştür. Görülen değerlerin sıralaması: Model 1-PEEK > Model 2-PEEK > Model 1-Titanyum > Model 1-Zirkonya > Model 1-Cr-Co > Model 2-Titanyum > Model 2 Zirkonya > Model 2 Cr-Co şeklindedir Tablo (4.3) Şekil (4.17-4.24).

Tablo 4.3. Maksiller Kemik için maximum Von Mises gerilmesi (MPa)

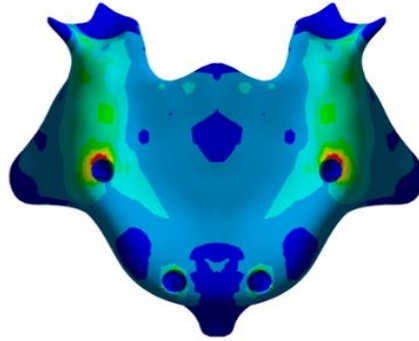
Alt yapı malzemesi	Model 1	Model 2
Krom-Kobalt	47,5	42
Zirkonya	48	43
Titanyum	49,5	45,6
PEEK	53	50



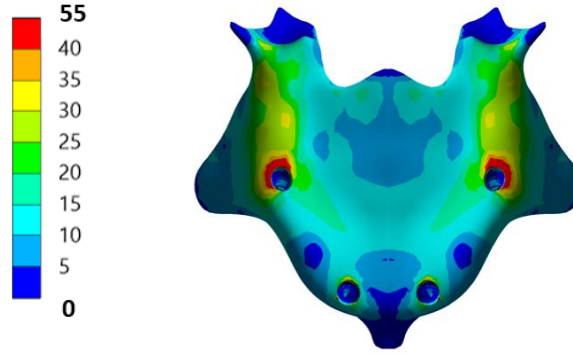
Şekil 4.17. Model 1 Cr-Co alt yapı kemikte görülen Maksimum Von Mises değerleri



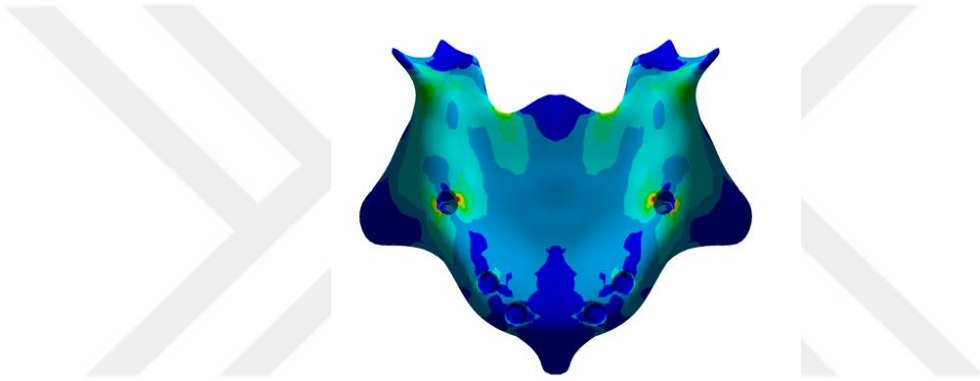
Şekil 4.18. Model 1-Zirkonya alt yapı kemikte görülen Maksimum Von Mises değerleri



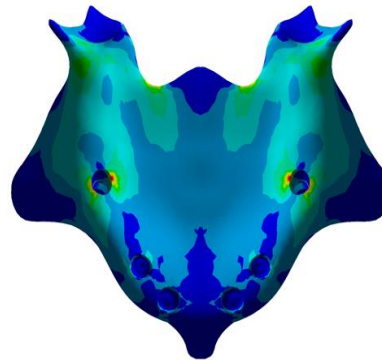
Şekil 4.19. Model 1-Titanyum alt yapı kemikte görülen Maksimum Von Mises değerleri



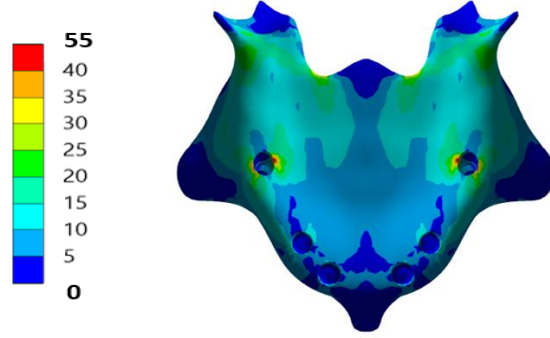
Şekil 4.20. Model 1-PEEK alt yapı kemikte görülen Maksimum Von Mises değerleri



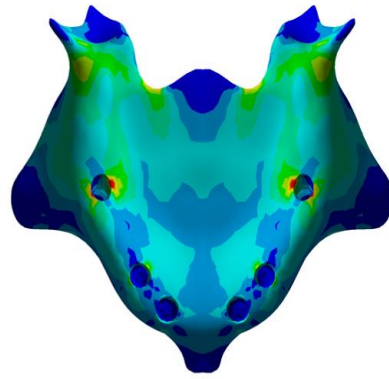
Şekil 4.21. Model 2- Cr-Co alt yapı kemikte görülen Maksimum Von Mises değerleri



Şekil 4.22. Model 2- Zirkonya alt yapı kemikte görülen Maksimum Von Mises değerleri



Şekil 4.23. Model 2-Titanyum alt yapı kemikte görülen Maksimum Von Mises değerleri

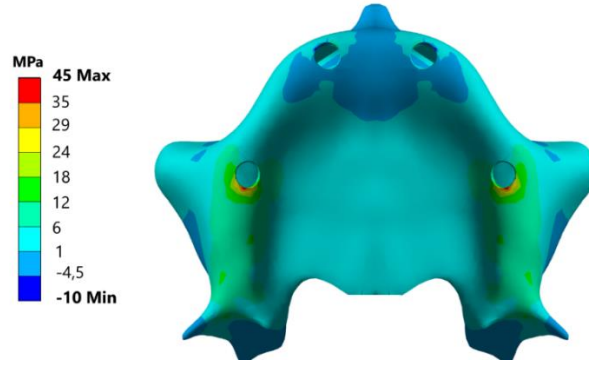


Şekil 4.24. Model 2- PEEK alt yapı kemikte görülen Maksimum Von Mises değerleri

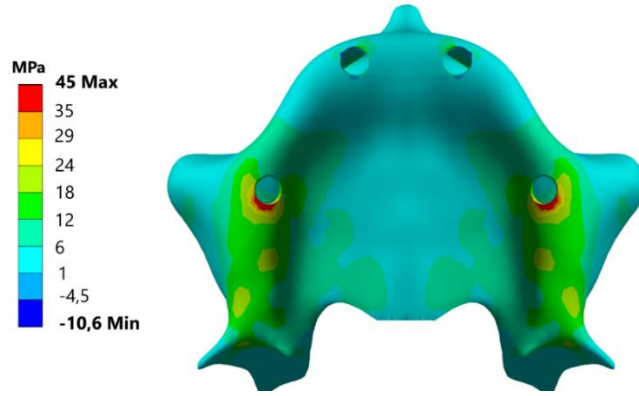
Principal stres değerlerinde ise CrCo <Zirkonya <Titanyum <PEEK olarak stres değerleri her iki implant konseptinde de, kortikal ve trabeküler kemikte aynı sıralamayı göstermiştir. Değerler aşağıda tablolar halinde ve görselleriyle verilmiştir (Tablo 4.4-4.5) Şekil (4.25-4.40).

Tablo 4.4. Kortikal kemik için principal stres değerleri (MPa)

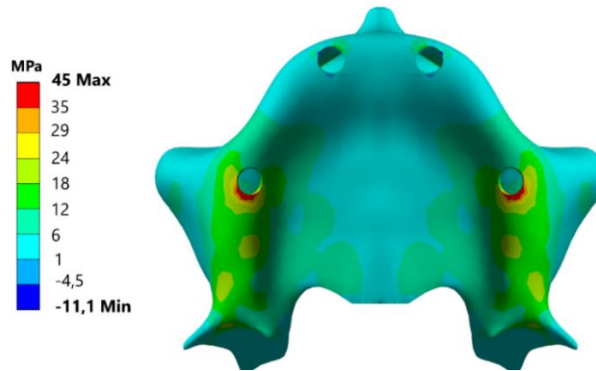
Alt yapı malzemesi	Model 1	Model 2
Krom-Kobalt	36,8	22,57
Zirkonya	37,63	23,01
Titanyum	38,79	24,63
PEEK	44,67	29,63



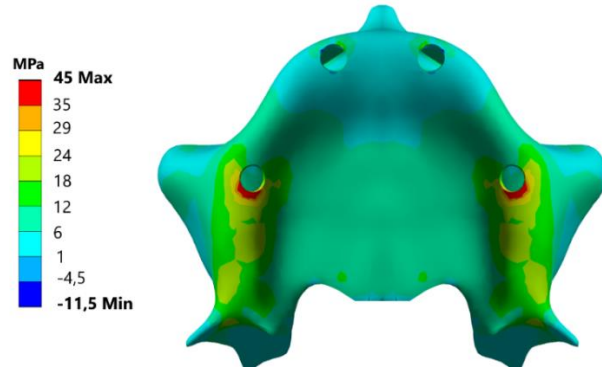
Şekil 4.25. Model 1- Cr-Co kortikal kemikte meydana getirdiği Principal stres değerleri



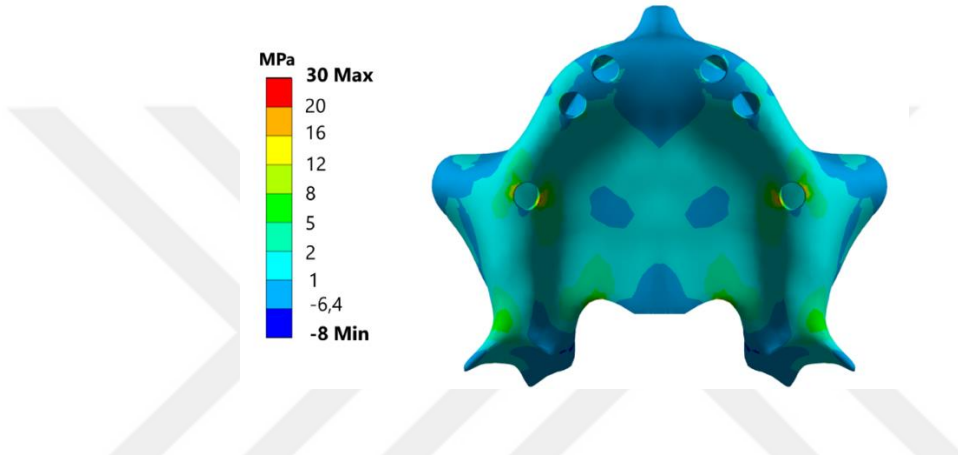
Şekil 4.26. Model 1-Zirkonya kortikal kemikte meydana getirdiği Principal stres değerleri



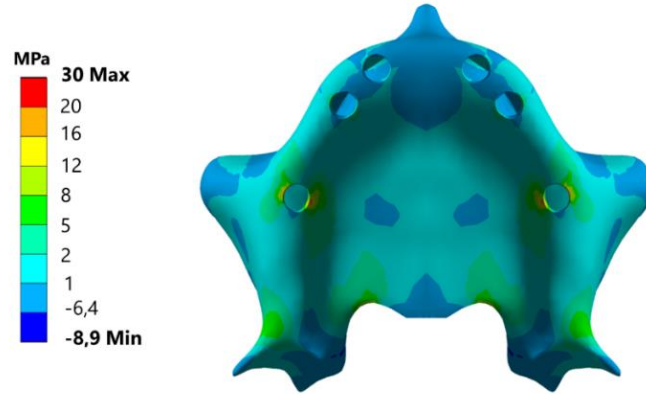
Şekil 4.27. Model 1-Titanyum kortikal kemikte meydana getirdiği Principal stres değerleri



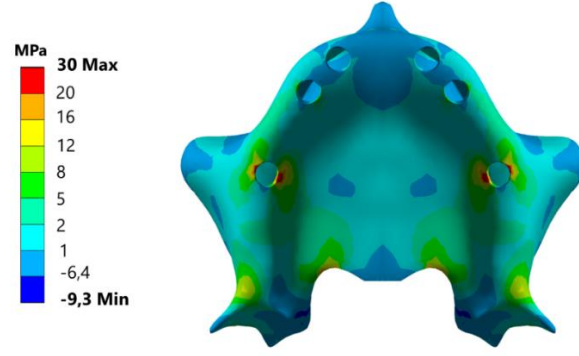
Şekil 4.28. Model 1-PEEK kortikal kemikte meydana getirdiği Principal stres değerleri



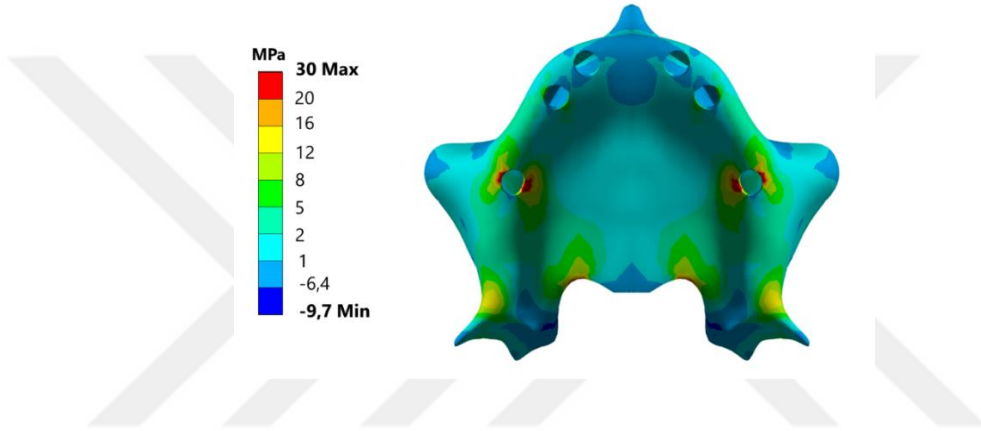
Şekil 4.29. Model 2- Cr-Co kortikal kemikte meydana getirdiği Principal stres değerleri



Şekil 4.30. Model 2-Zirkonya kortikal kemikte meydana getirdiği Principal stres değerleri



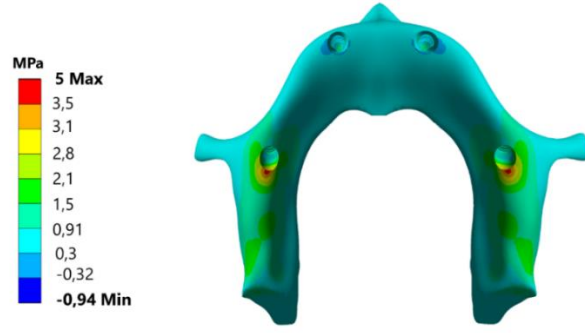
Şekil 4.31. Model 2-Titanyum kortikal kemikte meydana getirdiği Principal stres değerleri



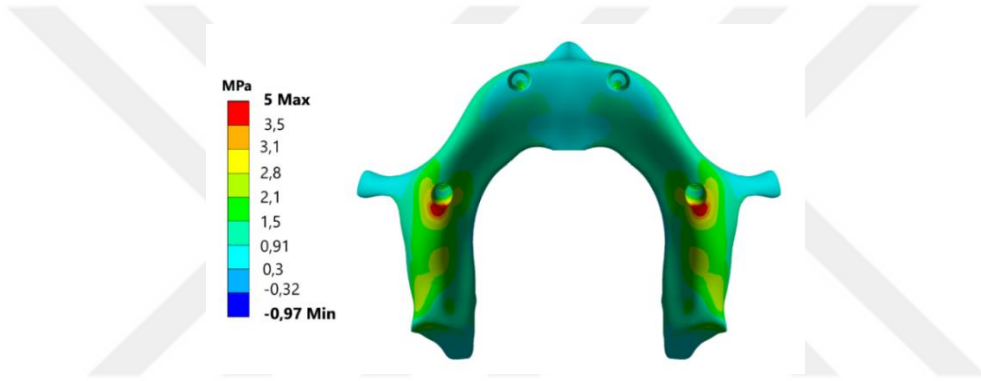
Şekil 4.32. Model 2-PEEK kortikal kemikte meydana getirdiği Principal stres değerleri

Tablo 4.5. Trabeküler kemik için Principal Stres değerleri (MPa)

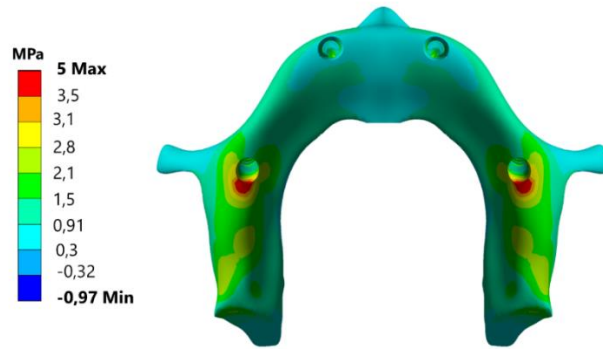
Alt yapı malzemesi	Model 1	Model 12
Krom-Kobalt	3,58	2,51
Zirkonya	3,62	2,67
Titanyum	3,83	2,78
PEEK	5,00	3,00



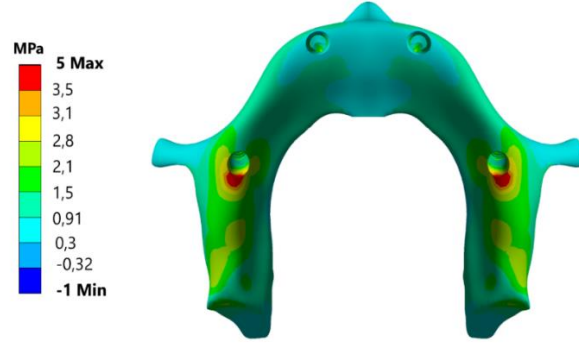
Şekil 4.33. Model 1- Cr-Co trabeküler kemikte meydana getirdiği Principal stres değerleri



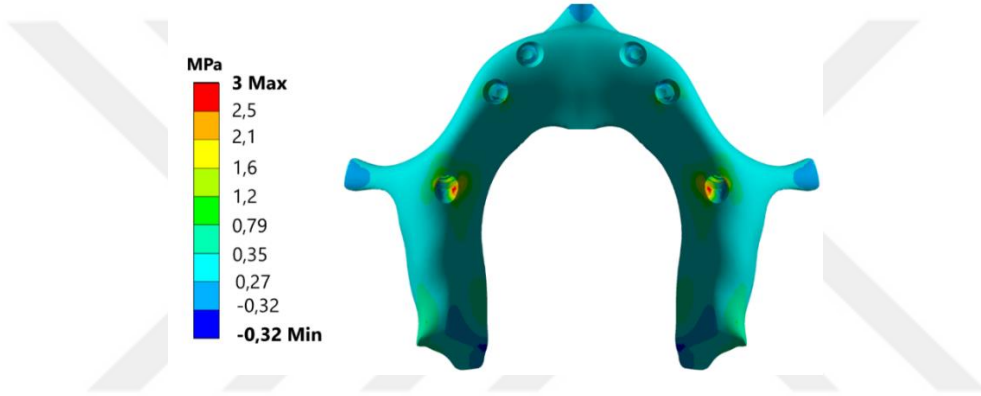
Şekil 4.34. Model 1-Zirkonya trabeküler kemikte meydana getirdiği Principal stres değerleri



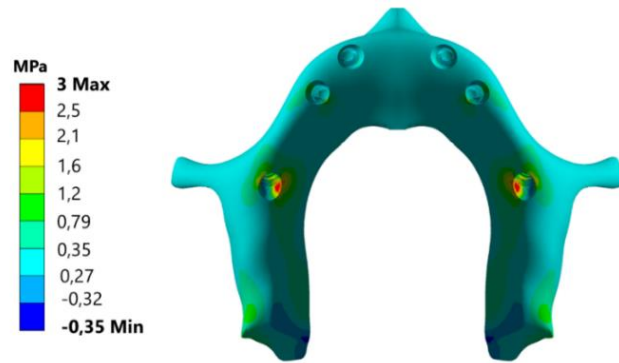
Şekil 4.35. Model 1-Titanyum trabeküler kemikte meydana getirdiği Principal stres değerleri



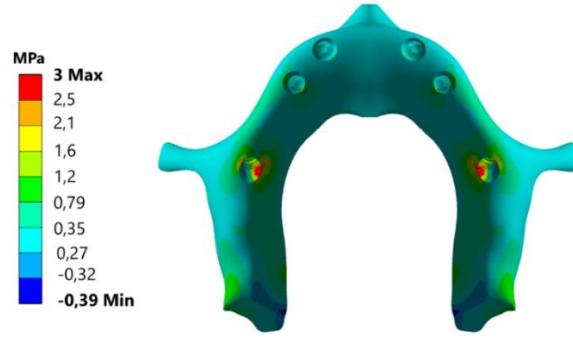
Şekil 4.36. Model 1-PEEK trabeküler meydana getirdiği Principal stres değerleri



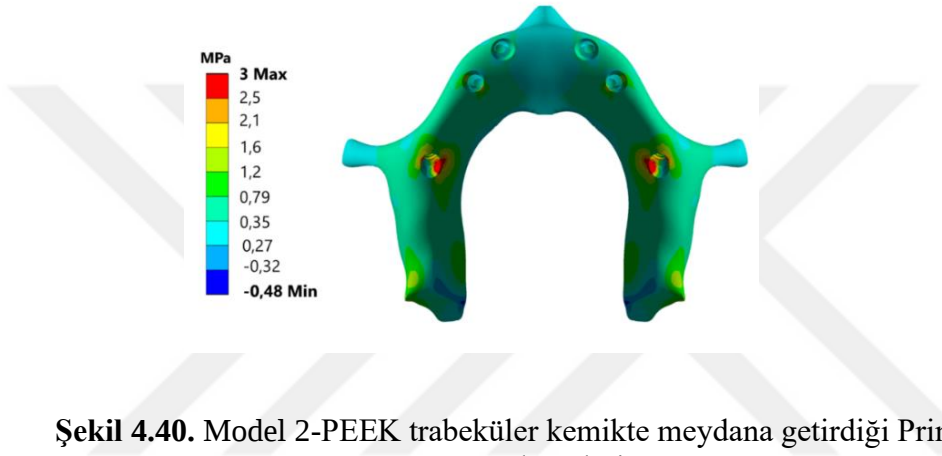
Şekil 4.37. Model 2- Cr-Co trabeküler kemikte meydana getirdiği Principal stres değerleri



Şekil 4.38. Model 2-Zirkonya trabeküler kemikte meydana getirdiği Principal stres değerleri



Şekil 4.39. Model 2-Titanyum trabeküler kemikte meydana getirdiği Principal stres değerleri



Şekil 4.40. Model 2-PEEK trabeküler kemikte meydana getirdiği Principal stres değerleri

5. TARTIŞMA

Bu tez çalışmasında atrofik çeneye sahip erkek hasta tomografisinden elde edilen maksiller çene modeli üzerine sanal ortamda iki farklı cerrahi implant konsepti yapılmıştır. Her iki model üzerine de multiunit destekli sabit bölümlü protez tasarımı yerleştirilmiştir. Her iki tasarımda da alt yapı materyali olarak Cr-Co, Zr, Titanyum ve PEEK kullanılmıştır. Bu şekilde sekiz farklı çalışma modeli elde edilmiştir. Her iki modelde de aynı noktalardan, aynı açılarda, aynı büyüklükte kuvvetler uygulanarak kemik, implant ve protez materyalinde oluşan stres alanları SESA yöntemiyle saptanmıştır. Uygulanan kuvvetler sonucunda; kemik dokusu ve implant için en yüksek Von Mises değerleri PEEK alt yapı materyalinde gözlemlendi. Alt yapı materyalinin kendi içerisinde oluşan stres değerlerine bakıldığında ise en yüksek Von Mises değeri Cr-Co alt yapı materyalinde gözlemlendi. Yine aynı şekilde “All on 4” ve “All on 6” konseptleri karşılaştırıldığında implant sayısındaki artışın hangi alt yapı materyali kullanılırsa kullanılsın kemik, implant ve alt yapı materyalinde oluşan Von Mises gerilmelerini azalttığı gözlemlendi. Bu sonuçlardan yola çıkarak; bu çalışmanın H0 hipotezi, “All on 4” ve “All on 6” cerrahi konseptli maksiller sabit implant üstü protezlerde alt yapı materyalinin ve implant sayısının değişiminin kemik implant ve alt yapı materyali üstünde oluşan stres miktarını değiştirmeyeceği reddedildi.

Dental implantlar, kısmi veya total dişsizliğin tedavisinde uzun süredir başarılı bir şekilde kullanılmaktadırlar. Ağız içinde başarısızlığın en sık yaşandığı bölgeler atrofik maksilla ve özellikle maksilla posterior bölgelerdir. Posterior maksillada implant cerrahisindeki başarısızlıklar ve zorluklar; sınırlı görüş alanı, azalmış çeneler arası mesafe ve çekim sonrası kemik rezorpsiyonuna bağlı sinüs pnömatizasyonudur. Bu bölgelerde yaşanan kontraendikasyonların ve cerrahi komplikasyonların önüne geçebilmek için birçok cerrahi teknik geliştirilmiştir.⁹⁵ Bunların başında Malo ve ark.⁵ çalışmaları

sırasında geliştirdikleri cerrahi konsept olan “All on 4” gelmektedir. Malo ve ark.⁹⁶ farklı markadaki ve tipteki implantlar ile çalıştıkları maksiller “All on 4” protezlerin 5 yıllık takiplerini yaptıkları çalışmalarında implant sağ kalım oranının %93, protez sağ kalım oranının ise %100 olduğunu bildirmişlerdir. Chan ve Nudell⁹² çalışmalarında maksiller bölgeye yapılan “All on 4” cerrahi tedavilerinde 13 yıllık takip sonrası implant başarı oranının %93-%100 arası olduğunu tespit etmişlerdir.

Hassan ve Emarah’ın⁹⁷ yapmış oldukları çalışmada dişsiz maksilla rehabilitasyonu için “All on 4” ve “All on 6” implant konseptlerinin klinik ve radyolojik sonuçlarını değerlendirmişler ve “All on 4” konsepti ile yapılan implantların başarı oranını %85, “All on 6” konsepti ile yapılan implantların ise başarı oranını %100 olarak saptamışlardır. Aynı şekilde Zhang Y. ve ark.⁹⁸ 4 veya 6 implant destekli tam ark sabit protezlerin başarısının 3-13 yıl boyunca takip ettikleri retrospektif çalışmalarının sonucunda her iki cerrahi konseptinin de %95 başarı oranına sahip olduğunu ve geriye kalan %5’lik başarısızlığın protetik ve cerrahi komplikasyonlardan kaynaklı olduğunu belirtmişlerdir.

İmplant üstü sabit protezlerin tasarım şekilleri ve kullanılan malzemeler kemik ve implant üzerine gelecek stresin yoğunluğunu etkileyebilmektedir. Kumari ve ark.⁹⁹ atrofik bir maksillada “All on 4” implant tasarımı protezde implant eğimlerinin ve kantilever uzunluğundaki değişimin implantlar üzerindeki stres oluşum etkilerine bakmışlar ve distal implant eğimindeki artışın kemik implant bağlantısında oluşan stresi azalttığı ve kantilever uzunluğunun kemik miktarıyla doğru orantılı olarak 16 mm’e kadar olabileceği saptanmıştır.

Saber ve ark.¹⁰⁰ maksiller sinüsün anterioruna gelecek şekilde uyguladıkları implantların distal açılanmalarının değiştirerek farklı sanal modeller oluşturdukları

alışmalarında süngerimsi ve kortikal kemikte oluşan Maksimum Von Mises stres değerlerini değerlendirmişlerdir. Bu çalışmanın sonucunda elde edilen verilere göre posterior implantlarda eğimin artırılması, kantilever uzunluğunun azalmasına ve hem süngerimsi hem de kortikal kemikte maksimum stresin düşmesine neden olmuştur. Kantilever uzunluğundaki kısılmanın daha az sayıda implantla bile stresi azaltabilen baskın bir faktör olduğunu vurgulamışlardır. AO Malhotra ve ark.¹⁰¹ “All on 4” protezlerdeki eğimli implantlara yük aktarımı yaptıkları çalışmalarında 4 ve 12 mm kantilever uzunluklarını karşılaştırmışlar ve 12 mm uzunluğun kortikal kemikte anlamlı bir stres artışına neden olduğunu bildirmişlerdir. Mevcut tez çalışmasında bu bilgilerin ışığında sonuçların anlamlı çıkması ve çalışmanın standardizasyonu için her iki implat dizaynından destek alan sabit protezlerde kantilever uzunluğunu eşit ve 10 mm olarak tasarlanmıştır.

Li ve ark.¹⁰² “All on 4” konseptine göre uygulanan distal implantların uzunluğunun ve distal eğim açısının (0°, 30° ve 45°) implantlarda oluşturduğu Von Mises gerilmelerini SESA analizi ile incelemişlerdir. En yüksek gerilimin açısız ve kısa implantlar üzerinde olduğunu, açı ve uzunluk arttıkça gruplar arası değişkenlerde azalmalar görüldüğü belirtilmiştir. Bu çalışmanın sonuçlarında distal implant eğimindeki ve uzunluğundaki artışın kemik implant bağlantısındaki stresin azaltılmasına katkısının yüksek olduğu vurgulanmıştır. Yapılan başka bir çalışmada, 0°, 15° ve 30° eğimle yerleştiren implantların gerilim stresleri arasında fark bulunmazken, 45° eğimle yerleştiren implantların etrafındaki gerilim stresleri daha yüksek olduğu belirtilmiştir.¹⁰³ Açılar dışında uygulanan implant boyları ile ilgili yapılan çalışmalar, 10 mm altındaki implant boylarının kısa implant olarak değerlendiği görülmüştür.¹⁰⁴⁻¹⁰⁶ Bu tez çalışmasında da kullanılacak alt yapı materyallerinin kemik üzerinde oluşturdukları stres miktarı arasındaki farkın anlamlı olması ve çıkan değerlerin klinik işleyişteki zor

durumları daha iyi yansıtabilmesi için her iki modelde de implantların boyu 10 mm ve distal implant açılanmalarının 30° olması tercih edilmiştir. Mevcut çalışmada tasarlanan modellerde cerrahi konsepte uygun olarak distal implantlar açılı diğer implantlar ise aksiyel olarak konumlandırılmıştır.

Dental implantların uzun vadeli başarısı sadece klinik değil biyomekanik faktörlere de bağlıdır. Fonksiyonlarla beraber oluşan gerilmelere bağlı stres değerleri kemiğin taşıma kapasitesini aştığında, kemikte rezorpsiyon gerçekleşir ve implantlarda kayıplar görülebilir.⁸⁹

Klinik olarak dental implantlara uygulanan kuvvetlerin büyüklüklerini, yönlerini ve bunlara bağlı olarak oluşan stresleri incelemek oldukça zordur. Bu yüzden dental implantlara, çevresindeki kemiğe ve protetik parçalara aktarılan yüklerin ve stres dağılımlarının analizinde genellikle SESA tercih edilmektedir.^{107,108} SESA yöntemiyle sonuçlar dijital olarak elde edilebilmekte ve bir standardizasyon sağlanabilmektedir.^{109, 110} SESA sadece sonuç istenen faktörleri değiştirerek ve tüm diğer faktörleri sabit tutarak analizlerin yapılmasına imkân sağlamaktadır. Bu avantajlar nedeniyle bu tez çalışmasında istenilen kuvvet analizleri SESA ile gerçekleştirilmiştir.¹¹¹

SESA yönteminde incelenecek oluşumlar, eleman adı verilen geometrik yapılara bölünür ve bu yapılar birbirlerine düğüm noktalarından (node) bağlanır. Stres karşısında düğüm noktalarında meydana gelen stres değişim miktarı analizi belirlediğinden ve eleman sayısı fazla olması kuvvet dağılımı üzerinde olumlu etkilidir. Yapıyı oluşturan materyallerin elastisite modülü ve poisson oranı değerleri işlenerek yapıların, doğal tepkimelerine benzer koşullar sağlanmaya çalışılır. En iyi sonuçları elde etmek için kullanılan yapıların doğala en yakın şekilde modellenmesi gerekmektedir. Yapılan çalışmalarda doğru sonuçların elde edilebilmesi düğüm sayısının 200.000 eleman

sayısının ise 30.000 olması gerektiği vurgulanmıştır.^{112,113} Bu tez çalışmasında “All on 4” konsept için eleman sayısı 576.252 düğüm sayısı 903.786 , “All on 6” konsept için eleman sayısı 739.258 düğüm sayısı 1.154.351 şeklinde belirlenmiştir.

Maksimum ısırma kuvvetleri kişinin cinsiyeti, yaşı, parafonksiyonel alışkanlıkları, dişsizliği ya da arkin farklı bölgeleri gibi faktörlerden etkilenmektedir.¹¹⁴⁻¹¹⁶ SESA ile implantlardaki ve implantları çevreleyen kemik dokudaki kuvvet analizinin yapıldığı çalışmalarda kullanılan ısırma kuvvetinin büyüklüğü ve yönü hakkında belirli bir konsensüs oluşmadığı görülmektedir. Demenko ve ark.¹¹⁷ alt çene molar dişe oklüzal düzleme yaklaşık 75°'lik açı ile 118,2 N çiğneme kuvveti, Naini ve ark.¹¹⁸ “All on 4” tekniğine göre oluşturulmuş modelde birinci molar bölgesine üç farklı yönde ve 100 N olmak üzere toplam 300 N çiğneme kuvveti, Doğan ve ark.¹¹⁹ “All on 4” tekniğinde, premolarların ve birinci moların bukkal tüberküllerine oklüzal plandan linguale doğru 75°'lik açı ile 100 N, toplam 300 N çiğneme kuvveti, Bhering ve ark.¹²⁰ “All on 4 “ve “All on 6” tekniğinde tasarladıkları çalışmalarında tek taraflı 150 N çiğneme kuvveti uyguladıkları görülmektedir. Bu tez çalışmasında da önceki çalışmalara benzer olarak ön bölgede dikey yönde 100 N ve tek yönlü olarak, arka bölgede ise 3-4-5 numaralı dişlerin bukkal tüberküllerine 30° açı ile palatino-bukkal yönde 150 N, 6-7 numaralı dişlerin bukkal tüberküllerine 30° açı ile palatino-bukkal yönde 200 N kuvvetler uygulanmıştır.

Yapılan literatür taramasında benzer protezlerde grup fonksiyon ve kanin koruyuculu oklüzyon tiplerinin kullanıldığı ve bu oklüzyon tiplerinin “All on 4” ve “All on 6” protezler için en uygun oklüzyon tipleri olduğu saptanıldığından dişler üzerine uygulanılacak kuvvet noktalarına ve açılarına grup fonksiyon ve kanin koruyuculu oklüzyona dahil olan üst çene dişlerin temas noktalarına göre karar verilmiştir.¹²¹

Literatürde benzer sonlu elemanlar çalışmalarında aksiyel kuvvetlere göre oblik kuvvetler protez, implant ve kemik yüzeyinde daha çok stres oluşmasına neden olmuştur. Bu sebeple daha gerçekçi sonuçlar elde edebilmek için mevcut çalışmada okluzal noktalara kuvvetler açılı olarak iletilmiştir. Kesici dişler bölgesine ise aksiyel kuvvetler uygulanmıştır.¹²¹⁻¹²²

İmplant üstü protez materyali olarak günümüzde farklı fiziksel ve kimyasal özelliklere sahip çeşitli materyaller olarak kullanılmaktadır. Cr-Co gücü, dayanıklılığı, biyouyumluluğu, korozyon direnci ve seramiklere bağlanma gücü nedeniyle geçmişte diş hekimliğinde en çok kullanılan alaşımlardan biri olmuştur. Döküm tekniklerindeki en büyük dezavantajlardan biri, biriken distorsiyon ve porozitenin etkisi ve bitirme işlemini zorlaştıran yüksek işçilik maliyetleri ve yapısal sertliktir. Cr-Co, alt yapının porselene bağlanma gücü nedeniyle sabit diş protezlerinde başarıyla kullanılmıştır. Günümüzde halen altın standart olarak kabul edilmektedir.¹²³⁻¹²⁵

Lüthy ve ark.¹²⁶ 2005 yılında yayınladıkları çalışmalarında diş hekimlerinin uyguladıkları sabit restorasyonların %80'inde metal destekli restorasyonları tercih ettiklerini bildirmişlerdir. Metal seramik restorasyonların 10 yıllık klinik takibi sonrasında başarı oranı %94 olarak bildirilmiştir. İmplant diş hekimliğinde Cr-Co altyapılar üzerine 5 yıllık takip ile gerçekleştirilen çalışmada¹²⁷ başarı oranının %98,6 olduğu görülmüştür. Baz metal alaşımlarının doğal diş destekli protezlerde olduğu gibi implant destekli protezlerde de alt yapı materyali olarak başarı oranının yüksekliği gözlenmiştir.

Diş eti ve dişin doğala yakın estetik beklentisinin Cr-Co materyali ile sağlanamadığı durumlarda alternatif olarak zirkonya materyali ile daha başarılı sonuçlar elde edilir. Fakat materyal baz metallere göre daha kırılgan yapıya sahiptir. Zirkonya ile

desteklenen 2039 adet tam ark sabit implant destekli protezin 5 yıllık takibinin yapıldığı bir çalışmaya göre kümülatif sağ kalım oranının %99,3 olduğunu belirtilmiştir.¹²⁸ Zirkonya üzerine porselen ile kaplama yapılırken kırılma veya ufalanma insidansını en aza indirmek için ekstra önlem alınması gerektiği bildirilmiştir.¹²⁹

Titanyum implant üstü protezlerin alt yapısını oluşturmak için günümüzde sıklıkla yüksek eğilme mukavemeti ve üretim kolaylığı nedeniyle tercih edilmektedir. Dayanıklılık, korozyon direnci ve biyouyumluluk titanyuma önemini veren çekici özelliklerdir. Bununla birlikte, porselenin doğrudan alt yapıya uygulanması istendiğinde, aşırı oksit tabakasını kontrol etme yeteneği nedeniyle Cr-Co alt yapıların titanyuma göre daha elverişli olduğu savunulmaktadır.¹³⁰ Bu çalışmada alt yapı materyali ve porselen ayrılmaz olarak kabul edildiği için bu durum sonuçları etkilememektedir.

Yüksek performanslı termoplastik polimer bir malzeme olan poliarileterketon (Pekkton) gibi implant iskeletlerinin yapımında yeni malzemeler ortaya çıkmaktadır¹³¹ Malo ve ark.¹³² “All on 4” konseptiyle dişsiz hastalara uyguladıkları implantların üst yapılarını, PEEK-akrilik rezin hibrit protezlerle restore ederek bir yıllık takip sonuçlarını değerlendirdikleri çalışmalarında PEEK-akrilik rezin hibrit protezlerin başarı oranlarının %98 olduğunu, herhangi bir implant kaybı yaşanmadığını ve ortalama 0,37 mm kemik kaybı görüldüğünü belirtmişlerdir. Bu yüksek başarı oranına rağmen mevcut tez çalışmasında PEEK materyalinin diğer materyallere göre (Cr-Co,Ti,Zr) kemikte daha yüksek stres değerlerine yol açtığı görülmüştür. Buna rağmen elde edilen tüm stres değerlerin materyallerin fiziksel dayanım sınırları içinde olduğu ve kemiğe ilettikleri kuvvetlerinde kemiğin biyolojik sınırları içinde kaldığı görülmektedir.

Kelkar ve ark.¹³³ alt çenede implant destekli alt yapı malzemelerinin (titanyum, zirkonya, PEEK) stres dağılımlarını karşılaştırdıkları çalışmalarında, peri-implant kemik

bölgesinde Principal, von Mises stresi ve boyutsal yer değiştirme miktarları değerlendirilmiştir. Zirkonya alt yapı aksiyel ve oblik yüklemde en düşük stres/gerinim değerlerini göstermiştir. Maksimum gerinim değerleri PEEK alt yapı malzemesinde görülmüştür. Zirkonya altyapı tüm modellerde en az yer değiştirme göstermiştir. Benzer şekilde bu tez çalışmada da bu üç materyal arasında en az stres değerleri zirkonyada en yüksek stres değeri ise PEEK’te olduğu gözlemlenmiştir.

Topcu Ersöz ve Mumcu¹³⁴ çalışmasında dişsiz maksillada implantlar dört ila altı implant modalitesinden oluşan bir konfigürasyonda konumlandırılmıştır. Protez yapısını üretmek için CoCr, Ti, zirkonya ve PEEK malzemeleri kullanılmıştır. SESA kullanılarak, birinci molar diş 200 N eksenel ve 45° eğik kuvvete maruz bırakılmıştır. Stresler kemik, implantlar, dayanak vidası, dayanak ve protez vidası üzerinde ölçülmüştür. Kemikteki maksimum ve minimum ana stresler CoCr< Zirkonya< Ti <PEEK olarak belirlenmiştir. İmplant, implant vidası, dayanak ve protez vidaları üzerindeki Von Mises stresleri CoCr < Zirkonya< Ti< PEEK olarak belirlenmiştir. Benzer şekilde bu tez çalışmasında bulunan sonuçlar önceki çalışmaya paralel şekilde bulunmuştur. Materyaller arasındaki stres değerleri sıralaması değişmeksizin implant sayısındaki artışın stres miktarını azalttığı gözlenilmiştir. Bu çalışmadan farklı olarak mevcut tez çalışmasında bir üst çene tomografisinden elde edilen model kullanılmış ve kemik değerlendirilmesi kortikal ve süngerimsi olarak ayrı ayrı ve iki farklı (Principal ve Von Mises) stres değerleri ele alınmıştır. Bu durumda sonuçların klinik gerçekliğe daha yakın olacağı düşünülmüştür.

Ahmadi ve ark.¹³⁵ maksiller çene ve “All on 4” implant dizaynı üzerine PEEK , Titanyum ve Cr-Co materyallerinden oluşan sabit protezler yükleyerek, her bir modele ayrı ayrı 500 N’luk kuvvetler uygulamışlardır. Yüksek performanslı polimerler içeren alt yapı materyalinin diğer materyallere oranla kemik yüzeyinde çok daha fazla stres oluşturduğu sonuç olarak görülmüştür. Bu çalışmada kemik- implant bağlantısı implantın

tam olarak osteointegre olduğu hali ve immediat yükleme yapılan hali olarak iki farklı şekilde simülte edilmiştir. Modelin münferit bileşenlerinin yapıştırılmış yüzeyleri arasında kayma veya ayrılmaya izin verilmemiştir. İmmediat yükleme, kemikte lokalize yüksek streslere neden olmuştur. Tasarladıkları protez doku destekli olduğu için çalışmaya mukoza kalınlığını da dahil etmişlerdir.^{135,136} Mevcut tez çalışmasında ise kullanılan protez tamamen implant destekli olarak tasarlanmıştır ve mukoza kalınlığı çalışmaya dahil edilmemiştir. İmplantlar tam olarak osteointegre bir şekilde kemiğe yerleştirilmiştir.

Diş hekimliğinde implant ve implant üstü protezlerle ilgili yapılan birçok SESA çalışması literatürde bulunmaktadır. Ancak yapılan çalışmaların çoğunun alt çenede yapıldığı görülmüştür. Üst çenenin komşu olduğu yapılar ve kendisini oluşturan dokuların komplike yapısından kaynaklı olarak alt çene modelinin tercih edildiği düşünülmektedir. Üst çene ile yapılan çalışmalarda ise üst çenenin tasarlanması için görüntüleme yöntemleri yerine bilgisayar ortamında model tasarımı yapıldığı görülmektedir.^{119,137} Bu tez çalışmasında ise diğer çalışmalardan farklı olarak doğala daha yakın sonuçlar elde edilebileceği düşüncesi ile “All on 4” endikasyonu olan bir hastanın tomografi görüntüsünü kullanılmıştır.

Bu çalışmanın limitasyonları;

Çalışmalarda incelenecek yapıları doğal ortamda olduğu şekilde tam olarak modellemek bilgisayar ortamında mümkün olmamaktadır. Bu nedenle elde edilen sonuçların klinik olarak kabul edilebilir olması için, destek dokularda oluşabilecek etkilerini inceleyen uzun dönem klinik takiplerle desteklenmesi gerekir.

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Farklı cerrahi konseptler ve farklı alt yapı materyalleri ile hazırlanan implant üstü protezlerin maruz kaldıkları kuvvetler sonucu oluşan stresin incelenmesi amaçlanarak gerçekleştirilen bu çalışmada:

1-Kuvvetler altında, farklı alt yapı materyallerinin implant üstü protezlerde, çene kemiğinde ve implant yüzeyinde farklı stres değerlerine yol açtıkları ve buna rağmen oluşan tüm stres değerlerinin biyolojik sınırlar içinde olduğu,

2-Tüm alt yapı seçeneklerinde “All on 4” cerrahi konseptinde, “All on 6” cerrahi konseptine göre kemik, implant ve alt yapıda daha çok stres oluştuğu,

3- Her iki cerrahi konsepti ve tüm alt yapı materyallerinde kemik yüzeyinde en fazla stresin distal implant çevresinde oluştuğu,

4-Kullanılan alt yapı materyalinin elastisite modülü azaldıkça kemikte oluşan stres değerlerinin arttığı,

5- PEEK materyalinde diğer kullanılan alt yapı materyallerine göre implant ve implant çevresi kemikte oluşan stres değerlerinin daha yüksek olduğu,

6-Cr-Co, Ti, Zr alt yapı materyalleri kullanıldığında birbirine benzer daha düşük streslerin kemik ve implant yüzeyinde oluştuğu ve en az stresin tüm modellerde Cr-Co alt yapı materyalinde gözlemlendiği,

7- Aşırı rezorbe maksilla da yapılan sabit implant üstü protez seçeneklerinde alt yapı materyali olarak daha az stres iletme özelliği olan Cr-Co, Zr, Ti alt yapı materyallerinin tercih edilmesi uygun olacağı sonuçlarına varılmıştır.

KAYNAKLAR

1. Duymuş ZY, Güngör H. Dental implant materyalleri. J Dent Fac Ataturk Univ, 2013; 23: 145-152.
2. Corrêa CB, Margonar R, Noritomi PY ve ark. Mechanical behavior of dental implants in different positions in the rehabilitation of the anterior maxilla. J Prosthet Dent, 2014; 111: 301-309.
3. Le B, Borzabadi-Farahani A, Pluemsakunthai W. Is buccolingual angulation of maxillary anterior implants associated with the crestal labial soft tissue thickness? Int J Oral Surg, 2014; 43: 874-878.
4. Cavalcanti MC, Guirado TE, Sapata VM ve ark. Maxillary sinus floor pneumatization and alveolar ridge resorption after tooth loss: a cross-sectional study. Braz Oral Res, 2018; 32.
5. Maló P, Rangert B, Nobre M. “All-on-Four” immediate-function concept with Brånemark System® implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. Clin Implant Dent Relat Res, 2003; 5: 2-9.
6. Anitua E, Larrazabal Saez de Ibarra N, Saracho Rotaache L. Implant-supported prostheses in the edentulous mandible: biomechanical analysis of different implant configurations via finite element analysis. Dent J (Basel), 2022; 11.
7. 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.
8. Oshida Y, Tuna EB, Aktören O ve ark. Dental implant systems. Int J Mol Sci, 2010; 11: 1580-1678.
9. Zhehulovych ZY, Fesenko II, Al-Makhamid NS. Linkowsblade-vent implants continue to work after twenty-nine years: case report. J Diagn Treat Oral Maxillofac, 2018; 3: 118-121.
10. Jokstada A, Braegger U, Brunskic JB ve ark. Quality of dental implants. Int J Prosthodont, 2004; 17.
11. Asbjorn J, Jon O, Tore R. Quality of dental implant. Int J Prosthodont, 2004; 17: 607-641.
12. Hürmüzlü MK, Mollaoğlu N. Dental implant çeşitleri ve biyomateryaller. ADO Klinik Bilimler Derg, 2023; 12: 142-149.
13. Stellingsma C, Vissink A, Meijer H, Kuiper C ve ark. Implantology and the severely resorbed edentulous mandible. Crit Rev Oral Biol Med, 2004; 15: 240-248.

14. Misch CE, Perel ML, Wang HL ve ark. Implant success, survival, and failure: the International Congress of Oral Implantologists (ICOI) Pisa Consensus Conference. *Implant Dent*, 2000; 17: 5-15.
15. Graber T. *Color Atlas of Dental Medicine: Implantology*. Am J Orthod Dentofacial Ortho, 1998; 114: A1.
16. Ratner BD. *Biomaterials Science: An Introduction to Materials in Medicine*. 1st ed. San Diego, Academic Press: 2004. 1-724.
17. Shenoy A, Shenoy N. Dental ceramics: An update. *Journal Of Conservative Dentistry: JCD*, 2010; 13: 195.
18. Pasinli A. Biyomedikal uygulamalarda kullanılan biyomalzemeler. *Makine Teknolojileri Elektronik Dergisi*, 2004, 4: 25-34.
19. Mahyudin F, Hermawan H. Biomaterials and medical devices. *Adv. Struct. Mater*, 2016, 58: 207-234.
20. Güven Ş. Biyoyumluluk ve biyomalzemelerin seçimi. *Mühendislik Bilimleri ve Tasarım Dergisi*, 2014, 2: 303-311.
21. Gorustovich AA, Roether JA, Boccaccini AR. Effect of bioactive glasses on angiogenesis: a review of in vitro and in vivo evidences. *Tissue Engineering Part B: Reviews*, 2010, 16: 199-207.
22. Glauser R, Sailer I, Wohlwend A, Studer S, Schibli M, Schärer P. 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.
23. Williams DF, Williams DF. *The Williams Dictionary of Biomaterials*. 1st ed. Liverpool: Liverpool University Pres: 1999.
24. Kulkarni M, Mazare A, Schmuki P, ve ark. Biomaterial surface modification of titanium and titanium alloys for medical applications. *Nanomedicine*, 2014; 111: 111.
25. Khairu Razak SB. Markerless motion capture system via kinematic analysis of angular lower limb. *Universiti Tun Hussein Onn Malaysia*, 2022.
26. Elsayed M. Biomechanical factors that influence the bone-implant-interface. *Res Rep Oral Maxillofac Surg*, 2019; 3: 1-14.
27. Ishak MI, Kadir MRA. *Biomechanics in dentistry: evaluation of different surgical approaches to treat atrophic maxilla patients*. Baskı. Springer Science & Business Media, 2012.

28. Manea A, Bran S, Dinu C ve ark. Principles of biomechanics in oral implantology. *Med. Pharm Rep*, 2019; 92: S14.
29. Gao X, Fraulob M, Haïat G. Biomechanical behaviours of the bone–implant interface: a review. *Journal of The Royal Society Interface*, 2019, 16: 20190259.
30. Bassit R, Lindström H, Rangert B. In vivo registration of force development with ceramic and acrylic resin occlusal materials on implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2002; 17.
31. 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.
32. 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.
33. Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1993; 8: 19-31.
34. Tomsia AP, Lee JS, Wegst UG, Saiz E. Nanotechnology for dental implants. *Oral & Craniofacial Tissue Engineering*, 2012, 2.
35. Bullis G. Functional Basis for Dental Implant Design. Resnick RR. Misch's Contemporary Implant Dentistry. 4^a ed. San Luis. Elsevier. Pag, 2020: 48-68.
36. Körtvélyessy G, Szabó ÁL, Pelsőczi-Kovács I ve ark. Different Conical Angle Connection of Implant and Abutment Behavior: A Static and Dynamic Load Test and Finite Element Analysis Study. *Materials*, 2023; 16: 1988.
37. Wang J, Tang Y, Qiu L ve ark. Influence of buccal emergence profile designs on peri-implant tissues: A randomized controlled trial. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2022; 24: 329-338.
38. Urban IA, Monje A. Guided bone regeneration in alveolar bone reconstruction. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am*, 2019; 31: 331-338.
39. DeTolla DH, Andreana S, Patra A ve ark. The role of the finite element model in dental implants. *Eur J Oral Implantol*, 2000; 26: 77-81.
40. Lim H-S, Cho I-H, Lim J-H. Three dimensional finite element analysis of the fully bone anchored bridge and implant-supported overdenture in edentulous mandible. *J Dent Rehabil Appl Sci*, 2002; 18: 251-276.
41. Misch CE, Bidez MW. Implant-protected occlusion: a biomechanical rationale. *Compendium*, 1994, 15: 1330, 1332, 1334 passim; quiz 1344.

42. Li Y, Ling J, Jiang Q. Inflammasomes in alveolar bone loss. *Front. Immunol*, 2021; 12: 691013.
43. Aquilino SA, Shugars DA, Bader JD, White BA. Ten-year survival rates of teeth adjacent to treated and untreated posterior bounded edentulous spaces. *J Prosthet Dent*, 2001; 85: 455-460.
44. Summers RB. A new concept in maxillary implant surgery: the osteotome technique. *Compendium (Newtown, Pa.)*, 1994, 15: 152, 154-156, 158 passim; quiz 162.
45. Pjetursson BE, Tan WC, Zwahlen M ve ark. A systematic review of the success of sinus floor elevation and survival of implants inserted in combination with sinus floor elevation: part I: lateral approach. *J Clin Periodontol*, 2008; 35: 216-240.
46. Katranji A, Fotek P, Wang H-L. Sinus augmentation complications: etiology and treatment. *Implant Dentistry*, 2008; 17: 339-349.
47. Babbush CA, Kanawati A, Kotsakis GA ve ark. Patient-related and financial outcomes analysis of conventional full-arch rehabilitation versus the All-on-4 concept: a cohort study. *Implant Dent*, 2014; 23: 218-224.
48. Misch CE. *Implant Prosthetics*. University of Alabama at Birmingham, 1st ed : 2004
49. Jacobs R, Van Steenberghe D, Nys M ve ark. Maxillary bone resorption in patients with mandibular implant-supported overdentures or fixed prostheses. *J Prosthet Dent*, 1993; 70: 135-140.
50. 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.
51. Johnston JF, Phillips RW, Dykema RW. *Modern practice in crown and bridge prosthodontics*. (No Title), 1971.
52. Goodacre BJ, Goodacre SE, Goodacre CJ. Prosthetic complications with implant prostheses. *EJOI*, 2018; 11: 27.
53. Fischer K, Stenberg T. Prospective 10-year cohort study based on a randomized controlled trial (RCT) on implant-supported full-arch maxillary prostheses. Part 1: sandblasted and acid-etched implants and mucosal tissue. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2012; 14: 808-815.
54. Emami E, Heydecke G, Rompre PH, De Grandmont P, Feine JS. Impact of implant support for mandibular dentures on satisfaction, oral and general health-related

quality of life: a meta-analysis of randomized-controlled trials. Clin Oral Implants Res, 2009; 20: 533-544.

55. Garber D, Belser U. Restoration-driven implant placement with restoration-generated site development. Compendium of Continuing Education In Dentistry (Jamesburg, NJ: 1995), 1995, 16: 796, 798-802, 804.

56. Grunder U, Gracis S, Capelli M. Influence of the 3-D bone-to-implant relationship on esthetics. Int J Periodontics Restorative Dent, 2005; 25.

57. Shadid R, Sadaqa N. A comparison between screw-and cement-retained implant prostheses. A literature review. J Oral Implantol, 2012; 38: 298-307.

58. Prosthodontics Ao. The glossary of prosthodontic terms. 1st ed. Mosby, 1999.

59. Rangert B, Jemt T. Forces and moments on Brånemark implants. J Oral Implantol, 1989; 4.

60. Ertürk BK, Çömlekoğlu MD, Çömlekoğlu E ve ark. Sabit protetik restorasyonlarda kullanılan güncel tasarım ve üretim yöntemleri. J Dent Fac Ataturk Univ, 2015; 25: 135-143.

61. Sarıdag S, Tak O, Alniacık G. Basic properties and types of zirconia: An overview. WJS, World J Stomatol, 2013; 2: 40-47.

62. 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.

63. Wiedhahn K, Fritzsche G, Wiedhahn C ve ark. Zirconia crowns-the new standard for single-visit dentistry? Int J Comput Dent, 2016; 19: 9-26.

64. Alves L, Rodrigues C, Vardhaman S ve ark. Exploring ductility in dental ceramics. J Dent Res, 2022; 101: 1467-1473.

65. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. Dental Materials, 2008; 24: 299-307.

66. Mishra SK, Bhasmey SR, Chowdhary R. Complete-arch implant-supported fixed dental prostheses fabricated with PEEK and PEKK framework: a systematic review. Evidence-Based Dentistry, 2023: 1-12.

67. 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: 329-337.

68. Hanawa T. Biocompatibility of titanium from the viewpoint of its surface. *Sci Technol Adv Material*, 2022; 23: 457-472.
69. Banazlı HA, Farklı Tür Materyaller İle Üretilen Ti-Base Destekli Kronların Bağlantı Dayanımları Ve Stres Değerlerinin Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemi İle İncelenmesi, Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Sivas, Uzmanlık Tezi, 2022
70. Giti R, Hosseinpour Aghaei M, Mohammadi F. The effect of repeated porcelain firings on the marginal fit of millable and conventional casting alloys. *Plos One*, 2023; 18: e0275374.
71. Burkov A, Chigrin P, Dvornik M. Electrospray CuTi coatings on titanium alloy Ti6Al4V: Corrosion and wear properties. *Surf Coat Int*, 2023; 469: 129796.
72. Peng TY, Ogawa Y, Akebono H ve ark. Finite-element analysis and optimization of the mechanical properties of polyetheretherketone (PEEK) clasps for removable partial dentures. *J Prosthodont Res*, 2020; 64: 250-256.
73. Gao R, Xie J, Yang J ve ark. Research on the Fused Deposition Modeling of Polyether Ether Ketone. *Polymers (Basel)*, 2021; 13.
74. 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-e526.
75. Najeeb S, Bds ZK, Bds SZ ve ark. Bioactivity and Osseointegration of PEEK Are Inferior to Those of Titanium: A Systematic Review. *J Oral Implantol*, 2016; 42: 512-516.
76. Preis V, Hahnel S, Behr M ve ark. In-vitro fatigue and fracture testing of CAD/CAM-materials in implant-supported molar crowns. *Dental Materials*, 2017; 33: 427-433.
77. Beretta M, Poli PP, Pieriboni S ve ark. Peri-implant soft tissue conditioning by means of customized healing abutment: a randomized controlled clinical trial. *Materials*, 2019; 12: 3041.
78. Ramoğlu S, Ozan O. Finite element methods in dentistry. *J Dent Fac Ataturk Univ*, 2014; 24: 175-180.
79. Tanne K, Sakuda M, Burstone CJ. Three-dimensional finite element analysis for stress in the periodontal tissue by orthodontic forces. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 1987; 92: 499-505.

80. Han G, Chandran K, Gotteiner N ve ark. Application of finite-element analysis with optimisation to assess the in vivo non-linear myocardial material properties using echocardiographic imaging. *Med Biol Eng Comput*, 1993; 31: 459-467.
81. Nishimura RD, Ochiai KT, Caputo AA ve ark. Photoelastic stress analysis of load transfer to implants and natural teeth comparing rigid and semirigid connectors. *J Prosthet Dent*, 1999; 81: 696-703.
82. Mutahhar Ulusoy K. Diş hekimliğinde hareketli bölümlü protezler. 2003, Ank Ün Diş Hek Fak Yayınları: Ankara, 2003.
83. Güngör M, Dünder M, Artunç C. Dişhekimliğinde Gerilme analiz yöntemleri. *EÜ Diş Hek Fak Derg*, 2005; 26: 107-116.
84. Ulusoy M, Aydın K. Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler Cilt 1-2, 3. Baskı, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Yayınları, Ankara, 2010.
85. Yang J, Xiang H-J. A three-dimensional finite element study on the biomechanical behavior of an FGBM dental implant in surrounding bone. *J Biomech*, 2007; 40: 2377-2385.
86. Geng J, Yan W, Xu W. Application of the finite element method in implant dentistry. Baskı. Springer Science & Business Media, 2008.
87. Yue X, Wang L, Wang R ve ark. Finite element analysis on strains of viscoelastic human skull and duramater. İçinde:Finite Element Analysis, IntechOpen, 2010.
88. Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. *nt J Oral Maxillofac Surg*, 1995; 10.
89. Sreirekha A, Bashetty K. Infinite to finite: an overview of finite element analysis. *Indian J Dent Res*, 2010; 21: 425-432.
90. HT S. Fundamentals of fixed prosthodontics. Quintessence Publishing, Almanya: 1997.
91. Yin L, Jahanmir S, Ives L. Abrasive machining of porcelain and zirconia with a dental handpiece. *Wear*, 2003; 255: 975-989.
92. Chan MH, Nudell YA. All-on-4 concept update. *Dental Clinics*, 2021, 65: 211-227.
93. Zampelis A, Tsamasphyros G. Finite Element Analysis and its Application in Dental Implant Research. İçinde:Dental Computing and Applications: Advanced Techniques for Clinical Dentistry, IGI Global, 2009; 170-189.

94. 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.
95. 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.
96. Maló P, de Araújo Nobre M, Lopes A ve ark. “All-on-4” immediate-function concept for completely edentulous maxillae: a clinical report on the medium (3 years) and long-term (5 years) outcomes. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2012; 14: e139-e150.
97. Hassan SSM, Emarah AAEBM. All on 4 Versus All on 6 implant concepts for rehabilitation of edentulous maxilla. Short term randomized clinical and radiographic study. *Egypt Dent J*, 2020; 66: 659-670.
98. Zhang Y, Li S, Di P ve ark. Comparison of 4-or 6-implant supported immediate full-arch fixed prostheses: A retrospective cohort study of 217 patients followed up for 3–13 years. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2023; 25: 381-397.
99. Kumari A, Malhotra P, Phogat S ve ark. A finite element analysis to study the stress distribution on distal implants in an all-on-four situation in atrophic maxilla as affected by the tilt of the implants and varying cantilever lengths. *J Indian Prosthodont Soc*, 2020; 20: 409-416.
100. Saber FS, Ghasemi S, Koodaryan R ve ark. The comparison of stress distribution with different implant numbers and inclination angles in all-on-four and conventional methods in maxilla: a finite element analysis. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects*, 2015; 9: 246.
101. Malhotra A, Padmanabhan T, Mohamed K ve ark. Load transfer in tilted implants with varying cantilever lengths in an all-on-four situation. *Aus Dent J*, 2012; 57: 440-445.
102. Li X, Cao Z, Qiu X, ve ark. Does matching relation exist between the length and the tilting angle of terminal implants in the all-on-four protocol? stress distributions by 3D finite element analysis. *J Adv Prosthodont*, 2015; 7: 240-248.
103. Begg T, Geerts GA, Gryzagoridis J. Stress patterns around distal angled implants in the all-on-four concept configuration. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2009, 24.
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. Butura CC, Galindo DF, Jensen OT. Mandibular all-on-four therapy using angled implants: a three-year clinical study of 857 implants in 219 jaws. *Dental Clinics*, 2011; 55: 795-811.
106. Malo P, de Araújo Nobre M, Lopes A ve ark. A longitudinal study of the survival of All-on-4 implants in the mandible with up to 10 years of follow-up. *J Am Dent Assoc*, 2011; 142: 310-320.
107. Bölükbaşı N, Yenyol S. Number and localization of the implants for the fixed prosthetic reconstructions: on the strain in the anterior maxillary region. *Med Eng Phys*, 2015; 37: 431-445.
108. Li L-H, Kong Y-M, Kim H-W ve ark. Improved biological performance of Ti implants due to surface modification by micro-arc oxidation. *Biomaterials*, 2004; 25: 2867-2875.
109. Soares CJ, Versluis A, Valdivia A ve ark. Finite element analysis in dentistry-improving the quality of oral health care. Moratal D. *Finite Element Analysis-From Biomedical Applications to Industrial Developments*. Intech, 2012;25-56.
110. 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.
111. De Rossi M, Santos CM, Migliorança R ve ark. All on F our® Fixed Implant Support Rehabilitation: A Masticatory Function Study. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2014; 16: 594-600.
112. Menicucci G, Mossolov A, Mozzati M ve ark. Tooth-implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. *Clin Oral Implants Res*, 2002; 13: 334-341.
113. Aydın C, Özen J, Yilmaz C, Korkmaz T. Effects of mesiodistal inclination of implants on stress distribution in implant-supported fixed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2006; 21.
114. Alencar SMM, Nogueira LBLV, Leal de Moura W, ve ark. FEA of Peri-Implant Stresses in Fixed Partial Denture Prostheses with Cantilevers. *J Prosthodont*, 2017; 26: 150-155.
115. 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.

116. Linderholm H, Wennström A. Isometric bite force and its relation to general muscle force and body build. *Acta Odontol Scand*, 1970; 28: 679-689.
117. Demenko V, Linetskiy I, Linetska L ve ark. Prognosis of implant longevity in terms of annual bone loss: a methodological finite element study. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 2016; 19: 180-187.
118. Naini RB, Nokar S, Borghei H ve ark. Tilted or parallel implant placement in the completely edentulous mandible? A three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2011; 26.
119. Özdemir Doğan D, Polat NT, Polat S ve ark. Evaluation of “All-on-Four” concept and alternative designs with 3D finite element analysis method. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2014; 16: 501-510.
120. 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.
121. Türker N. All-on-four tekniğine göre farklı oklüzal şemalarla tasarlanmış tedavi seçeneklerinde implant ve destek dokulara iletilen kuvvetlerin sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle değerlendirilmesi.
122. Penarrocha-Diago M, Penarrocha-Diago M, Zaragoza-Alonso R ve ark. Consensus statements and clinical recommendations on treatment indications, surgical procedures, prosthetic protocols and complications following All-On-4 standard treatment. 9th Mozo-Grau Ticare Conference in Quintanilla, Spain. *J Clin Exp Dent*, 2017; 9: e712.
123. Teigen K, Jokstad A. Dental implant suprastructures using cobalt–chromium alloy compared with gold alloy framework veneered with ceramic or acrylic resin: a retrospective cohort study up to 18 years. *Clin Oral Implants Res*, 2012; 23: 853-860.
124. Örtorp A, Jönsson D, Mouhsen A, von Steyern PV. The fit of cobalt–chromium three-unit fixed dental prostheses fabricated with four different techniques: A comparative in vitro study. *Dental Materials*, 2011; 27: 356-363.
125. Li J, Chen C, Liao J ve ark. Bond strengths of porcelain to cobalt-chromium alloys made by casting, milling, and selective laser melting. *J Prosthet Dent*, 2017; 118: 69-75.
126. Lüthy H, Filser F, Loeffel O ve ark. Strength and reliability of four-unit all-ceramic posterior bridges. *Dental Materials*, 2005; 21: 930-937.

127. Hjalmarsson L. On cobalt-chrome frameworks in implant dentistry. Baskı. Institute of Odontology. Department of Prosthetic Dentistry/Dental Material , 2009.
128. Bidra AS, Tischler M, Patch C. Survival of 2039 complete arch fixed implant-supported zirconia prostheses: A retrospective study. *J Prosthet Dent*, 2018; 119: 220-224.
129. Vagkopoulou T, Koutayas SO, Koidis P ve ark. Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *Eur J Esthet Dent*, 2009; 4.
130. Chun KJ, Lee JY. Comparative study of mechanical properties of dental restorative materials and dental hard tissues in compressive loads. *J Dent Biomater*, 2014; 5.
131. Campbell SD, Cooper L, Craddock H ve ark. Removable partial dentures: The clinical need for innovation. *J Prosthet Dent*, 2017; 118: 273-280.
132. Maló P, de Araújo Nobre M, Moura Guedes C ve ark. Short-term report of an ongoing prospective cohort study evaluating the outcome of full-arch implant-supported fixed hybrid polyetheretherketone-acrylic resin prostheses and the All-on-Four concept. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2018; 20: 692-702.
133. 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. *J. Dent. Res*, 2021; 18: 1.
134. Ersöz MBT, Mumcu E. Biomechanical investigation of maxillary implant-supported full-arch prostheses produced with different framework materials: a finite elements study. *Adv Prosthodont*, 2022; 14: 346.
135. Ahmadi A, Dörsam I, Stark H ve ark. The all-on-4 concept in the maxilla–A biomechanical analysis involving high performance polymers *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 2021; 109: 1698-1705.
136. Jordan RA, Bodechtel C, Hertrampf K ve ark. The fifth German oral health study (Fünfte Deutsche Mundgesundheitsstudie, DMS V)–Rationale, design, and methods. *BMC Oral Health*, 2014; 14: 1-12.
137. Sannino G. All-on-4 concept: a 3-dimensional finite element analysis. *J Oral Implantol*, 2015; 41: 163-171.

EKLER

Ek-1. ÖZ GEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler	
Adı Soyadı	: Sergen KILIÇ
Eğitim	
Lise	: Karadeniz Ereğli Anadolu Lisesi
Lisans	: Recep Tayyip Erdoğan 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-40465587-050.01.04-839
Konu : Etik Kurul

21.10.2023

Sayın Doç. Dr. İpek ÇAĞLAR

Üniversitemiz Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kuruluna yapmış olduğunuz “Farklı Materyaller ile Üretilen Üst Çene “All-On Four’ ve “All-On Six” Konseptli İmplant Üstü Protezlerdeki Stres Dağılımının Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi İle Karşılaştırılması ” isimli başvurunuz etik kurulumuz yönergesine göre 12.10.2023 tarihinde yapmış olduğu toplantıda incelenmiş olup, 2023/231 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 : 1cfd832fe379

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

Fener Mah. Zihni Derin Yerleşkesi 53100 Rize / TÜRKİYE
Telefon No : +90 (464) 223 61 26 Faks No : +90 (464) 223 53 76
e-Posta : [Internet Adresi: http://www.erdogan.edu.tr/](http://www.erdogan.edu.tr/)
Kep Adresi:

Bilgi için : BURAK HANKAYA
Bilgisayar İşletmeni



EK-3.

Ek-3. Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu

 RECEP TAYYIP ERDOĞAN ÜNİVERSİTESİ	DİŞ 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:

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 göntüleme sağlanabilmektedir. İşlem öncesi hasta ağız içindeki çıkarılabilen protezler ile baş ve boyun bölgesinde bulunan (kolye, küpe, toka, iğne, gözlük, 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 gurplarında hastalığın seyrinin olumsuz etkilenmemesi için kurşun koruyucularla radyograf çekimi gerçekleştirilir

Hekiminden diş sağlığının durumu ve dental volumetrik tomografi incelemesi gerekliliği hakkında yeterli ve tatminkar açıklamaları duydum. Hamile isem beni muayene eden doktora veya radyolojik tetkikleri uygulayan radyoloji teknikerine hamilelik durumumu ve herhangi bir sistemik hastalığım mevcutsa bunu belirteceğimi 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. Çalışma İzin Belgesi



**T.C.
RECEP TAYYİP ERDOĞAN ÜNİVERSİTESİ
Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı**



Sayı : E-61245112-903.99-8108
Konu : Bilimsel Çalışma İzni (Doç. Dr. İpek
ÇAĞLAR)

20.09.2023

Sayın Doç. Dr. İpek ÇAĞLAR

"Farklı Materyaller ile Üretilen Üst Çene All-On Four ve All-On Six Konseptli İmplant Üstü Protezlerdeki Stres Dağılımının Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi ile Karşılaştırılması" isimli bilimsel çalışma ile ilgili izin talebiniz 6698 sayılı "Kişisel Verilerin Korunması Kanunu" ilgili yönetmelikler ve Hasta Hakları Yönetmeliği'nin "Tıbbi Araştırmalarda Rıza" başlıklı 32. maddesinde yer alan hükümlere riayet edilmesi şartıyla Dekanlığımız tarafından uygun görülmüştür.

Bilgilerinizi ve gereğini rica ederim.

**Prof. Dr. Zeynep YEŞİL
Dekan**

Ek :
1 - Dilekçe (1 Sayfa)
2 - Etik Kurulu Başvuru Formu (6 Sayfa)

Bu belge güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.

Belge Doğrulama Kodu : 9b9444590f30

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

İslampaza Mahallesi Menderes Bulvarı No:612 Merkez/RİZE / TÜRKİYE
Telefon No : +90 (464) 214 22 65, +90 (464) 214 21 81 Faks No : +90 (464)
222 00 02
e-Posta : dis@erdogan.edu.tr İnternet Adresi: <http://www.erdogan.edu.tr/>
Ken Adresi: erdogan@hs01.ke.tr

Bilgi için : ŞAFAK DEMİRCİ

Memu

Dahili: 532



Ek-4. İntihal Raporu

