

**BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
AĞIZ, DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI  
AĞIZ, DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ DOKTORA PROGRAMI**

**TİTANYUM VE POLİETER ETER KETON (PEEK)  
SUBPERİOSTEAL ÇENE İMPLANTLARININ BİYOMEKANİK  
ETKİLERİNİN SONLU ELEMANLAR METODU İLE  
İNCELENMESİ**

**HAZIRLAYAN**

**Serhat POLAT**

**DOKTORA TEZİ**

**ANKARA - 2021**

**BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
AĞIZ, DIŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI  
AĞIZ, DIŞ VE ÇENE CERRAHİSİ DOKTORA PROGRAMI**

**TİTANYUM VE POLİETER ETER KETON (PEEK)  
SUBPERİOSTEAL ÇENE İMPLANTLARININ BİYOMEKANİK  
ETKİLERİNİN SONLU ELEMANLAR METODU İLE  
İNCELENMESİ**

**HAZIRLAYAN**

**Serhat POLAT**

**DOKTORA TEZİ**

**TEZ DANIŞMANI**

**Doç. Dr. Nur ALTIPARMAK**

**ANKARA - 2021**

**BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ**  
**SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Doktora Programı çerçevesinde Serhat Polat tarafından hazırlanan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 9/07/2021

**Tez Adı:** Titanyum Ve Polieter Eter Keton (Peek) Subperiosteal Çene İmplantlarının Biyomekanik Etkilerinin Sonlu Elemanlar Metodu İle İncelenmesi

**Tez Jüri Üyeleri ( Unvanı, Adı - Soyadı, Kurumu )**

**İmza**

Prof. Dr. Mustafa Ercüment Önder Kırıkkale Üniversitesi

Prof. Dr. Burak Bayram Başkent Üniversitesi

Doc. Dr. Sıdıka Sinem Akdeniz Başkent Üniversitesi

Doc. Dr. Nur Altıparmak Başkent Üniversitesi

Doc. Dr. Emre Tosun Hacettepe Üniversitesi

ONAY

Prof. Dr. F. Belgin ATAÇ

Enstitü Müdürü

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

**BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ**  
**SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**  
**YÜKSEK LİSANS / DOKTORA TEZ ÇALIŞMASI ORJİNALLİK RAPORU**

Tarih: 22 /06 /2021

Öğrencinin Adı, Soyadı:Serhat Polat  
Öğrencinin Numarası:21710527  
Anabilim Dalı:Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı  
Programı:Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Doktora  
Danışmanın Unvanı/Adı, Soyadı:Doc. Dr. Nur. Altıparmak

Tez Başlığı:Titanyum ve Polieter Eter Keton (PEEK) Subperiosteal Çene İmplantlarının Biyomekanik Etkilerinin Sonlu Elemanlar Metodu İle İncelenmesi

Yukarıda başlığı belirtilen Yüksek Lisans/Doktora tez çalışmamın; Giriş, Ana Bölümler ve Sonuç Bölümünden oluşan, toplam 71 sayfalık kısmına ilişkin, 22/06/2021 tarihinde şahsım/tez danışmanım tarafından Turnitin adlı intihal tespit programından aşağıda belirtilen filtrelemeler uygulanarak alınmış olan orijinallik raporuna göre, tezimin benzerlik oranı % 12'dir. Uygulanan filtrelemeler:

1. Kaynakça hariç
2. Alıntılar hariç
3. Beş (5) kelimedenden daha az örtüşme içeren metin kısımları hariç

“Başkent Üniversitesi Enstitüleri Tez Çalışması Orijinallik Raporu Alınması ve Kullanılması Usul ve Esaslarını” inceledim ve bu uygulama esaslarında belirtilen azami benzerlik oranlarına tez çalışmamın herhangi bir intihal içermediğini; aksinin tespit edileceği muhtemel durumda doğabilecek her türlü hukuki sorumluluğu kabul ettiğimi ve yukarıda vermiş olduğum bilgilerin doğru olduğunu beyan ederim.

Öğrenci İmzası:.....

**ONAY**

Tarih: 22 /06 /2021

Doc. Dr. Nur Altıparmak

## TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca engin tecrube ve bilgi birikiminden faydalanma imkanı bulduğum, birlikte alıŐma Őansım olduğu için gurur duyduğum değerli hocam Prof. Dr. Kenan Araz'a,

Doktora eğitiminin ilk gunden son gunune kadar desteklerini esirgemeyen, bilgi ve tecrubelerinden yararlanma imkanı bulduğum, her zor durumumda yardımını esirgemeyen hocalığının yanında bana ablalık yapan değerli danıŐman hocam Doç. Dr. Nur Altıparmak'a,

Birlikte çalıŐmaktan keyif aldığım, bilgi, tecrube ve hayat goruŐlerine çok onem verdiğim kıymetli hocalarım Prof. Dr. Burak Bayram ve Doç. Dr. Sıdıka Sinem Akdeniz'e,

Bu zorlu eğitim surecini sayesinde daha kolay geçirdiğim, zorlu gunlerin kurtarıcısı çok sevdiğim kıymetli hocam Dr. Oğr. Uyesi Esra Beyler'e,

Birlikte çalıŐmaktan mutluluk duyduğum Dr. Oğr. Uyesi Seçil ubuk, Dr. Oğr. Uyesi Ezgi Ergezen'e her zaman desteklerini hissettirdiğim kıymetli asistan ve çalışma arkadaşlarıma,

Başkent universitesinin bana kattığı en buyuk değer olan, desteğini ve sevgisini her daim hissettirdiğim, baŐarısıyla yol goŐteren, birlikte buyuduğumuz yol arkadaşım Sevgi Koral ve çok kıymetli ailesine,

Bugunlere gelmemde en buyuk pay sahibi olan, hayattaki yol goŐstericilerim ve çocukları olmaktan gurur duyduğum annem Berrin Zuhall Polat'a ve babam Galip Polat'a, başarısı, disiplini ve karakteriyle her zaman rol model aldığım ve desteğini attığım ilk adımımdan beri hissettirdiğim ağabeyim Mert Polat'a

Sonsuz teŐekkurlerimi sunarım.

## ÖZET

**Serhat Polat, Titanyum ve polieter eter keton (peek) subperiosteal çene implantlarının biyomekanik etkilerinin sonlu elemanlar metodu ile incelenmesi, Başkent Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Doktora Programı, Doktora Tezi, 2021**

**Amaç:** Bu çalışmanın amacı, standart olarak aynı protetik parçaları ve üst yapıları olan, fakat Titanyum ve %60 Karbon fiber ile güçlendirilmiş Polieter eter keton (PEEK) materyalinden üretilen subperiosteal implant sistemlerinin maksiller kemiğe yerleştirildikten sonra okluzal kuvvetler altında oluşan streslerin ölçülmesi ve karşılaştırılmasıdır.

**Gereç ve Yöntem:** Titanyumdan üretilmiş yeni nesil subperiosteal implant gövdesi ve fiksasyon vidalarına sahip model ile %60 karbon fiber ile güçlendirilmiş PEEK materyalinden üretilmiş yeni nesil subperiosteal implant gövdesi ve fiksasyon vidalarına sahip iki farklı model oluşturulmuştur. Uygulanan dik ve oblik kuvvetlerin sonucunda bu modellerde; subperiosteal implant sisteminde ve kemikte oluşan stres değerleri, dağılımları ve yoğunlaşma bölgeleri incelenmiştir. Sonlu elemanlar stres analizi sonucunda uygulanan 3 farklı kuvvet protokolü sonucunda subperiosteal implant gövdesi, fiksasyon vidaları, kortikal ve spongiöz kemikteki von Misses stres, Maksimum asal stres ve Minimum asal stres değerleri ve dağılımları incelenmiştir.

**Bulgular:** Oluşturulan bütün senaryolarda titanyumdan üretilmiş yeni nesil subperiosteal plak ve fiksasyon vidaları üzerinde oluşan von Mises değerleri, %60 karbon fiber takviyeli PEEK materyalinden üretilen subperiosteal plak ve vidalar üzerindeki streslerin yaklaşık iki katı daha fazla bulunmuştur. Genel olarak titanyum ve karbon fiber destekli PEEK materyalinden üretilen subperiosteal implantlar kemikte benzer stres değerleri oluşturduğundan dolayı kemik üzerinde benzer biyomekanik davranış sergilemiştir.

**Sonuç:** Çalışma sonuçlarına göre %60 karbon fiber destekli PEEK materyali kemik üzerinde titanyum subperiosteal implantlar ile benzer biyomekanik davranış sergilediğinden ötürü titanyum materyaline alternatif olarak düşünülebilmektedir. Bu

materyalin dental subperiosteal implant materyali olarak rutin kullanılabilmesi için uzun dönemli invivo çalışmalarla desteklenmesi gerekmektedir.

**Anahtar Kelimeler:** Subperiosteal implant, Sonlu eleman metodu, Titanyum, Polieter eter keton

Bu çalışma Başkent Üniversitesi Tıp ve Sağlık Bilimleri Araştırma Kurulu tarafından onaylanmıştır (Proje no: D-DA 19/06).

## ABSTRACT

**Serhat Polat, Finite element analysis of the biomechanical effects of titanium and polyether ether ketone (peek) subperiosteal jaw implants, Başkent University Institute of Health Sciences PhD Programme of Oral and Maxillofacial Surgery, PhD Thesis, 2021**

**Aim:** The aim of this study is to examine the stresses that will occur under occlusal forces on the cortical bone, spongy bone and the subperiosteal implant systems made of Titanium and %60 Carbon fiber reinforced Polyether ether ketone (PEEK) material.

**Materials and Methods:** Two different models of subperiosteal implant systems made of Titanium and %60 Carbon fiber reinforced Polyether ether ketone (PEEK) material. As a result of vertical and oblique forces, the stress values and distributions on the subperiosteal implant systems and bone were examined. After applying the three different force protocols, von Mises stress, Maximum principal stress and Minimum principal stress values and distribution on the subperiosteal implant body, fixation screws, cortical and spongy bone were analysed by finite element analysis.

**Results:** In all scenarios, the von Mises values on the Titanium subperiosteal implant system were found to be approximately twice on the 60% carbon fiber reinforced PEEK subperiosteal implant system.plates. Subperiosteal implants produced from titanium and carbon fiber reinforced PEEK material exhibited similar stress values on cortical and spongy bone.

**Conclusion:** According to the results of this study, 60% Carbon fiber reinforced PEEK material can be considered as an alternative material to titanium since it exhibits similar biomechanical behavior with titanium subperiosteal implants on cortical and spongy bone. In order to be routinely used as dental subperiosteal implant material, it should be supported by long-term in vivo studies.

**Keywords:** Subperiosteal implant, Finite element method, Titanium, Polyether ether ketone

This study was approved by Baskent University Institutional Review Board (Proje no: D-DA 19/06).

# İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	i
ÖZET.....	ii
ABSTRACT.....	iv
İÇİNDEKİLER.....	vi
TABLOLAR LİSTESİ.....	ix
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	x
SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ.....	xiv
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	5
2.1. Oral İmplantların Tarihçesi.....	5
2.2. Dental İmplant Çeşitleri.....	6
2.2.1. Subperiosteal implantlar.....	6
2.2.2. Transosteal implantlar.....	10
2.2.3. Endosseos implantlar.....	10
2.3. Dental İmplantların Materyalleri.....	11
2.3.1. Metaller ve alaşımları.....	12
2.3.2. Seramikler.....	13
2.3.3. Poli eter eter keton.....	14
2.4. Osseointegrasyon.....	17
2.4.1. Osseointegrasyonun Tanımı.....	17
2.4.2. Osseointegrasyonu Etkileyen Faktörler.....	18
2.5. Oral İmplantolojide Diş Eksikliklerinin Sınıflandırılm.....	18
2.6. İmplantolojide Kemik Dokusunun Değerlendirilmesi Ve Rezorbsiyon.....	19
2.6.1. Kemiğin yapısı.....	19
2.6.2. Kemik sınıflandırılması.....	20
2.6.3. Kemik rezorbsiyonu.....	21
2.7. İmplant Biyomekaniği .....	24
2.8. Biyomekanik Kavramlar.....	24
2.8.1. Kuvvet.....	24
2.8.2. Stres.....	25

2.8.3.	Gerinim.....	25
2.8.4.	Von Mises Stresi.....	26
2.8.5.	Elastisite modülü.....	26
2.8.6.	Poisson oranı.....	26
2.8.7.	İzotropi-homojenite-lineer elastisite.....	27
2.9.	Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi.....	27
3.	GEREÇ VE YÖNTEM.....	31
3.1.	Çalışma Modellerinin Gruplandırılması.....	31
3.2.	Kemik Dokusu Modelinin Oluşturulması.....	31
3.3.	İmplant, Abutment Ve Vida Modellerinin Oluşturulması.....	33
3.4.	Analizi Yapılacak Matematiksel Modellerin Oluşturulması.....	33
3.4.1.	Modellerdeki eleman ve nod sayılar.....	34
3.5.	Materyal Özellikleri.....	35
3.6.	Yükleme Koşullarının Belirlenmesi.....	35
3.7.	Sonuçların Yorumlanması.....	37
4.	BULGULAR.....	39
4.1.	Posterior Dik Kuvvetler Etkisinde Oluşan Stresler.....	39
4.1.1.	Subperiosteal implant gövdelerinde oluşan Von Misses Stres değerleri.....	39
4.1.2.	Fiksasyon vidalarında oluşan Von Misses Stres değerleri.....	41
2.8.7.	Kemikte oluşan Maksimum ve Minimum Asal Stres değerleri.....	42
4.2.	Posterior Oblik Kuvvetler Etkisinde Oluşan Stresler.....	46
4.2.1.	Subperiosteal implant gövdelerinde oluşan Von Misses Stres değerleri.....	47
4.2.2.	Fiksasyon vidalarında oluşan Von Misses Stres değerleri.....	49
4.2.3.	Kemikte oluşan Maksimum ve Minimum Asal Stres değerleri.....	50
4.3.	Anterior Dik Kuvvetler Etkisinde Oluşan Stresler.....	54
4.3.1.	Subperiosteal implant gövdelerinde oluşan Von Misses Stres değerleri.....	54
4.3.2.	Fiksasyon vidalarında oluşan Von Misses Stres değerleri.....	57
4.3.3.	Kemikte oluşan Maksimum ve Minimum Asal Stres değerleri.....	58
5.	TARTIŞMA.....	62

<b>5.1. Çalışma Amacının Tartışılması.....</b>	<b>62</b>
<b>5.2. Çalışma Yönteminin Tartışılması.....</b>	<b>65</b>
<b>5.3. Bulguların Tartışılması.....</b>	<b>66</b>
<b>6. SONUÇLAR.....</b>	<b>70</b>
<b>KAYNAKLAR.....</b>	<b>72</b>

## TABLULAR LİSTESİ

	<b>Sayfa</b>
Tablo 3.1. Çalışma modellerinin gruplandırılması .....	19
Tablo 3.2. Oluşturulan modellerdeki düğüm ve eleman sayıları.....	26
Tablo 3.3. Modellerde kullanılan materyallerin özellikleri .....	27
Tablo 4.1. İki farklı subperiosteal implant sisteminde ve kemikte posterior dik kuvvetlerin etkisiyle oluşan stres değerleri ve dağılımları .....	36
Tablo 4.2. İki farklı subperiosteal implant sisteminde ve kemikte posterior oblik kuvvetlerin etkisiyle oluşan stres değerleri ve dağılımları.....	46
Tablo 4.3. İki farklı subperiosteal implant sisteminde ve kemikte oluşan anterior dik kuvvetlerin etkisiyle oluşan stres değerleri ve dağılımları.....	54

## ŞEKİLLER LİSTESİ

	<b>Sayfa</b>
Şekil 2.1. Lekholm ve Zarb'ın kalite açısından kemik sınıflaması.....	20
Şekil 2.2. Mish kemik kalite sınıflaması.....	21
Şekil 2.3. Cawood ve Howell'in rezorpsiyon sınıflandırması.....	22
Şekil 2.4. Misch-Judy sınıflaması.....	23
Şekil 3.1. Üç boyutlu maksilla modelinde kortikal ve spongiyoz kemik görüntüsü.....	32
Şekil 3.2. Oluşturulan çalışma modeli görüntüsü.....	34
Şekil 3.3. Posterior maksillaya uygulanan dik kuvvetlerin meshli model üzerindeki görüntüsü.....	36
Şekil 3.4. Posterior maksillaya uygulanan oblik kuvvetlerin meshli model üzerindeki görüntüsü.....	36
Şekil 3.5. Anterior maksillaya uygulanan dik kuvvetlerin mehli model üzerindeki görüntüsü.....	37
Şekil 4.1. Model 1'deki posterior dik kuvvetlere karşı titanyum subperiosteal implant gövdesi üzerinde oluşan Von Mises Stresler.....	40
Şekil 4.2. Model 2'deki posterior dik kuvvetlere karşı PEEK subperiosteal implant gövdesi üzerinde oluşan Von Mises Stresler.....	40
Şekil 4.3. Model 1'deki posterior dik kuvvetlere karşı titanyum titanyum fiksasyon vidaları üzerinde oluşan Von Mises Stresler.....	41
Şekil 4.4. Model 2'deki posterior dik kuvvetlere karşı PEEK fiksasyon vidaları üzerinde oluşan Von Mises Stresler.....	41
Şekil 4.5. Model 1'deki posterior dik kuvvetlere karşı kortikal kemikte oluşan maksimum asal stresler .....	42
Şekil 4.6. Model 2'deki posterior dik kuvvetlere karşı kortikal kemikte oluşan maksimum asal stresler.....	42
Şekil 4.7. Model 1'deki posterior dik kuvvetlere karşı kortikal kemikte oluşan minimum asal stresler.....	43

Şekil 4.8. Model 2'deki posterior dik kuvvetlere karşı kortikal kemikte oluşan minimum asal stresler.....	43
Şekil 4.9. Model 1'deki posterior dik kuvvetlere karşı spongiyoz kemikte oluşan maksimum asal stresler .....	44
Şekil 4.10. Model 2'deki posterior dik kuvvetlere karşı spongiyoz kemikte oluşan maksimum asal stresler .....	44
Şekil 4.11. Model 1'deki posterior dik kuvvetlere karşı spongiyoz kemikte oluşan minimum asal stresler.....	45
Şekil 4.12. Model 2'deki posterior dik kuvvetlere karşı spongiyoz kemikte oluşan minimum asal stresler.....	46
Şekil 4.13: Model 1'deki posterior 30° açıyla uygulanan oblik kuvvetlere karşı titanyum subperisoteal implant gövdesi üzerinde oluşan Von Mises Stresler.....	47
Şekil 4.14: Model 2'deki posterior posterior 30° açıyla uygulanan oblik kuvvetlere karşı PEEK subperisoteal implant gövdesi üzerinde oluşan Von Mises Stresler.....	48
Şekil 4.15: Model 1'deki posterior 30° açıyla uygulanan oblik kuvvetlere karşı titanyum fiksasyon vidaları üzerinde oluşan Von Mises Stresler.....	49
Şekil 4.16: Model 2'deki posterior 30° açıyla uygulanan oblik kuvvetlere karşı PEEK fiksasyon vidaları üzerinde oluşan Von Mises Stresler.....	49
Şekil 4.17: Model 1'deki posterior 30° açıyla uygulanan oblik kuvvetlere karşı kortikal kemikte oluşan maksimum asal stresler.....	50
Şekil 4.18: Model 2'deki posterior 30° açıyla uygulanan oblik kuvvetlere karşı kortikal kemikte oluşan maksimum asal stresler.....	50
Şekil 4.19: Model 1'deki posterior 30° açıyla uygulanan oblik kuvvetlere karşı kortikal kemikte oluşan minimum asal stresler.....	51
Şekil 4.20: Model 2'deki posterior 30° açıyla uygulanan oblik kuvvetlere karşı kortikal kemikte oluşan minimum asal stresler.....	51
Şekil 4.21: Model 1'deki posterior 30° açıyla uygulanan oblik kuvvetlere karşı spongiyoz kemikte oluşan maksimum asal stresler.....	52
Şekil 4.22: Model 2'deki posterior 30° açıyla uygulanan oblik kuvvetlere karşı spongiyoz kemikte oluşan maksimum asal stresler.....	52
Şekil 4.23: . Model 1'deki posterior 30° açıyla uygulanan oblik kuvvetlere karşı spongiyoz kemikte oluşan minimum asal stresler.....	53

Şekil 4.24: Model 2'deki posterior 30° açıyla uygulanan oblik kuvvetlere karşı spongioz kemikte oluşan minimum asal stresler.....	53
Şekil 4.25: Model 1'deki anterior dik açılı kuvvetlere karşı titanyum subperisoteal implant gövdesi üzerinde oluşan Von Mises ler.....	55
Şekil 4.26: Model 2'deki anterior dik açılı kuvvetlere karşı PEEK subperisoteal implant gövdesi üzerinde oluşan Von Mises Stresler.....	56
Şekil 4.27: Model 1'deki anterior dik açılı kuvvetlere karşı titanyum fiksasyon vidaları üzerinde oluşan Von Mises Stresler.....	57
Şekil 4.28: Model 2'deki anterior dik açılı kuvvetlere karşı PEEK fiksasyon vidaları üzerinde oluşan Von Mises Stresler.....	57
Şekil 4.29: Model 1'deki anterior dik açılı kuvvetlere karşı kortikal kemikte oluşan maksimum asal stresler.....	58
Şekil 4.30: Model 2'deki anterior dik açılı kuvvetlere karşı kortikal kemikte oluşan maksimum asal stresler.....	58
Şekil 4.31: Model 1'deki anterior dik açılı kuvvetlere karşı kortikal kemikte oluşan minimum asal stresler.....	59
Şekil 4.32: Model 2'deki anterior dik açılı kuvvetlere karşı kortikal kemikte oluşan minimum asal stresler.....	59
Şekil 4.33: Model 1'deki anterior dik açılı kuvvetlere karşı spongioz kemikte oluşan maksimum asal stresler.....	60
Şekil 4.34: Model 2'deki anterior dik açılı kuvvetlere karşı spongioz kemikte oluşan maksimum asal stresler.....	60
Şekil 4.35: Model 1'deki anterior dik açılı kuvvetlere karşı spongioz kemikte oluşan minimum asal stresler.....	61
Şekil 4.36: Model 2'deki anterior dik açılı kuvvetlere karşı spongioz kemikte oluşan minimum asal stresler.....	61

## SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ

°	derece
%	yüzde
$\sigma$	sigma
AMSJI	Additively manufactured subperiosteal jaw implant
PEEK	polieter eter keton
MRI	manyetik rezonans görüntüleme
FEM	sonlu eleman metodu
HA	hidroksiapatit
Ti	titanyum
AL	alüminyum
V	vanadyum
Zr	zirkonyum
ZrSiO <sub>4</sub>	zirkonyum silikat
ZrO <sub>2</sub>	zirkonyum oksit
PAEK	poliaril eter keton
Gr	gram
Cm	santimetre
cm <sup>2</sup>	santimetre kare
cm <sup>3</sup>	santimetre küp
mm	milimetre
Gpa	gigapaskal
P	paskal
Mpa	megapaskal
CFR-PEEK	karbon fiber destekli PEEK
GFR-PEEK	cam fiber destekli PEEK
Wt	weight-ağırlık
HAF	florohidroksiapatit
CA	su temas açısı
UV	ultraviole
N	newton
PSI	pounds per square inch

# 1 GİRİŞ

Oral cerrahide en sık uygulanan işlemlerden olan diş çekimi; travma, derin dentin çürüğü, ileri periodontal hastalık ya da başarısız bir endodontik tedavi sonucu uygulanmaktadır (1). Implantasyon kaybedilen dişleri, hem fonksiyon hem de estetik olarak yerine koymak için uygulanan bir yöntemdir (2). Dental implantlar mukoza ve/veya periostun altına yerleştirilen alloplastik materyalden yapılan bir yapıdır (3). Endosseoz implantlar ilk olarak 1809 yılında ortaya atılmıştır fakat ideal materyal seçimi için yıllarca çeşitli çalışmalar yapılmıştır. 1950'li yıllarda Branemark , günümüzde kullanılan vida tipli saf titanyum implantları öne sürmüştür. Subperiosteal implantlar ise 1936 yılında Dahl tarafından üretilmiştir. Subperiosteal implantlar, çene kemiğinden alınan ölçülere göre çene kemiğini örtecek şekilde dizayn edilmiştir (2).

Endosseoz implantlarda yeterli kemik miktarının bulunmaması kritik bir risk faktörüdür (3). Kemik rezorpsiyonu olan hastalarda kemik augmentasyonu kaçınılmaz bir işlemdir. Maksillada kemik seviyesi 5 mm'den az ise sinüs lift işlemi uygulanmaktadır. Kemik augmentasyonu için kullanılan diğer yöntemlerden biri olan otojen greftlerin ek cerrahi gerektirmesi ve sınırlı miktarda elde edilebilmesi gibi bazı limitasyonları vardır (4). Ekstraoral olarak iliak krest veya tibiadan alınan greftlerin elde edilmesinde ikinci bir cerrahi işlem gerekliliği, verici sahada morbidite oluşma riski ve hızlı rezorbe olması gibi dezavantajları vardır (5). Mandibulada krestal kemik seviyesinin yetersiz olduğu durumlarda ise endosseoz implantların mandibulada bulunan nörovasküler paket gibi anatomik yapılara zarar verme riski mevcuttur (3). Bütün bu riskler göz önünde bulundurulunca endosseoz implantlar yerine subperiosteal implantlar alternatif bir tedavi seçeneği olarak akla gelmektedir.

Subperiosteal implantlarda, vidalar periostun üzerinden sabitlendiği için anatomik yapıların zarar görmesi gibi bir durum söz konusu değildir. Subperiosteal implantların bu özelliği, hassas bir teknik gerektiren sinüs lift işlemi gibi kemik augmentasyon yöntemlerini de ortadan kaldırmaktadır. Ayrıca minimum postoperatif komplikasyonla birlikte hemen protetik yükleme yapılabilmektedir (3).

Kişiye özel üretilen yeni nesil subperiosteal çene implantları (AMSJI-Additively Manufactured Subperiosteal Jaw Implant), Cawood ve Howell sınıfı V-VI kemik atrofisi için gerekli olan kapsamlı kemik transplantasyonuna ve son zamanlarda kullanımını giderek yaygınlaşan zigoma implantlarına alternatif bir çözüm olarak düşünölmüştür. Kişiye özel üretilen subperiosteal çene implantı cerrahisi diseksiyon alanını, flep gerilimini, ağrıyı ve ödemi azaltarak lokal anestezi, nazotrakeal entübasyon veya intravenöz sedasyon kullanılıp kullanılmadığına bakılmaksızın tüm işlemlerin ayaktan yapılmasına olanak sağlamaktadır. Kronik veya gizli maksiller sinüs hastalığı bulunan hastalarda, fiksasyon vidalarının uzunluğu, Schneiderian membranın perforasyon olmaması için önceden ayarlanabilmektedir. Bu durum, bu sistemin zigoma implantlarına kıyasla en önemli faydalarından biridir. Ayrıca, periimplant mukozitisin periimplantitise dönüşmesi durumunda her postu bazal çerçeveden ayırma imkanının olması büyük bir avantajdır. Bunlara ek olarak tüm işlemler sırasında ve sonrasında uygulanan protez, hastanın takmaya devam edebileceği şekilde korunmaktadır. Kişiye özel üretilen subperiosteal çene implantlarının yukarıda bahsedilen özelliklerinden dolayı all-on-4 sistemine, oral endosseoz implantlara, sinüs lift prosedürlerine ve zigoma implantlarına göre avantaj sağlamaktadır (6).

Dental implantlar çoğunlukla titanyum materyalinden üretilmektedir (7). Subperiosteal çene implant materyali de titanyum olarak tasarlanmıştır (6). Titanyum implantlar (110GPa) ve çene kemiğinin (1-30 GPa) elastik modülü arasındaki fark, çiğneme sırasında kemikte strese neden olmaktadır (7). Ayrıca potansiyel hipersensitivite reaksiyonu da titanyum implantların başarısızlık nedenlerinden biridir (8).

Polieter eter keton (PEEK) materyali, ilk olarak 1998 yılında uzun dönemli implantlar için biyomateryal olarak tanıtılmıştır. Günümüzde metalik implant materyallerine alternatif olarak kullanılmaktadır (7). PEEK, yüksek mekanik özelliklere ve kimyasal dirence sahip biyouyumlu bir maddedir (9). Elastik modülü (3-4 GPa), kemikle benzer olduğundan kuvvet transferleri sırasında yüksek streslerin birikmesini önlediği söylene de implantlara gelen yükleri kaldıracak kadar sert bir materyal değildir (10).

PEEK materyali su ile 80°-90° kontak açısı oluşturduğundan dolayı hidrofobik bir materyal olmaya çok yakındır (11-13). Suda çözünürlüğü çok düşük olduğundan, özellikle alerjik hastalarda diğer birçok maddeye kıyasla yabancı maddelere karşı gösterilen

reaksiyon çok düşüktür. Ayrıca PEEK'in MRI (manyetik rezonans görüntüleme) için uygunluk göstermesi, çok yönlü seri üretiminin yapılabilmesi, dental frezlerle kolayca şekillendirilebilir olması diğer olumlu özelliklerindedir (14).

Karbon fiber ile güçlendirilmiş PEEK materyalinin, dentin ve kortikal kemik ile benzer elastisite modülüne sahip olduğu bildirilmiştir. Tüm bu bilgilerin ışığı altında, PEEK materyalinin, dental implant restorasyonlarında daha az stres oluşturacağı öngörüsü ile titanyum implantlar ile kıyaslanabilir seviyede olduğu iddia edilmektedir (15). Daha önce yapılan çalışmalarda %30 karbon fiber ile güçlendirilmiş PEEK dental implantların, titanyuma göre herhangi bir avantajının bulunmadığı gösterilmiştir (16). %60 karbon fiber destekli PEEK'in ise titanyum ile biyomekanik özelliklerinin benzer olduğunu ve dental implant materyali olarak yeterli gerilme dayanımına sahip olduğu rapor edilmiştir (9). Yapılan başka bir çalışmada titanyum ve PEEK subperiosteal implantlarda başarılı sonuçlar elde edilmiş ve PEEK'in titanyuma alternatif bir materyal olarak kullanılabileceği önerilmiştir (17). Bu bilgiler göz önünde bulundurularak çalışmamızda %60 karbon fiber destekli PEEK ve titanyum materyalinin biyomekanik davranışlarının karşılaştırılması düşünülmüştür.

Dental implantların biyomekaniksel davranışlarını değerlendirmek için genellikle sonlu eleman metodu (FEM) kullanılmaktadır (9). FEM, canlı dokular da dahil olmak üzere tüm materyallerde oluşan gerilim (stres) ve gerinimleri (strain) hesaplamak amacıyla uygulanan matematiksel bir mühendislik metodudur (18). Biyomekanik sistemin gerçeğe yakın matematiksel modelini çıkartmaya dayanan bu yöntem, bilgisayar üzerinde tabiatın taklit edilmesi olarak da tanımlanabilmektedir. FEM, günümüzde fiziksel modelleri yansıtan matematiksel denklemlere sayısal çözüm getiren, en yeni ve önemli bilimsel tekniklerdendir. FEM'in büyük bir avantajı, diğer çalışmaların yetersiz olduğu durumlarda kompleks biyomekanik problemleri çözebilme yeteneğidir. Yapı üstündeki tüm noktalarda stres, gerginlik ve bazı diğer özellikler de hesaplanabilir (19). Karmaşık geometriye katı cisimlerin modellenmesi, gerçeğe yakın model yazılımlarının oluşturulabilmesi, farklı sayılarda değişik malzemeler kullanılarak farklı modeller oluşturulabilmesi, gerilme ve yer değiştirmeleri hassaslıkla göstermesi FEM'in avantajlarından sayılmaktadır. Kuveet miktarının, materyal özelliklerinin, geometrinin kolayca değiştirilmesi ile analizin kolayca ve tekrarlanabilir olarak yapılabilmesi mümkün hale gelmiştir (20).

Bu çalışmanın amacı maksimum ısırma kuvvetleri altında vidalarda, subperiosteal implant gövdesinde ve çene kemiğinde oluşan stresin, titanyum ve peek materyalinden kişiye özel üretilen yeni nesil subperiosteal implantlarda karşılaştırılmalı olarak değerlendirilmesidir.

## 2 GENEL BİLGİLER

### 2.1 Oral implantların Tanımı ve Tarihçesi

İmplant kelimesi Latince “in=içerisine, içerisinde” ve “planto=ekme, dikme, yerleştirme, gömme” anlamındaki kelimelerin birleşimi ile oluşmuştur. Kelime anlamı olarak, cansız dokuların canlı dokular içerisine yerleştirilmesi olarak tanımlanabilir. İmplantasyon ise alloplastik materyallerin veya cansız dokuların, organizmanın çeşitli fonksiyonlarına yardımcı olmak ya da bu fonksiyonları yerine getirmek amacıyla canlı dokulara yerleştirilmesine verilen addır (21).

İmplantolojinin ana hedefi; diş hekimliğinde hastanın fonksiyon, estetik ve fonasyonunu yeniden sağlamak amacıyla diş eksikliklerinin tedavisini gerçekleştirmektir. Günümüzdeki modern implant diş hekimliği standartlarına ulaşana kadar, her alanda olduğu gibi implantoloji de büyük bir ilerleme kaydetmiştir.

Dental implantlara yönelik en eski bilgilere, M.Ö. 3216 ve M.Ö. 2637’de Çin imparatorları Chin-Nong’ un ve Hon-Ang-Tu’nun yaptıkları altın ve gümüş iğneler, akapunktur, reimplantasyonlar ve diş transplantasyonları gibi tedavilerden ulaşılabilmektedir. 1931 yılında Poponoe Honduras’ta M.S 600 yıllarına ait alt çene kemiği bulunmuştur. Bugün Harvard Arkeoloji ve Etnoloji Müzesi’nde saklanan bu çene kemiğinde, eksik olan 3 diş yerine diş formu verilmiş deniz hayvan kabuklarının implante edildiği ve bu yapıların etrafında bir ossifikasyonun gelişmiş olduğu tespit edilmiştir(21,22).

Maggiolo’nun 1809 yılında yaptığı çalışmada, altına diş kökü formu vererek çekim soketine yerleştirmiştir. Doku iyileşmesinin ardından, altın alt yapıların üzerine kron restore ederek tarihte kemik içi implantları uygulayan ilk kişi olmuştur. Daha sonraki yıllarda Greenfield lattice-caged tasarımı tanıtılmıştır. Bu tasarım, 1909 senesinde platinyum ve iridyum materyalinden üretilen, diş kökünden farklı bir forma sahip olan ilk implant tasarımı olarak belirtilmiştir. Bu implant, cerrahi operasyonla kemiğin freze edilerek içerisine yerleştirilen ilk implanttır (23).

1937 yılında Müller, kemiğin üzerine ve periosteumun altına yerleştirilen, krom-kobalt materyalinden üretilmiş ilk subperiosteal implantı tanıtmış ve Gustov Dahl 1940 yılında, bu implant üzerinde çalışarak ilk defa kemiğe yerleştirmiş ve patentini almıştır (24,25). Daha sonraki yıllarda Gershkoff ve Goldberg, vitalyumdan üretilen subperiosteal implantı ilk kez proteze destek olarak kullanmışlardır. Sonraki yıllarda birçok araştırmacı bu implant tasarım ve tekniği üzerinde çalışarak farklı modifikasyonlar tanıtmıştır (26).

1963 yılında Ralph Roberts, ilk blade implantı tasarlamış ve 1967'de ise Linkow, blade implantı ilk kez kemik içine yerleştirmiştir (27).

1952 yılında PerIngvar Branemark tarafından implant üzerinde yürütülen deneysel çalışmalar, implant gelişiminin yön değiştirmesine neden olmuştur. Köpeklerin kullanıldığı ve yaklaşık 10 yıl boyunca takibini yaptığı kemik iliğinin iyileşmesi üzerindeki çalışmaları sonucunda, implant integrasyonunun yumuşak ve sert dokularda önemli yan etkilere neden olmadığı gösterilmiştir. Branemark, osseointegrasyonun tanımını yaparak Linkow ve arkadaşlarının ortaya attığı kemik ve implant arasında fibröz bağ doku oluşumunun gerekli olduğu düşüncesini değiştirerek implantolojideki en büyük ve önemli adımı atmıştır (28). Branemark'ın tanımına göre osteointegrasyon, canlı kemik dokusu ile implant arasındaki direkt yapısal ve fonksiyonel bağlantı olarak tanımlanmıştır.

## **2.2 Dental İmplant Çeşitleri**

Kemikle olan ilişkilerine göre dental implantlar; subperiosteal (kemik üzerine yerleştirilen), transosteal (kemik boyunca uzanan) ve endosteal (kemik içerisine yerleştirilen) implantlar olarak sınıflandırılmaktadır (29).

### **2.2.1 Subperiosteal implantlar**

Subperiosteal implant, 1940 yılında Dahl tarafından diğer implantlardan daha önce tanıtılan bir implant türüdür. Subperiosteal implant, kişiye özel olarak titanyumdan üretilen bir altyapı olarak kemiğin üzerine uzanacak şekilde periosteumun altına yerleştirilecek şekilde dizayn edilmektedir. Bu implantlar mandibula ve maksillaya uygulanabilen, fibrointegrasyon ve kemik desteği ile stabilize olan bir kafes şeklinde tasarlanmaktadır. Bu

tasarım sayesinde oluşacak olan stresler, protezden daha geniş olan kemik alanına aktarılmaktadır (26,30). Tanıtıldığı zamandan beri subperiosteal implantların yerleştirilmesi için çeşitli yöntemler araştırılmıştır. Birçok araştırmacı, subperiosteal implantlar tarafından desteklenen maksiller protezlerin, tek aşamalı bir prosedürle atrofik maksillanın başarılı bir şekilde tedavi edilebileceğini bildirmiştir. Ancak, çoğu uzun dönem takip çalışması ve retrospektif çalışmalar, subperiosteal implantların tercih edilmesini desteklememiştir (31).

İlk subperiosteal implant iskeleti, doğrudan alveolar kretin üzerine oturarak tüm kret boyunca uzanan ve tüm kemiği kaplayan büyük, ızgara benzeri bir kafes olarak tasarlanmıştır (32–34). Bodine ve ark. (35) gibi farklı araştırmacılar subperiosteal implantların yerleştirildikten ilk 5 yıl sonra %5, 10 yıl sonra %22, 20 yıl sonra ise %34 oranında başarısızlıkla sonuçlandığını bildirmiştir. 1982 yılında bu tasarımın başarısızlıkları göz önünde bulundurularak Linkow ve ark.'nın (34) tavsiyesi ile kemiğe sadece üç noktada temas eden 'tripodal mandibular subperiosteal implant' adıyla yeni bir tasarım üretilmiştir. Bu tasarım, implant iskeletinin temas noktalarının mandibula simfizdeki genial tüberküller ve angulus bölgesindeki eksternal oblik kenar gibi rezorpsiyon ihtimali düşük kemik bölgelerine yerleştirilmesini önermiştir (36,37). Genioglossus ve geniohyoid kasının tutunduğu mandibular simfiz bölgesi zaman içinde oluşan rezorpsiyona direnç göstermektedir. Benzer şekilde İnternal pterygoid ve masseter kası ise angulus mandibulaya tutunduğundan ötürü angulus mandibula da rezorpsiyona dirençli bir bölge haline gelmektedir. Bu iki lokasyonun subperiosteal implant iskeletinin yerleştirilmesi için daha uygun olduğu düşünülmektedir (34).

Subperiosteal implantın tasarımı ile ilgili çalışmaların dışında yüzey özellikleri ile ilgili çalışmalar da mevcuttur. Subperiosteal implant ve kemik arasındaki bağlantıyı artırmak için 1980'li yıllarda Rivera tarafından hidroksiapatit (HA) ile kaplanması fikri ortaya atılmıştır. 1980-1990 yılları arasında birçok araştırmacı HA kaplı subperiosteal implantların kullanımı ile ilgili başarılı veriler rapor etmiştir (38,39). Günümüzde, HA kaplamanın kemik ve implant arasındaki bağlantıyı artırdığı rapor edilmiştir. Minichetti'nin (26) araştırmasında, HA kaplı subperiosteal implantların hem maksilla hem mandibulada tek ya da çift taraflı olması farketmeksizin sabit veya hareketli protez altyapısı olarak kullanılmasının uygun olduğu rapor edilmiştir.

Kemiğe gömülü bir implant oluşturmak için, HA kaplı subperiosteal implantın yüzeyini yüksek miktarda rezorbe olmayan HA greft ile doldurma tekniği W. D. Nordquist ve ark. (40) tarafından tanıtılmıştır. Bu teknik bakterilerin gelişebileceği açık alanları ortadan kaldırmakta ve subperiosteal implantın kemikte enfeksiyon oluşturmadan fonksiyon sağlamasına izin vermektedir. HA kaplı subperiosteal implantı gömmenin amacı implant ve kemik arasında oluşacak osteointegrasyondan önce metal yapı altında oluşabilecek yumuşak doku migrasyonunu önlemektir. Bu tekniğin avantajları implant ve kemik arasında yumuşak doku sekestrasyonlarının eliminasyonu ve yaygın rezorpsiyon sonucu kemik miktarı az olan bölgelerde alternatif bir çözüm olması olarak belirtilmiştir (40).

İlk subperiosteal implantlarda kullanılan malzeme, kayıp mum (lost-wax) tekniği kullanılarak dökülen bir kobalt-krom-molibden alaşımı olan Vitallium'dur. Alaşım ve kemik elastisite modülleri arasındaki uyumsuzluk ve buna bağlı oluşan stres kalkınının fiksasyon kaybına sebep olduğu vurgulanmıştır. Vitallium'un yumuşak doku veya kemik ile entegre olma özelliğinin olmamasından dolayı enfeksiyon başladıktan sonra durdurulabilmesi için implantın çıkarılmasından başka bir seçeneğin olmaması ve ayrıca daha önceki yıllarda subperiosteal implantlar için ölçü alma ve implantasyonu içeren iki adet cerrahi işlem gerektiği de belirtilmiştir (28,41).

Son dönemde subperiosteal implantlar ile ilgili çalışmalarda materyal olarak poli eter eter keton kullanımı düşünülmeye başlanmıştır. Mounir ve ark.'nın (17) titanyum ve polieter eter keton subperiosteal implantları iki grup üzerinde incelediği çalışmalarında, implantları yerleştirdikten 12 ay sonra yapılan kontrollerde sadece titanyum grubunda bulunan hastalarda abutment bölgelerinde kemik ekspozu tespit edilmiş ve poli eter eter keton grubunda herhangi bir komplikasyonla karşılaşılmamıştır. Bu sonuçlar sayesinde subperiosteal implant uygulamalarında poli eter eter ketonun kullanımının umut vaat eden sonuçları göz önünde bulundurulmaya başlanmıştır.

Aşırı maksiller kemik rezorpsiyonu, düşük kemik kalitesi ve pnömatizasyon, geleneksel dental implantların kullanımını birçok hasta için imkansız hale getirmektedir. Bu tür hastalara çok az sayıda tedavi seçeneği sunulmaktadır. Otojen kemik grefti gibi rekonstrüktif prosedürler, alloplastik greftlemeyle birlikte yönlendirilmiş kemik

rejenerasyonu, açılı implantlar, all on 4 sistemleri ve zigoma implantları rezorbe çeneler için alternatif tedavi seçenekleri olarak düşünülmektedir (42–45).

Atrofik çene kemikleri için üç boyutlu yazıcı ile kişiye özel üretilen subperiosteal implant (AMSJI), zigoma implantları veya Cawood ve Howell sınıf V – VI kemik atrofisine sahip hastalarda gerekli kemik transplantasyonuna alternatif bir çözüm olarak tasarlanmıştır (46).

Maksilla için AMSJI birçok yönden mükemmel özelliklere sahiptir. AMSJI'nin sağ ve sol alt üniteleri submukozal/subgingival olarak yerleştirildikten sonra intraoral olarak üçüncü bir alt üniteye bağlanmakta ve sonrasında geçici bir konnektöre ve hibrit köprüye bağlanmaktadır. Titanyum alaşımlı yapı, hasta ve cerrah için prosedürün konfor seviyelerini arttırmak adına bir intraoral ve iki subgingival segmente ayrılmaktadır.

AMSJI, bazal iskelete bağlı iki kanattan ve üç posta bağlı üç koldan oluşmaktadır. İmplantın kanat parçaları, osteosentez vidaları kullanılarak primer stabilite elde etmek için kemiğin atrofiye maruz kalmayacağı ve genellikle yeterli kalınlığın olduğu orta yüz direnç noktalarına (kanin ve zigomatik butress) yerleştirilmektedir. Kronik veya gizli maksiller sinüs enfeksiyonu gösteren hastalarda, lengthof fiksasyon vidaları ile Schneiderian membranın perforasyonunu önlemek amacıyla önceden planlama yapılmasına imkan vererek zigoma implantlarına göre üstün bir özelliğe sahip olmaktadır. Ayrıca, periimplant mukozitinin periimplantitise dönüşmesi durumunda cerraha her bir postu bazal iskeletten ayırma şansı vermektedir. Lokal anestezi altında bir elmas disk kullanarak üç adet posta kadar bazal iskeletten ayrılabilmesi, aynı protezi sonrasında da kullanmaya devam edilebilecek şekilde korunurken çiğneme fonksiyonunu tehlikeye atmadan inflamasyonun iyileşmesini sağlamaktadır. Bu özelliği AMSJI'nin all-on-4 konseptine, sinüs lift prosedürleri ile yerleştirilen endosseöz implantlara ve zigoma implantlarına karşı tercih edilmesini sağlayan avantajlı bir diğer özelliğidir (6). Gerekli olduğu durumlarda fiksasyon vidalarının malar bölgeye yerleştirilmesini sağlayacak kadar zigomatik kanatlar uzatılabilmektedir. AMSJI'nin üç segmentli konsepti, malar bölgede yüksek fiksasyon gerektiren tek üniteli sistemin yerleştirilemediği hastalarda oldukça kullanışlıdır.

AMSJI, alveoler kemiğin tamamen rezorbe olduğu Cawood ve Howell sınıflamasına göre sınıf V ve VI vakalarda endike olup ciddi atrofik maxillada sadece lokal anestezi kullanılarak tek bir cerrahi operasyonda hızlıca çiğneme fonksiyonunu sağladığı için majör kemik greftlemesine ve zigoma implantlarına alternatif olmaktadır. AMSJI kanıtlanmış bir sistem olmasına rağmen uzun dönemli prospektif çalışmalarla takip edilmelidir. Günümüzde AMSJI'nin planlanan yeni modifikasyonunda, tüm bağlantı kollarının palatal dişeti altına yerleştirilmesi düşünülmekte ve AMSJI'nin uzun süreli prognozunu daha da iyileştirmek için bu yönde araştırmaların yapılması gerekmektedir (6).

### **2.2.2 Transosteal implantlar**

Transosteal implant, Bosker ve ark. (47) tarafından aşırı atrofik mandibula tedavisi için 1983 yılında geliştirilen bir implant çeşididir. Yapılan çalışmalarda bu implant çeşidinin maksimum 15 mm olan kretlere uygulanmasının uygun olacağı düşünülse de 12 mm'den daha kısa olan kretlerde ciddi komplikasyonlar oluşturmaktadır (29,48). Mandibula alt sınırına yerleştirilen plaktan çıkan 5 adet vida kemik içerisinde simfiz boyunca ilerleyerek mandibula üst sınırında oral kaviteye açılan dört transosteal posta bağlanmaktadır. Transosteal implantlar diğer implant çeşitlerine nazaran en fazla travmatik olan ve en yüksek teknik hassasiyet gerektiren implant çeşididir (49,50). Transosteal implantların rutin uygulamalarının yapılamamasının sebebi birçok dezavantaja sahip olmasıdır. Bunlar; postlar etrafında aşırı kemik rezorbsiyonu, mandibular fraktürler, genel anestezi gerekliliği, enfeksiyon, parestezi, postlar etrafında oluşan ağrı ve hassasiyettir (29,49).

### **2.2.3 Endosseoz implantlar**

Endosseoz implant, maksilla veya mandibulada lokal anestezi altında uygun kemik içerisine yerleştirilen, osteointegrasyon sayesinde stabilizasyonun sağlandığı en yaygın kullanılan implant çeşididir. 4 çeşit endosseoz implant mevcuttur.

### **2.2.3.1 Blade implant**

Roberts (27) tarafından 1963 yılında tasarlanan ve 1966 yılında Linkow (51) tarafından geliştirilen blade implantlar, bıçak sırtı veya metal plaka şeklinde tasarlanmaktadır. Fazla yüzey alanı yaratılarak osteointegrasyonun artırılması planlanan bir implant çeşididir. Overdenture restorasyonlara dayanak olarak tasarlanarak dar kreterler için endikedir (27).

- **Endodontik implantlar**

Endodontik implant, mevcut bir dişin kök kanalı içinden geçip çene kemiğine yerleştirilen bir implant türüdür. Endodontik stabilizörler veya transdental fiksasyon ismiyle de bilinen bu implantlar bazı araştırmacılar tarafından kemik içi implantlar sınıfına da dahil edilmektedir. Amacı restoratif diş hekimliği için ek bir üst yapı desteği sağlamaktan çok, mevcut olan diş kökünün fonksiyonunu arttırarak prognozunu geliştirmeye yöneliktir (52).

- **Vent tipi implantlar**

Vent implant, içerisinde boşluklar bulunan implant tipidir. Bu sayede kemikle daha fazla temas alanı oluşturarak osseointegrasyonu arttırmaktadır (53).

- **Vida tipi implantlar**

Diş kökü formuna benzer yapıda olan bu implant tipi günümüzde en çok kullanılan implant çeşididir (54).

## **2.3 Dental İmplantların Materyalleri**

Biyomateryal tanımı insan vücudundaki canlı dokuların işlevlerini yerine getirmek amacıyla sürekli veya belli aralıklarla vücut sıvılarıyla birlikte doğal veya sentetik yapılar olarak belirtilmiştir. Biyomateryaller, yalnızca implant materyali olarak değil, vücut dışına

yerleştirilen ama vücutla etkileşim halinde bulunan cihazlarda, çeşitli eczacılık ürünlerinde ve teşhis kitlerinde yaygın olarak kullanılmaktadır (55). İdeal bir implant biyomateryali, uygun sertliğe, mekanik dayanıma, aşınma ve kırılma direncine sahip olmalı ve biyolojik olarak da uyumlu olmalıdır (56,57). Dental implantlar kimyasal olarak metaller, seramikler ve polimerler olarak üç grupta toplanmaktadır (58).

### 2.3.1 Metaller ve alaşımları

Metal alaşımları içinde ilk olarak paslanmaz çelik ve krom-kobalt alaşımları kabul edilebilir özelliklerinden dolayı tercih edilmiştir. Bu alaşımlar daha çok işlenmiş ve ısıtılmış durumlarda kullanılmaktadır. Güçlü darbelere karşı dayanıklı olmasına rağmen tüm alaşımlar içinde en sık paslanmaz çelik ve krom-kobalt alaşımlarında çatlak ve nokta korozyonu oluşmaktadır (59).

Altın, palladyum, tantalyum, platin ve bu metallerin alaşımları da implant materyali olarak kullanılmıştır. Fakat bu materyaller inert olmadıklarından ve çok pahalı olduklarından dolayı günümüzde kullanılmamaktadır (60). Günümüzde implantların yapımında titanyum ve titanyum alaşımları en sık kullanılan materyallerdir (32).

Titanyum, Amerikan Test ve Malzemeler Derneği'nin titanyum sınıflandırmasına göre demir ve oksijen içeriğine göre 5 gruba ayrılmaktadır. Tip 1, 2, 3, 4 saf titanyumu, tip 5 titanyum ise vanadyum ve alüminyum ile alaşımı olan Ti-Al6-V4 Titanyum-alüminyum-vanadyum materyalini temsil etmektedir. Saflık derecesi en yüksek olan tip 1 titanyum iken en dayanıklı titanyum tip 4 olandır. Tip 5 titanyum; vanadyum içermesi nedeniyle saf titanyum tiplerine göre daha toksik olup, daha fazla iyon salınımına sebep olmaktadır. Titanyumun saflık derecesi azaldıkça, daha az kemik teması oluşturduğu bilinmektedir. Dental implantlarda en sık Tip 2, Tip 4 ve Tip 5 titanyum materyalleri kullanılmaktadır (62).

Titanyuma ilave edilen az miktardaki vanadyum ve alüminyum, alaşımın direncini saf titanyuma göre çok fazla miktarda artırmaktadır. Titanyum-alüminyum-vanadyum (Ti-6Al-4V) alaşımı kolay elde edilebilir olması, çalışma şartlarının uygunluğu ve düşük sıcaklıklarda güçlü mekanik özelliklere sahip olmasından dolayı, farklı titanyum alaşımları

arasında halen daha en yaygın olarak kullanılan biyomateryaldir (63). Mekanik özelliklerinin uygun olmasının yanında, titanyumun metal yüzeyinde hızlı bir şekilde oluşan ve çok stabil olan pasif film tabakası sayesinde mükemmel korozyon özellikleri olduğu bilinmektedir (35). Diğer yandan titanyumun elastiklik modülü diğer implant materyallerine göre kemiğin elastisite modülüne daha yakın olmasından dolayı kemik implant yüzeyinde kuvvet dağılımı daha düzenli olmaktadır. Ti-6Al-4V alaşımı günümüzde implant uygulamalarında en sık kullanılan alaşımdır (65).

Titanyum materyali biyoyumlu olarak kabul edilse de son çalışmalar titanyum materyallerinin kullanımında dermatit ve granülamatöz reaksiyonlara sebep olması materyalin alerjik olduğuna dair tartışmalara sebep olmuştur. Ek olarak, titanyumun genel sağlık sorunlarına neden olabileceği ve titanyum malzemelerin yüzeyini kaplayan titanyum dioksitin doku reaksiyonlarına sebep olabileceği rapor edilmiştir. Yapılan bir klinik çalışmada; üretici tarafından Tip 1 yüksek saflıkta titanyumdan (% 99.64) yapıldığı öne sürülen dental implantların nadir olsa da bazı hastalarda alerjik bir reaksiyona sebep olduğu rapor edilmiştir (8). Ayrıca dental implant uygulamalarında periimplant lezyonlara bağlı kemik kaybı ve dişeti çekilmeleri durumunda, titanyumun metalik renginden dolayı gri yansımalara sebep olup estetik olarak kritik bölgelerde olumsuz sonuçlar gösterebilmektedir (66,67).

### **2.3.2 Seramikler**

Seramik materyali çevresinde de osseointegrasyonun oluşması implant materyali olarak farklı seramik malzemelerini gündeme getirmiştir (68). Seramiklerin inert olmaları ve biyolojik uyumlarından ötürü dental implantlar için uygun oldukları belirtilmiştir. Özellikle kemik defektlerinin onarımında ya da alveol kreterin yükseltilmesinde seramik materyali kullanılmıştır. Fakat seramik materyalinin kuvvetlere karşı dayanıklı olmaması, kullanım alanlarını sınırlandırmaktadır. Tek kristalin yapıda olan safir seramikler ya da alüminyum-oksit içerikli polikristalin seramikler, klinik çalışmalarda başarı gösteren seramik tiplerindedir (69). Zirkonyum oksit seramikler ise son zamanlarda kullanılan seramik tipidir (70). Atom numarası 40, atomik ağırlığı 91,22 ile kimyasal bir element olan Zirkonyum (Zr) doğada serbest olarak bulunmamakla birlikte zirkonyum silikat ( $ZrSiO_4$ )

ve Zirkonyum oksit ( $ZrO_2$ ) olarak bulunmaktadır. Zirkonyum, hekzagonal şekilde bir yapı göstermekte ve krozyona ve ısı değişikliğine karşı oldukça dayanıklıdır. Son yıllarda diş hekimliği alanında  $ZrO_2$  kristali, yüksek kırılma direnci göstermesi ve elastikiyet modülünün az olması, dayanıklılık ve sertliğinin fazla olması nedeniyle oldukça popüler olmuştur (71).

Zirkonyum oksitin diğer biyouyumlu materyallere göre kemiğe afinitesinin daha fazla olduğu düşünülmektedir. Zirkonyum oksit ile kemik arasındaki bağlantının daha iyi olmasının nedeninin, bu materyalin mikro morfolojik yapısındaki özelliklerinden kaynaklandığı düşünülmektedir (68,72). Kemik iyileşmesinde, elastisite modülünün ve kırılma dayanıklılığının yüksek olmasının etkili olacağı düşünülmektedir (73). Zirkonyum oksit aşınmaya ve korozyona karşı dirençlidir. Zirkonyum oksitin herhangi bir toksik, immünolojik veya kanserojenik etkisi bulunmamaktadır (74). Bununla beraber Zirkonyum materyalinin de bazı dezavantajları mevcuttur. En büyük dezavantajlarından biri materyalde oluşabilecek kırılmalar olarak belirtilmiştir. Bu durumun en önemli sebebi, zirkonyuma vücut ısısının üzerinde bir ısı derecesi uygulandığında, su absorbe etme özelliğinden ötürü su moleküllerinin araya girip genleşmesi ve daha sonra kopmaların ortaya çıkması olarak belirtilmiştir (75). Klinik çalışmalarda zirkonyum oksit implantların başarısı tam olarak bilinmemektedir (68,76). Asitle pürüzlendirme yapılamaması, titanyum ile karşılaştırmak amacıyla uzun süreli kemik bağlantısı ile ilgili çalışmaların yetersiz miktarda olmasından dolayı zirkonyum oksit implantların uzun süreli çalışmalarına ihtiyaç duyulmaktadır.

### **2.3.3 Poli eter eter keton**

Poli eter eter keton (PEEK) yarı kristalin lineer polisiklik aromatik bir termoplastik olup, ilk olarak 1978'de İngiliz bilim adamları grubu tarafından geliştirilmiştir (77). PEEK, yüksek sıcaklık stabilitesine ( $300^\circ C$ 'yi aşan) ve yüksek mekanik ve kimyasal dirence sahip PAEK (poli-aril-eter-keton) polimer familyasının bir parçasıdır. Eter eter keton monomer birimi poli eter eter ketonu oluşturmak için bisfenol ile reaksiyona girmektedir (78,79). PEEK, kimyasal olarak monomerlerin eklenmesiyle modifiye edilebilmektedir (79). 1980'li yıllarda PEEK materyalinin biyouyumlu ve implante edilebilir bir biyomateryal

olarak geliştirilmesi için araştırmalara başlanmıştır. PEEK materyalinin yüzey özellikleri uygulanan yüzey modifikasyon çalışmaları sayesinde hücresel cevabı artıracak şekilde geliştirilmiştir. Böylece aşınmaya karşı dirençli, kimyasal dayanıklılığı fazla ve biyouyumluluğu kanıtlanmış bir biyomateryal oluşturulmuştur. PEEK materyalinin suda çözünlürlüğü çok az olduğundan dolayı özellikle allerjisi olan bazı hastalarda materyale karşı oluşan tepki diğer birçok materyale göre daha düşüktür (80). PEEK özellikle ortopedik ve travmatik olgularda 1990'lı yılların sonlarında kullanılmaya başlanmıştır (81). PEEK'in ortopedideki en büyük avantajı youngs (elastik) modülüsünün insan kemiğine yakın olacak kadar düşük (3-4 GPa) olmasıdır (82). PEEK, karbon fiberler gibi diğer materyallerin eklenmesiyle kolayca modifiye edilebilmektedir (82).

PEEK materyali implant gövdesi, abutment ve üst yapı malzemesi olarak uygulanabilmektedir. İmplant gövdesi olarak yapılan uygulamalar sınırlı sayıda test edilmiş ve implant gövdesi olarak mandibulaya uygulanmasıyla ilgili rapor edilen bir çalışma mevcut değildir. PEEK ve kemiğin mekanik özelliklerinin oldukça uyumlu olmasından dolayı PEEK'in dental implant gövdesi olarak kullanılması durumunda Titanyuma göre daha düşük stres kalkanı gösterebileceği bildirilmiştir (55). PEEK'in iyileşme başlığı ve geçici abutment olarak kullanılabil-diğine dair raporlar mevcut olmasına rağmen final abutment olarak kullanımı ile ilgili bilgiler mevcut değildir. Becker (2012), implant bölgesindeki çıkış profilini elde etmek için geçici abutment olarak PEEK kullanılabil-eceğini ortaya koymuştur (84). PEEK'in elastik modülü kortikal kemik (7-30 GPa), Ti ve seramik materyallere göre oldukça düşüktür. Saf PEEK'in elastisite modülü 3.7-4 GPa arasında değişmektedir. Bundan dolayı saf PEEK, implantlara gelen yükleri kaldıracak kadar sert bir materyal değildir (10). Dental implant materyalleri, abutmentler ve üst yapılar için kullanılan PEEK için daha yüksek elastik modülü gerekmektedir. Bu nedenle karbon fiber destekli PEEK (CFR-PEEK) ve cam fiber destekli PEEK (GFR-PEEK) gibi PEEK kompozitleri geliştirilmiştir; elastik modül CFR-PEEK (85) için 18 GPa ve GFR-PEEK (86) için 12 GPa olarak bildirilmiştir. Ayrıca PEEK'in elastisite modülü hidroksi apatit partikülleri eklenerek de arttırılabilmektedir. Elastisite modülü 120.6 GPa olan hidroksi apatit partikülleri PEEK materyalini sertleştirebilmektedir. Fakat arzu edilen gerilme dayanımına ve biyouyumluluğa erişebilmek için 30 wt%'den daha ağır hidroksi apatit partikülleri kullanılmalıdır. Zayıf arayüz bağlantısından dolayı, büyük hidroksi apatit

partikülleri gerilme dayanımı testlerinde sıklıkla PEEK matriksinden ayrılmaktadır. Bundan dolayı PEEK materyalini sertleştirmek amacıyla sertliği 230 GPa'dan fazla olan karbon fiberler tercih edilmektedir (87). Karbon fiber takviyeli PEEK materyalinin, dentin ve kortikal kemik ile benzer elastisite modülüne sahip olduğu bildirilmiştir. Tüm bu bilgilerin ışığı altında, PEEK materyalinin, dental implant restorasyonlarında daha az stres oluşturacağı öngörüsü ile titanyum implantlar ile kıyaslanabilir seviyede olduğu iddia edilmektedir (15).

PEEK'in titanyuma göre osteokondüktif özelliği düşük olmasına rağmen (88) titanyum birikimi (89), yüzey pürüzlülüğünün artırılması ve kimyasal değişikliklerle PEEK'in erken osseointegrasyonunu sağlamak için biyouyumluluğunun artırılabilirliği bilinmektedir. PEEK'in nanometre seviyesinde modifiye edilmesinin birçok yolu olduğu raporlanmıştır. TiO<sub>2</sub>, HAF (Florohidroksiapatit) ve HAP gibi nanoparçacıklar, biyoaktif nanokompozitler üretmek için melt-blending işlemi yoluyla PEEK ile birleştirilebilmektedir. Ayrıca, modifiye edilmiş PEEK'in saf PEEK'ten önemli ölçüde üstün gerilme özellikleri sergilediği gösterilmiştir (90). PEEK ayrıca plazma püskürtme (78,91), spin kaplama (92,93), plazma gaz asitlendirmesi (94), elektron ışını birikimi (95) ve plazma batırma ile iyon implantasyonu (96) kullanılarak diğer biyoaktif maddelerle kaplanmıştır. Nonmodifiye PEEK biyoinert bir materyal olup hidrofobik değere yakın olan 80-90 derecelik bir su temas açısı (CA) göstermektedir (12,13). Modifiye edilmiş PEEK, hidrofilisiteye sahiptir ve bu özelliği hücrel proliferasyonun artmasını sağlayabilmektedir (97). Biyomalzemenin ve dental implant yüzeyinin ıslanabilirliğinin, materyal ve çevresindeki fizyolojik ortam arasındaki etkileşimi etkilediği rapor edilmiştir (98,99). Dental implant yüzeyinin ıslanabilirliği UV (Ultraviole) ışınlanması ile de artırılabilir. Qahtani ve ark., UV-A ve UV-C ile ışınlama sonrası PEEK dahil 4 orijinal vida tipi implantın ıslanabilirlikteki değişikliklerini karşılaştırmış ve PEEK implantlarının UV-C ile ışınlama sırasında çok az hidrofille olduğunu (CA = 79 derece) bildirmişlerdir (13). Xu ve ark. tarafından mikro-/nano-topografik yapılara sahip CFR-PEEK-nanohidroksiapatiti, yüzey kumlanması oksijen plazması ile modifiye edilerek geliştirilmiştir. Araştırmacılar bu modifikasyonun amacının kemik uyumu ve kemik dokusu için potansiyel biyoaktif materyalin osteogenezisini, biyouyumluluğunu ve osseointegrasyonu arttırmak olduğunu ileri sürmüştür (100).

PEEK materyali su ile 80°-90° kontak açısı oluşturduğundan dolayı hidrofobik bir materyal olmaya çok yakındır (11–13). Suda çözünürlüğü çok düşük olduğundan, özellikle alerjik hastalarda diğer birçok maddeye kıyasla yabancı maddelere karşı gösterilen reaksiyon çok düşüktür.

Peek materyalinin MRI (manyetik rezonans görüntüleme) için uygun olması, dental frezlerle kolayca şekillendirilebilir olması ve seri üretiminin yapılabilmesi diğer olumlu özelliklerindedir (14). PEEK'ten ayrıca estetik ortodontik teller de yapılabilir. Polieter sulfone ve poliviniliden diflorid gibi diğer polimerlere kıyasla, PEEK ortodontik teller diğer metalik teller gibi daha fazla ortodontik kuvvet iletebilmektedir (101). Sonuç olarak Peek'in bu avantajları diş hekimliği alanında diğer metal ve alaşımlarına karşı ciddi bir alternatif olarak düşünülmesini sağlamaktadır.

## **2.4 Osseointegrasyon**

### **2.4.1 Osseointegrasyonun tanımı**

Osseointegrasyon ilk olarak Branemark tarafından; implant ile yaşayan kemik dokusu arasındaki direkt yapısal ve fonksiyonel bağlantı olarak tanımlanmıştır. Başka bir deyişle implant yüzeyi ile kemik yüzeyi arasında fibröz bağ dokusu oluşmaksızın gerçekleşen direk bağlantıdır (28). Zarb 1991 yılında fonksiyonel yükleme sırasında kemikte alloplastik materyallerin klinik olarak semptom göstermeyen rijit fiksasyonunun sağlanması ve idame ettirilmesi olarak tanımlamıştır (102). Bir başka çalışmada El Askary, osseointegrasyonun normal olarak yeniden şekillenmiş kemik ile implant yüzeyi arasında bağ dokusu olmaksızın direkt bir bağlantı olduğunu belirtmiştir (103). Günümüzdeki osseointegrasyon terimi sadece mikroskopik bir durumu değil aynı zamanda implanta uygulanan 1-500 gr kuvvete karşı implantta gözlemlenebilir bir hareket olmaması durumu olan rijit fiksasyonu da tanımlamaktadır.

Birçok araştırmacı, osseointegrasyon teriminin en iyi şekilde, "fonksiyonel yükleme süresince kemik içerisinde klinik olarak asemptomatik rijit fiksasyon aracılığı ile

alloplastik materyalin elde edildiği ve devamının sağlandığı işlem" olarak açıklandığını belirtmektedir (54,104).

#### **2.4.2 Osseointegrasyonu etkileyen faktörler**

1983 yılında Albrektsson ve ark. (54) osseointegrasyonun başarısını etkileyen faktörleri tanımlamışlardır;

- İmplant yüzeyi özellikleri
- İmplant yerleştirilecek bölgedeki kemiğin kalite ve kantite özellikleri
- İmplant materyal karakteristiği
- İmplant tasarımı
- Uygulanacak olan cerrahi prosedürler
- İmplantın yükleme zamanı (52)

Ayrıca Esposito ve arkadaşları (105) osseointegrasyonu etkileyen faktörleri endojen ve ekzojen faktörler olarak iki grupta toplamışlardır;

- Endojen faktörler genel sağlık durumu, genetik, yaş, kemik kalitesi, sigara kullanımı, lokal immün cevap, kemik greftlemesi, keratinize dişeti miktarı, radyasyon tedavisi, parafonksiyonlar ve anatomik lokasyon olarak belirtilmiştir.
- Ekzojen faktörler ise biyomateryale bağlı ve cerraha bağlı olan faktörler olarak rapor edilmiştir.

#### **2.5 Oral İmplantolojide Diş Eksikliklerinin Sınıflandırılması**

Kısmi dişsizliklerin sınıflandırılması için dünyada en geçerli sınıflandırma 1923 yılında Edward Kennedy (106) tarafından önerilen sınıflamadır.

- Kennedy sınıf I: Tek bir arkta çift taraflı posterior diş eksikliği
- Kennedy sınıf II: Tek taraflı distale uzanan posterior diş eksikliği
- Kennedy sınıf III: Anterior ve posteriorunda doğal dişler bulunan tek taraflı dişsiz alan
- Kennedy sınıf IV: Çift taraflı (orta hattı geçen) anterior diş eksikliği

Kennedy sınıflaması Applegate tarafından modifiye edilmiş ve sınıflamaya iki grup daha eklenmiştir.

- Kennedy-Applegate sınıf V: Anterior destek dişin zayıf olduğu (ör., lateral keser diş) dişlerle çevrili uzun dişsiz alan
- Kennedy-Applegate sınıf VI: İki tarafında diş bulunan ve uzunluğu kısa olduğundan dolayı sabit protez uygulanabilen dişsiz alan

Applegate kuralları, Kennedy sınıflamasının uygulanmasıyla ilgili kesin kurallar belirlemiştir;

1. Dişsizlik sınıflaması diş çekimleri yapıldıktan sonra yapılmalıdır.
2. Üçüncü büyük azı dişi yoksa ve proteze konulmayacaksa sınıflamaya dahil edilmemelidir.
3. Üçüncü büyük azı diş varsa ve dayanak diş olarak kullanılacaksa sınıflandırmaya dahil edilmelidir.
4. İkinci büyük azı dişi yoksa ve proteze konulmayacaksa, sınıflamaya dahil edilmemelidir.
5. Her zaman en gerideki alan sınıflamayı belirlemektedir.
6. Sınıflamayı belirleyen dişsiz alanların dışındaki dişsiz alanlar modifikasyon olarak isimlendirilmektedir.

Kennedy sınıf IV'ün modifikasyonu mevcut değildir (106–108).

## **2.6 İmplantolojide Kemik Dokusunun Değerlendirilmesi Ve Rezorbsiyon**

### **2.6.1 Kemiğin yapısı**

İleri seviye bir bağ dokusu olan kemik, insan iskeletine desteklik sağlayan doku ve hücrelerin bileşkesinden oluşan hücre dışı matriks yapısından oluşmaktadır (109). Kemiğin %23'ü organik matriks, %77'si hidroksiapatitten oluşmaktadır. Kemiğin hücresel bileşenleri; osteojenik prekürsör hücreler, osteoblastlar, osteoklastlar ve kemik iliğinin hematopoetik hücrelerinden meydana gelmektedir (110).

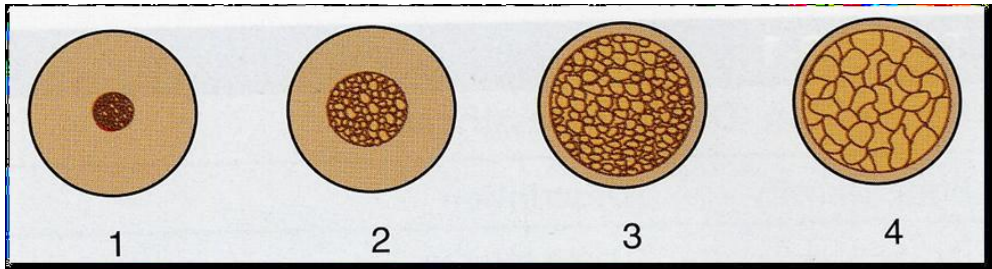
Kemik yapısı kalsifikasyon özelliklerine göre iki tip kemikten oluşmaktadır. Bunlar spongioz kemik ve kortikal kemiktir. Spongioz kemik  $0.23-1.0 \text{ g/cm}^3$  yoğunluğunda olan kortikal kemiğin iç kısmındaki tabakadır. Kortikal kemik ise  $1.7-2.0 \text{ g/cm}^3$  yoğunluğunda kemik dokusunun etrafını saran yapıdır. Spongioz kemik metabolik fonksiyonları kontrol ederken kortikal kemik mekanik destek sağlamaktadır. Spongioz kemik daha gevşek bir yapıdayken, kortikal kemik sıkı fibrillerden oluşmaktadır (111).

Kortikal kemik periostla kaplı olup osteoblastları, osteoklastları ve kollajen lifleri içermektedir. Periost, Sharpey lifleri ile kemiğe sıkıca tutunmakta ve kemik için koruyucu bir tabaka olarak görev almaktadır. Periost içindeki osteoklast ve osteoblastlar remodeling, apozisyon ve rezorbsiyonda rol oynamaktadır (52).

## 2.6.2 Kemik sınıflandırılması

Günümüzde en sık kullanılan kemik sınıflamaları Lekholm ve Zarb sınıflaması ile Misch sınıflamasıdır. Dişsiz çene bölgelerindeki kemiğin yapısıyla alakalı olarak 1985 yılında Lekholm ve Zarb'ın kalite sınıflaması, implant başarısını etkileyen faktörleri içeren birçok araştırmada referans olarak kullanılmıştır. Gözle görülebilen kemik yapısının, gözenekli ve yoğun bölgelerinin dağılımını ve biçimini ifade eden bu sınıflamaya göre 4 kemik tipi belirtilmiştir (112,113).

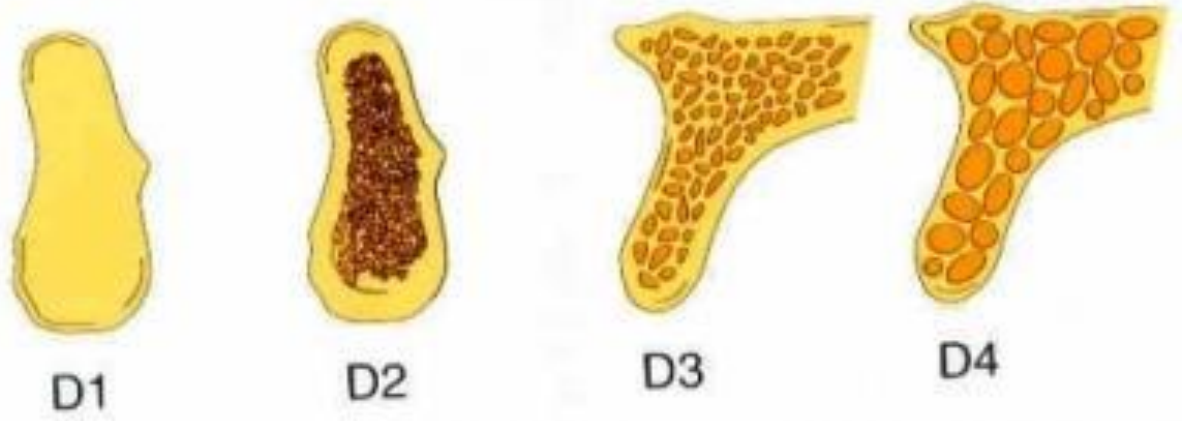
- Tip I: Kompakt homojen kemik
- Tip II: Kalın kortikal kemik ile çevrelenmiş olan yoğun trabeküler kemik
- Tip III: İnce kortikal kemik tarafından çevrelenmiş kalın trabeküler kemik
- Tip IV: İnce kortikal kemik tarafından çevrelenmiş düşük yoğunlukta trabeküler kemik olarak belirlenmiştir.



Şekil 2.1. Lekholm ve Zarb'ın kalite açısından kemik sınıflaması

Misch tarafından (1999) yapılmış olan kemik yoğunluğu sınıflaması ise şu şekildedir (114):

- D1 kemik: Yüksek miktarda mineralizasyonlu yoğun kortikal kemik; aşırı miktarda rezorbe olmuş dişsiz anterior mandibulada görülmektedir.
- D2 kemik: Krette yoğun, kalın poröz kortikal kemik ve altında kalın trabeküler kemik; posterior-anterior mandibula ve anterior maksillada lokalizedir.
- D3 kemik: İnce, poröz kortikal kemik ve altında ince trabeküler kemik; posterior-anterior maksilla ve posterior mandibulada görülmektedir.
- D4 kemik: Neredeyse kortikal kemiğin hiç olmadığı ve tüm kemik hacmini ince trabeküler kemiğin oluşturduğu kemik. Posterior maksillada görülmektedir.



Şekil 2.2. Misch kemik kalite sınıflaması

### 2.6.3 Kemik rezorbsiyonu

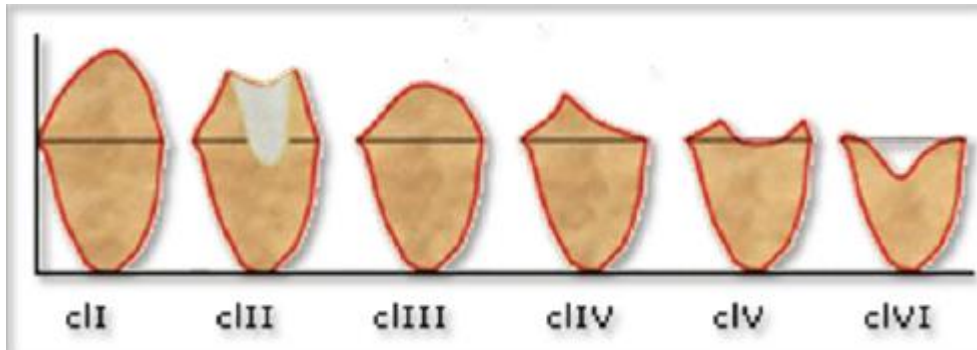
Fizyolojik veya mekanik kuvvetlere cevap olarak kemiğin şeklinin tamamen değişmesine modeling denilmektedir. İskeletin maruz kaldığı kuvvetlere karşı yavaş yavaş uyum sağlaması modelinge neden olmaktadır ve modeling süresince kemik yapımı ve yıkımı uyum içinde değildir. Erişkinlerde kemik modelingi remodelingden daha az olmaktadır. Hipoparatiroidi, renal osteodistrofi ve anabolik madde kullanımında modeling remodelingden fazla olmaktadır (115).

Kemik metabolik olarak hiçbir zaman stabil değildir ve sürekli yenileme durumundadır. Bu yenilenme durumu remodeling yani yeniden şekillenme olarak adlandırılmaktadır. Remodeling doğumdan önce başlayıp ölene kadar devam eden bir süreçtir. Bu süreç osteoblastlar ve osteoklastlar tarafından oluşturulmaktadır (116).

Remodeling, mekanik kuvvetlerin veya fizyolojik etkilerin tesiri altında gerçekleşmektedir. Wolf kanununa göre kemik, üzerine uygulanan kuvvetlere cevap olarak uzayıp ve yeniden şekillenerek mekanik strese karşı bir cevap oluşmaktadır. Uygulanan kuvvetlerin etkisi ile kemiğin baskı oluşan yüzeyinde negatif bir potansiyel oluşmakta ve böylece kemik oluşumunu uyarılmaktadır. Stresin azaldığı kemik yüzeylerinde osteoklastlar kemik rezorpsiyonuna neden olurken, stresin arttığı yüzeylerde osteoblastlar tarafından yeni kemik oluşumu uyarılmaktadır. Bu doğal döngüyü bozan herhangi bir neden sonucunda rezorpsiyon-apozisyon dengesi değişmekte ve kemik rezorpsiyonu başlamaktadır (117). Rezorpsiyon mekanik, anatomik, sistemik ve enflamatuar faktörlerin birleşmesiyle oluşan çok yönlü biyomekanik bir olaydır (118).

Cawood ve Howell 1988 yılında rezorbe maksilla ve mandibula sınıflandırmasını yayılamıştır. Rezorpsiyon aşamalarına göre 6 sınıfta değerlendirilmiştir (119).

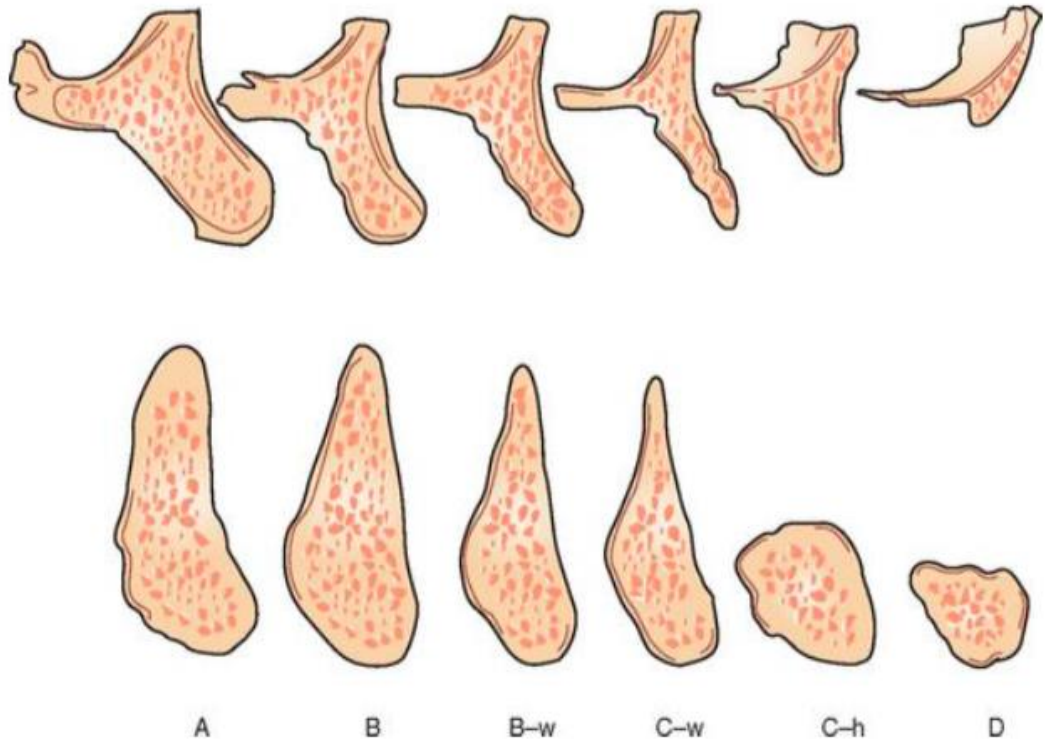
- Sınıf I: Dişli kret
- Sınıf II: Diş çekiminden hemen sonraki alveoler kret
- Sınıf III: Yeterli genişliğe ve yüksekliğe sahip kalın ve yuvarlak alveoler kret
- Sınıf IV: Yeterli yüksekliğe sahip bıçak sırtı şeklinde alveoler kret
- Sınıf V: Yetersiz yükseliğe ve genişliğe sahip yuvarlak şekilli alveoler kret
- Sınıf VI: Kupa şeklinde konkaviteye sahip aşırı rezorbe alveoler kret



**Şekil 2.3.** Cawood ve Howell' in rezorpsiyon sınıflandırması

Misch ve Judy'nin (120) geliştirdikleri sınıflandırma rezorbsiyon ve kalan kemik açısından bir diğer önemli sınıflandırmadır. Bu sınıflandırma 4 temel gruba, 6 sınıfa ayrılmıştır. Çekim sonrası kalan mevcut kemiğin durumu, yükseklik-genişlik miktarı, uygulanacak tedavi seçeneklerini de içeren bir sınıflamadır.

- Div A: Tüm boyutlarda kullanılabilen ve diş çekiminden hemen sonra oluşan uygun kemik
- Div B: Genellikle yeterli kemik yüksekliğinin ve azalmış kemik genişliğinin var olduğu az ya da orta şiddetteki rezorpsiyona sahip kemik
- Div C: Tek ya da daha fazla boyutta (yükseklik, genişlik, kemik açısı, kron boyu/kemik yüksekliği oranı) yetersiz kemik olarak tanımlanmaktadır. Var olan kemikte önce genişlikte, daha sonra yükseklikte azalma olmaktadır
- Div D: Uzun dönem dişsizlik sonucunda alveoler çıkıntı ve bazal kemiğin rezorpsiyonla birlikte tamamen yok olma durumu olarak belirtilmiştir. Bu durum yaygın atrofi ile karakterizedir.



**şekil 2.4.** Misch-Judy sınıflaması

## 2.7 İmplant biyomekaniği

Biyomekanik, vücuttaki doku ve organlar ile onlara etki eden kuvvetler arasındaki ilişki olarak tanımlanmaktadır. İmplantların doğal dişlere göre biyomekanik anlamda davranışlarında farklılıklar bulunmaktadır (121). Doğal dişler çevresinde bulunan periodontal ligamentin stres dağılımı ve şok emici görevi bulunmaktadır. Fakat implant çevresinde periodontal ligament bulunmamaktadır. Doğal diş etrafında bulunan periodontal ligament gelen kuvvetleri absorbe ederken implantlar bu kuvvetleri direkt olarak kemiğe iletmektedir (122). İmplantlarda görülen geç dönemdeki başarısızlıklar genellikle biyomekanik komplikasyonlardan kaynaklanmaktadır. Oklüzal kuvvetlerin iletilmesi ile implant üstü hareketli protezlerde kırılma, abutment veya vida gevşemesi, implant üstü sabit protezlerde porselen veya metalin kırılması, implant gövdesinin boynunda kırık, implant çevresinde marjinal kemik rezorpsiyonu gibi biyomekanik sorunlar implant başarısını doğrudan etkilemektedir. Bu biyomekanik sorunların ana sebebi strestir. İmplant yerleşimi ve sonrasında kuvvet faktörleri değerlendirilmeli ve kemik-implant-protez sistemi bir bütün olarak korunmalıdır (122,123).

## 2.8 Biyomekanik kavramlar

### 2.8.1 Kuvvet

Cismin şeklini, hızını ve yönünü değiştiren etki kuvveti olarak tanımlanmaktadır. Uygulama noktası ve yönü olan ölçülebilir bir vektördür. “F” ile gösterilip birimi “Newton (N)” dir. Genel olarak, biyomekanik çalışmalarda kuvvet yükleme çeşitleri, cismin uzun eksenini boyunca çekme (tensile), basma (compressive), eğme (bending), burma (torsion) ya da çok eksenli (multiaxial) olarak sayılabilmektedir. Bir cisim üzerine uygulanan kuvvet sonucu cismin bükülebilir ya da rijit olmasına göre deformasyona veya yer değiştirmeye uğramaktadır. Basma kuvvetleri implant-protez yapısını birleşmeye zorlarken, maksalama ve çekme kuvvetleri implant-protez yapısının ayrılmasına ve bozulmasına neden olabilmektedir. Kemik ve implant için en çok yıkıma neden olan kuvvet tipi maksalama kuvvetleridir (23,124).

### 2.8.2 Stres

Cisme uygulanan bir kuvvette, cismin birim alanında oluşturduğu tepki, gerilme veya stres olarak tanımlanmaktadır. Uluslararası birim sisteminde gerilimin birimi “N/m<sup>2</sup>” olarak belirlense de bazı kaynaklar PSI (pounds per square inch) ve P (pascal) birimini kullanmaktadır (125). Diş hekimliği alanında yapılan araştırmalarda, cisimlerin boyutları genellikle milimetre olarak hesaplandığı için, ‘Megapaskal’ (MPa veya N/mm<sup>2</sup>) gerilme birimi olarak kullanılmaktadır (126,127).

Cisimde kuvvet uygulanması sonucu 3 tip gerilme oluşabilmektedir. Bunlar (125,128):

- Sıkışma gerilmesi (Compressive Stress)
- Çekme Gerilmesi (Tension stress)
- Makaslama Gerilmesi (Shear Stress)

### 2.8.3 Gerinim

Cisme uygulanan kuvvette birim boyutta oluşan boyutsal değişim gerinim olarak tanımlanmaktadır. Bu kuvvetler cisim üstünde biçim değişimine sebep olmaktadır. Şekil değiştirme bir kuvvet değil sadece büyüklüktür. Bir cisim üzerine uygulanan kuvvetin etkisi ile oluşan boyutsal değişimin cismin başlangıç boyutuna oranı gerinim olarak tanımlanmaktadır. Gerinim (Strain), boyuttaki değişimin cismin ilk boyutuna oranı olarak hesaplanmaktadır. Gerinim değeri genellikle yüzde (%) olarak belirtilmektedir (129).

Elastik gerinim geçici olmakla beraber uygulanan kuvvetin kaldırılması durumunda cisim eski haline geri dönmektedir. Plastik gerinimde ise oluşan şekil değişikliği kalıcıdır. Elastoplastik gerinim kuvvet etkisiyle oluşan şekil değişikliğinin, geriye dönse de tam olarak cismin eski halini alamamasıdır. Kuvvet, cismin dayanabileceği gerilim kuvvetinden büyük olursa, cisimde kopma veya kırılma meydana gelebilmektedir (125).

#### **2.8.4 Von Mises stresi**

Von Mises stresi, esnek (ductile) maddelerde biçim değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanmaktadır. Von Mises stresi, cisim üzerinde oluşan stres yoğunlaşmaları ve dağılımlarıyla ilgili bilgi vermektedir. 2 yada 3 boyutta oluşan stresleri birleştirerek, tek yönde yüklenen cismin çekme (tensile) dayanıklılığını vermekte ve ayrıca kırılma (fatigue) dayanıklılığının ölçülmesinde kullanılan analizlerde de kullanılmaktadır (128,130).

#### **2.8.5 Elastisite modülü**

Elastisite, uygulanan gerilim kaldırıldıktan sonra bir malzemenin önceki durumuna dönme yeteneğidir. Elastisite modülü (young modülü), gerilmenin gerinime oranı (stres/strain) olup, materyalin sertliğinin ölçüsünü vermektedir. Malzemede üretilen gerinim miktarı, malzeme üzerine uygulanan gerilme ile doğru orantılıysa, bu malzemelere uygulanan gerilimin malzemenin tüm gövdesine eşit bir şekilde yayıldığı doğrusal elastik malzemeler denilmektedir. Bu ilişki grafik üzerinde çizildiğinde, Young'ın esneklik modülü olarak adlandırılan doğrusal stresin bir temsili olan doğrusal bir eğim elde edilmektedir (131). Mandibulanın çeneyi açan ve kapatan çiğneme kasları nedeniyle iki farklı yönde çekme kuvvetlerine maruz kaldığı göz önünde bulundurulduğunda, çene kemiğinin Young modülünün bilinmesi ile farklı noktalarındaki boyutsal değişiklikleri hesaplanabilmektedir.

Young modülü, bir stres-strain eğrisinin doğrusal elastik kısmındaki gerilme\gerinim ilişkilerini belirlemek için kullanılmakta ve her zaman malzemenin deforme olmaya başladığı eğilme noktasının altındadır. Doğrusal elastik malzemelerin çoğunda, uygulanan gerilim kalktıktan sonra bile bir miktar deformasyon kalmakta ve bu duruma malzemenin plastisitesi denilmektedir. Uygulanan gerilim hala kaldırılmazsa, malzeme tamamen deforme olmakta veya önceki şekline geri dönememektedir (132).

#### **2.8.6 Poisson oranı**

Bir malzemenin bir yönde gerildiğinde, diğer iki yönde incelme eğilimi göstermesi Poisson etkisi olarak tanımlanmaktadır. Poisson oranı, uygulanan yüke dik olan daraltma

geriniminin (enine gerinime), uygulanan yüke paralel olan uzatma gerinimine (eksenel gerinime) oranıdır. Moleküler düzeyde, Poisson etkisi, moleküller arasındaki hafif hareketlerden ve stresi karşılamak için malzeme kafesi içindeki moleküler bağların gerilmesinden kaynaklanmaktadır. Bağlar yük yönünde uzadığında, diğer iki yönde kısalmaktadır.

Poisson etkisi basınçlı tüplerde önemli bir etkiye sahiptir (kan damarları gibi). Bir tüpün içindeki hava/sıvı yüksek basınçlı olduğunda, borunun iç kısmı tekdüze bir kuvvet nedeniyle genişlemekte ve tüp malzemesi içinde radyal bir gerinime (boru uzunluğu boyunca) neden olmaktadır. Poisson etkisi nedeniyle bu radyal stres, tüpün çap olarak hafifçe artmasına ve aynı anda uzunluğunu azalmasına neden olacaktır (132).

### **2.8.7 İzotropi-homojenite-lineer elastisite**

Cisimlerin; uzayda  $x,y,z$  eksenlerinde aynı elastikiyete sahip olması durumuna izotropi denir. Bu cisimler; poisson oranı ve elastik modül değerleriyle ifade edilebilmektedir. Homojenite kavramı; cismin her noktasında aynı mekanik özelliklere sahip olması ile tanımlanmaktadır. Lineer elastisite kavramı; cismin geriniminin etki eden kuvvetler altında orantısal olarak değiştiğini anlatmaktadır (130).

## **2.9 Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi**

Dental yapılarda stres analizi, bu yapılardaki gerilimleri belirlemek ve bu yapıların mekanik direncini geliştirmek amacıyla son yıllarda ilgi çekici bir konu olmuştur. Stres analizi; kırılma vernik ile kaplama, gerinim ölçer, holografi, 2 ve 3 boyutlu foto elastisite yöntemi, interferometrik ölçüm ve sonlu elemanlar analizi gibi çeşitli sayısal yöntemlerle yapılmaktadır. Diş yapılarının stres analizlerinin çoğu fotoelastik teknik kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Fotoelastik çalışmayı kullanmanın avantajı ise bir 3 boyutlu yapı boyunca stresleri ölçebilmesi ve stres seviyelerini belirleyebilmesidir. Bununla birlikte, çift kırma bir malzeme gerektirir ve karmaşık geometrilere daha zordur (133).

Sonlu elemanlar metodu 1956 yılında genellikle uçak endüstrisi için geliştirilen yeni bir stres analizi yöntemidir. Başlangıçta, bu teknik sadece havacılık mühendisliğinde

yaygın olarak kullanılmış, ancak yavaş yavaş herhangi bir karmaşık geometriyi modelleme ve anlık sonuçlar sağlamanın verdiği esnekliği nedeniyle, diş hekimliğinde de kullanılmaya başlanmıştır (134). Diş hekimliğinde ilk olarak 1970'lerde foto elastikiyet testlerinin yerine kullanılmıştır. Sonlu elemanlar analizi, stres analiz yöntemleri içinde popüler bir sayısal yöntemdir. Bu yöntem, çözümü gerçekleştirilecek modelin her bir elemandaki gerilme ve gerinimini hesaplamak için bir dizi hesaplama prosedürünü içermektedir. Sonlu elemanlar analizi ve sonlu elemanlar metodu aynıdır. Sonlu elemanlar analizi endüstride, sonlu elemanlar metodu ise üniversitelerde daha popüler kullanımlarıdır. Sonlu elemanlar metodu, bir yapıdaki stresin fiziksel ölçümlerini hesaplamaya izin vererek, malzeme analizi ile problemlerinin çoğunun üstesinden gelmektedir (135).

Herhangi bir mühendislik problemini çözmek için analitik yöntem, sayısal yöntem ve deneysel yöntem olmak üzere üç yöntem vardır (136). Sonlu elemanlar metodu, yapıları analiz etmek için kullanılan sayısal bir prosedürdür ve belirli sonuçlar için vurgulanan ve analiz edilen bir malzeme veya tasarımın bilgisayar aktarılmış modelinden oluşmaktadır. Sonlu elemanlar metodu mesh olarak adlandırılan ağı bir yapı oluşturmak için karmaşık düğümler (node) ve elemanlar kullanılmaktadır. Bu mesh, yapının belirli yükleme koşullarına nasıl tepki vereceğini tanımlayan malzeme ve yapısal özellikleri (elastik modül, Poisson oranı ve eğilme direnci) içerecek şekilde programlanmıştır. Mesh, bir örümcek ağı gibi davranmakta, böylece her düğümden (node) bitişik düğümlerin her birine bir ağ elemanı uzanmaktadır. Ana tema, sınırlı sayıda (sonlu) noktadan hesaplamalar yapmak ve ardından tüm etki alanına (yüzey veya hacim) bu sonuçları eklemektir. Herhangi bir devamlı nesnenin sonsuz serbestlik derecesi vardır ve sorunu bu formatta çözmek mümkün değildir. Sonlu elemanlar metodu, sonsuz serbestlik derecelerini ağ yapısı (düğümler ve elemanlar) yardımıyla sonsuzdan sonluya indirmekte ve tüm hesaplamalar sınırlı sayıda düğümde yapılmaktadır (137). Bu işlevleri ve elemanın gerçek geometrisini kullanarak, elemanlar üzerinde etkili olan dış kuvvetler ile düğümlerinde meydana gelen yer değiştirmeler arasındaki denge denklemleri belirlenebilmektedir.

Sonlu elemanlar metodunda analiz edilecek yapılar, geometrik şekillere bölünmekte ve eleman adını almaktadırlar. Daha sonra bu parçalar birbirlerine düğüm noktalarından (node) bağlanmaktadır. Analizi, stres etkisi altında nodelarda ortaya çıkan değişim miktarı belirlemektedir. Oldukça fazla miktarda eleman sayısı kullanmak, kuvvet dağılımının daha

hassas bir biçimde hesaplanması adına önemlidir. Yapıyı oluşturan materyallerin Poisson oranı ve elastisite modülü belirtilerek yapıların, doğala yakın gelişen tepkilerine benze şartlar oluşturulmaya çalışılmaktadır (138,139).

Genel olarak, 2-boyutlu modelleme ve 3-boyutlu modelleme olmak üzere 2 tip analiz kullanılmaktadır. 2-boyutlu modelleme nispeten basittir ve analizin nispeten normal bir bilgisayarda yapılmasına izin vermesine rağmen sonuçların doğruluk seviyesi daha düşüktür. 3-boyutlu modelleme daha doğru sonuçlar verirken, hızlı ve yüksek donanımlı bilgisayarlarda etkin bir şekilde çalışabilmektedir. 2-boyutlu analiz için, elemanlar üçgen veya dörtgendir fakat 3-boyutlu analizde 10, 12 veya 14 yüz kullanılmaktadır.

FEM, izotropik (aynı özellikler) veya anizotropik (farklı özellikler) olabilen malzeme özellikleri ile gerçekleştirilmektedir (140). Gerçek hayattaki tüm materyaller anizotropiktir, ancak izotropik özelliklere veya ortotropik özelliklere ( x,y,z gibi üç eksen) basitleştirilmiştir. Materyaller için sisteme elastik modül, Poisson oranı, ve eğilme direnci (yield strength) gibi veriler uygulanmaktadır. Analiz, materyalin farklı bölgelerine, fiziksel özelliklerine uygun olarak doğrusal statik analiz veya doğrusal olmayan analiz olarak gerçekleştirilir. Doğrusal analiz sistemleri elastik deformasyonu belirlemede daha basit ve etkilidir. Doğrusal olmayan sistemlerin çoğu, bir malzemenin plastik deformasyonunu hesaba katarak kırılmaya kadar test edebilmektedir. FEM'nin nihai sonucu, yükleme sırasında yapının normal ve makaslama gerilim değeridir. Başarısızlık kriterleri Von-Mises stresleri ile ölçülür (141). Gerilme tipi normal stresle sonuçlanan Von-Mises kriterlerinin seçilmesinin nedeni, diş ve dental materyallerin öncelikle gerilme tipi stres nedeniyle başarısız olmasıdır.

Sonlu elemanlar analizi oral cerrahi ve implantoloji alanında da sık kullanılmaktadır. İlk olarak Tesk ve Widera tarafından 1973 yılında dental implantlar üzerinde uygulanmış ve implant çevresinde oluşan stres dağılımları analiz edilmiştir (142). Bu amaçla, sonlu elemanlar analizi implantolojide tedavi planlaması açısından önemli ön bilgiler açığa çıkarmaktadır. Literatürde, implant etrafındaki kemikte oluşan stres miktarları birçok çalışmada değerlendirilmiştir (127,143). Yapılan araştırmalarda, meydana gelen stresin en fazla implantın boyun kısmında, kemiğin kortikal tabakasının implant ile temasta olduğu kısmında görüldüğü rapor edilmiştir (143,144). Sonlu elemanlar analizi ile

elde edilen bu bilgiler ışığında implant başarısında en önemli risk olarak belirtilen boyun rezorbsiyonlarının nedenini ortaya çıkarmakta ve implantın rezorpsiyona bağlı başarısızlığının önüne geçmek amacıyla planlama öncesi in vitro olarak analizlerin yapılması ve böylece olabilecek en doğru planlamayı öngörme imkanını sunmaktadır. Sonlu elemanlar analizi, maksilla ve mandibulaya uygulanan implantlarda, çeşitli kemik tiplerinde meydana gelecek stres miktarlarını öngörebilmekte ve var olan kemik tipi için en uygun planlamayı ve böylelikle en ideal stres dağılımını belirleme olanağı sağlamaktadır.

Diş hekimliğinin birçok alanında da uygulanan sonlu elemanlar analizi özellikle klinik çalışmalarda aynı şartlarda tekrarlanması imkansız olan araştırmaların, farklı senaryolar sayesinde sınırsız sayıda tekrarlanabilmesi sağlamaktadır. Ayrıca etik sebeplerden dolayı hastalar üzerinde uygulanması zor olan deneylerin herhangi bir etik sorumluluk olmadan uygulanabilmesini sağlayan oldukça kullanışlı bir araştırma metodudur. Bu metot, bilgisayar teknolojileri geliştirilene dek, biyolojik dokular üzerinde uygulanan tıbbi sonlu elemanlar analizi araştırmaları her zaman klinik araştırmalar ile doğrulanmalıdır.

### 3 GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma Başkent Üniversitesi Tıp ve Sağlık Bilimleri Araştırma Kurulu tarafından onaylanmış (Proje no: D-DA 19/06) ve Başkent Üniversitesi Araştırma Fonunca desteklenmiştir. Tez araştırmaları Başkent Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ve Ay Tasarım Ltd. Şti.'de gerçekleştirildi. 3 boyutlu ağ yapısının homojenlenmesi ve düzenlenmesi, üç boyutlu katı modelin oluşturulması ve FEM stres analizi için Intel Xeon® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500gb Hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemli bilgisayardan, Activit, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) üç boyutlu modelleme yazılımından, VRMesh Studio (VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, USA) ve Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) analiz programından yararlanılmıştır.

#### 3.1 Çalışma Modellerinin Gruplandırılması

Bu çalışmada, titanyumdan üretilmiş subperiosteal implant gövdesi ve fiksasyon vidalarına sahip model ile %60 karbon fiber ile güçlendirilmiş PEEK materyalinden üretilmiş subperiosteal implant gövdesi ve fiksasyon vidalarına sahip iki farklı model oluşturulmuştur. (Tablo 3.1). Her iki model de aynı protetik üst yapılara ve parçalara sahiptir.

**Tablo 3.1.** Çalışma modellerinin gruplandırılması

	Subperiosteal implant gövdesi	Fiksasyon vidası
Model 1 (Ti-Ti)	Titanyum	Titanyum
Model 2 (P-P)	PEEK	PEEK

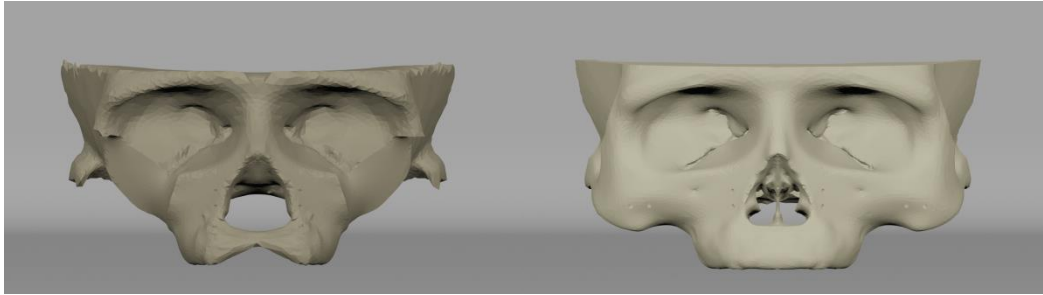
#### 3.2 Kemik Dokusu Modelinin Oluşturulması

Tam dişsiz bir erişkin hastanın tomografisi, maksillaya ait geometrik modelin oluşturulması amacıyla arşivden seçilmiştir. Tomografi kesitleri DICOM (Digital Imaging

and Communications in Medicine) formatında 3D-Doctor (Able Software Corp., , MA, USA) yazılımına aktarılmıştır.

3D-Doctor yazılımıyla bilgisayarlı tomografi ile magnetik rezonansı içeren birçok görüntüleme yöntemiyle oluşturulan görüntüler, bilgisayar ortamında yeniden oluşturulabilmektedir. Yazılım ile yeniden elde edilen görüntülerde yeniden biçimlendirme ve sadeleştirme gibi değişiklikler yapılabilmektedir.

Kesitler üzerindeki kemik dokular, 3D-Doctor yazılımıyla “interactive segmentation” tekniğiyle ayrıştırılarak “Complex Render” yöntemiyle üç boyutlu model haline getirilmiştir. Yapılan modelleme üzerinde VR Mesh yazılımında çene modelinin topografik ve boyutsal düzenlemelerinden sonra oluşan üç boyutlu model, pürüzsüz bir yüzey haline getirilerek maksillanın modelleme işlemi tamamlanmıştır. Kemik dokusundan offset yöntemi ile spongiöz kemik elde edilmiş ve gerekli uyumlamaların yapılması ile kuvvet aktarımı sağlanmıştır (Şekil 3.1.).



**Şekil 3.1.** Üç boyutlu maksilla modelinde kortikal ve spongiyöz kemik görüntüsü

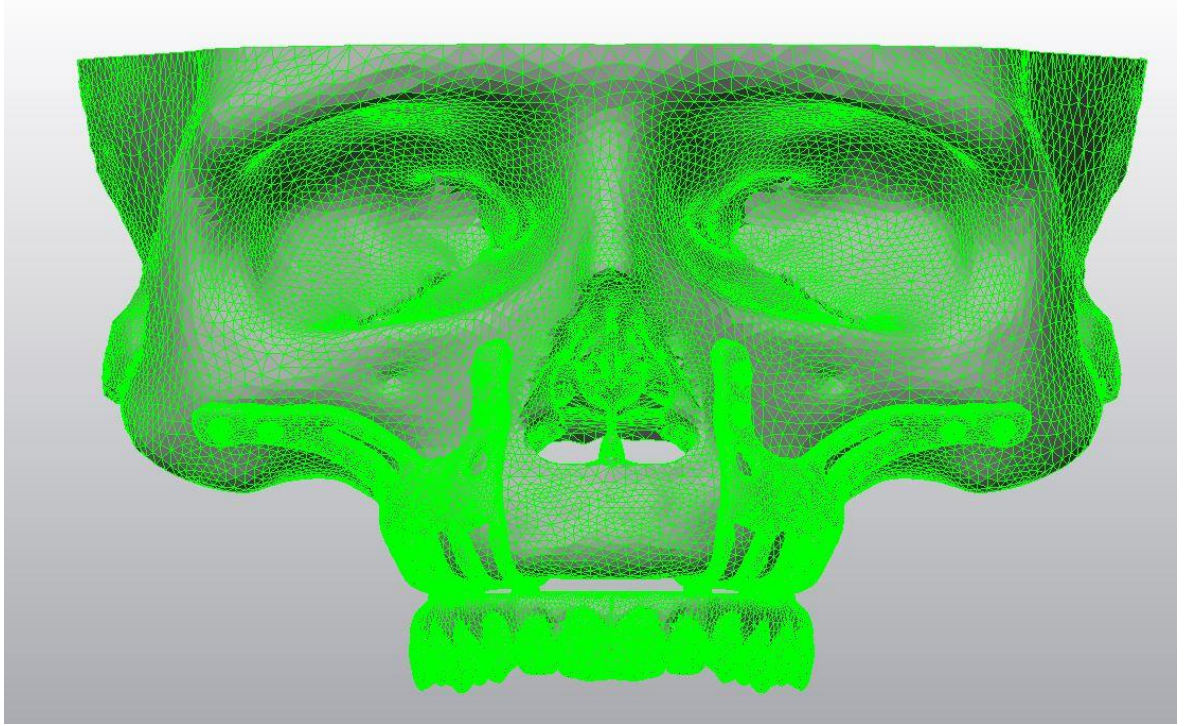
Elde edilen 3 boyutlu model, .stl formatında 3D-Doctor yazılımından Algor Fempro (Algor Inc, USA) yazılımına aktarılmıştır. Üç boyutlu modelleme programları için Stl formatı evrensel bir değer taşımaktadır. Stl formatında düğümlerin koordinat bilgilerinin saklanması mümkündür ve bu sayede programlar arası bilgi aktarımı sırasında aktarılan bilgide herhangi bir kayıp olmamaktadır.

### **3.3 İmplant, abutment ve vida modellerinin oluşturulması**

Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) üç boyutlu modelleme yazılımından, VRMesh Studio (VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, USA) programından yararlanılmıştır. Boolean yöntemi ile protetik parçalar, subperiosteal implant vidaları ve kemik dokuları arasında uyumlandırma yapılarak kuvvet aktarımı sağlanmıştır. Modeller, Rhinoceros yazılım programında uzayda doğru koordinatlara yerleştirilmiş ve modelleme işlemi tamamlanmıştır.

### **3.4 Analizi yapılacak matematiksel modellerin oluşturulması**

VR Mesh yazılımında yapılan modeller, Algor yazılımına .stl şeklinde yüzey verisi olarak atıldıktan sonra Algor yazılımında analizlerinin yapılabilmesi için, içi dolu şekilde meshlenmesi gerekmektedir. Meshleme işleminde, modeller mümkün olabildiğince 10 düğüm noktalı (brick tipi) elemanlardan oluşturulmuştur. Modellerdeki yapıların merkezine yakın bölgelerde gerektiğinde yapının tamamlanabilmesi için daha az düğüm noktalı elemanlar kullanılmıştır. Bu modelleme tekniği sayesinde hesaplamayı kolaylaştırmak üzere mümkün olan en yüksek düğüm noktalı elemanlar ile en yüksek kalitede ağ yapısının oluşturulması çalışılmıştır. Çene modellerinde bulunan ve analiz işlemi zorlaştıran dik ve dar bölgeler çizgisel elemanlardan arındırılarak düzenli hale getirilmiştir (Şekil 3.2).



**Şekil 3.2.** Oluşturulan çalışma modeli görüntüsü

### 3.4.1 Modellerdeki eleman ve nod sayıları

Modeller Bricks ve Tetrahedra elemanlar şeklinde katı modele çevrilmiştir. Bricks ve Tetrahedra katı modelleme sisteminde, Fempro modelde oluşturabildiği kadar 8 nodlu elemanlar kullanılmaktadır. 8 nodlu elemanların gerekli detaya ulaşamadığı durumlarda 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar kullanılmaktadır.

Çalışmanın gerçekçi sonuçlar vermesi için programın el verdiği ölçüde, maksilla modelinin boyutlarını göz önüne alarak mümkün olduğunca fazla eleman sayısı seçilmiştir. Çene modelleri ve üst yapıları içeren matematiksel modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları tabloda verilmiştir.

**Tablo 3.2.** Oluşturulan modellerdeki düğüm ve eleman sayıları

	Model 1	Model 2
Düğüm Sayısı	556365	556365
Eleman Sayısı	2972897	2972897

### 3.5 Materyal özellikleri

Algor yazılımı ile uyumlu hale getirilen modelin maksillaya aitt olduğunu, subperiosteal implant ve protetik parçaların hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtmak gerekmektedir. Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (Elastiklik modülü ve Poisson oranı) değerleri verilmiştir (Tablo 3.3).

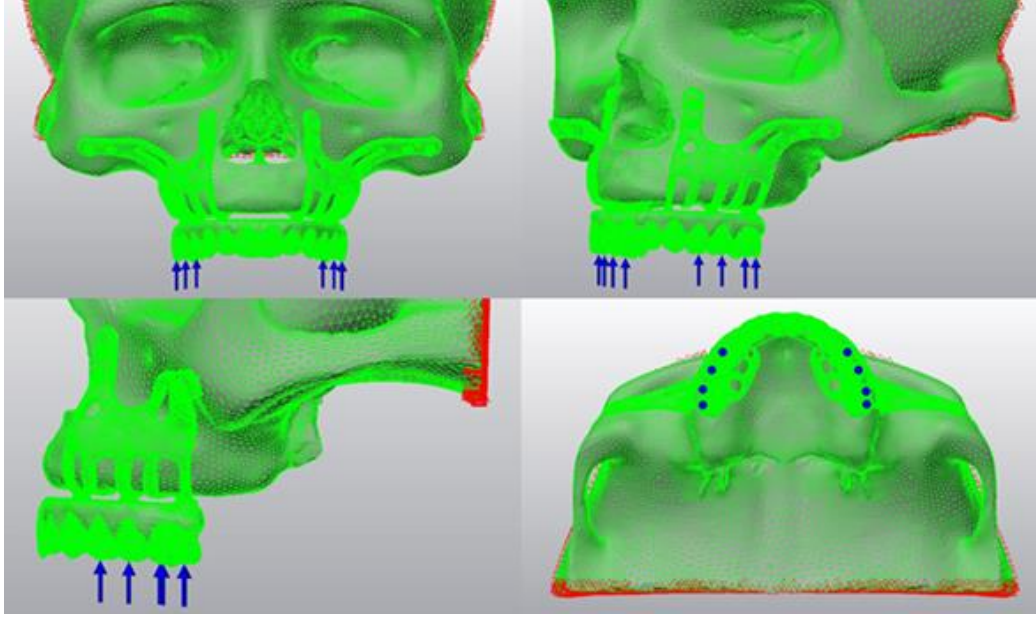
**Tablo 3.3.** Modellerde kullanılan materyallerin özellikleri

<b>Komponent</b>	<b>Young Modulus (Mpa)</b>	<b>Poisson's Ratio</b>
<b>Kortikal kemik</b>	13700	0.3
<b>Spongiyoz kemik</b>	1500	0.3
<b>Polimetilmetakrilat</b>	3000	0.35
<b>%60 Kft-Peek</b>	150000	0.356
<b>Titanyum</b>	110000	0.34

### 3.6 Yükleme koşullarının belirlenmesi

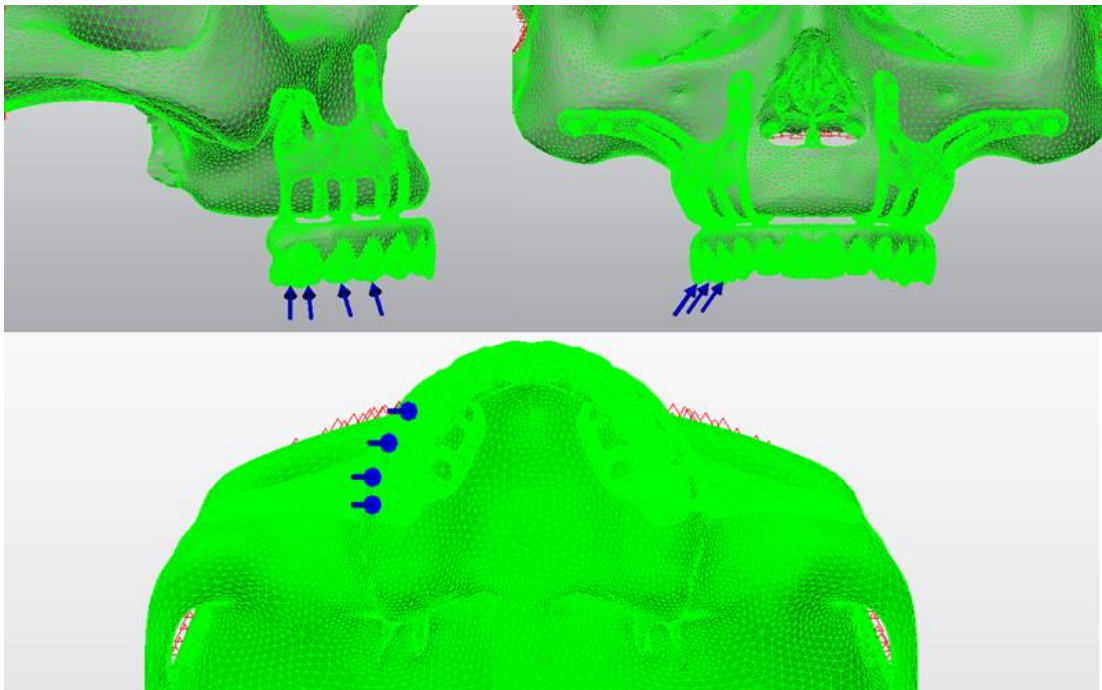
Çiğneme kuvvetlerini simule etmek için protetik üst yapıya maksiller anterior bölgedeki keser dişler ve maksiller posterior bölgedeki birinci ve ikinci premolar dişler, birinci molar diş bölgesinden vertikal ve 30° açılı olmak üzere 3 farklı yükleme yapılmıştır.

Maksiller posterior bölgede 1.premolar, 2. premolar ve 1.molar dişlerin okluzal yüzeylerine çift taraflı vertikal olarak toplam 150 N kuvvet uygulanmıştır (Şekil 3.3).



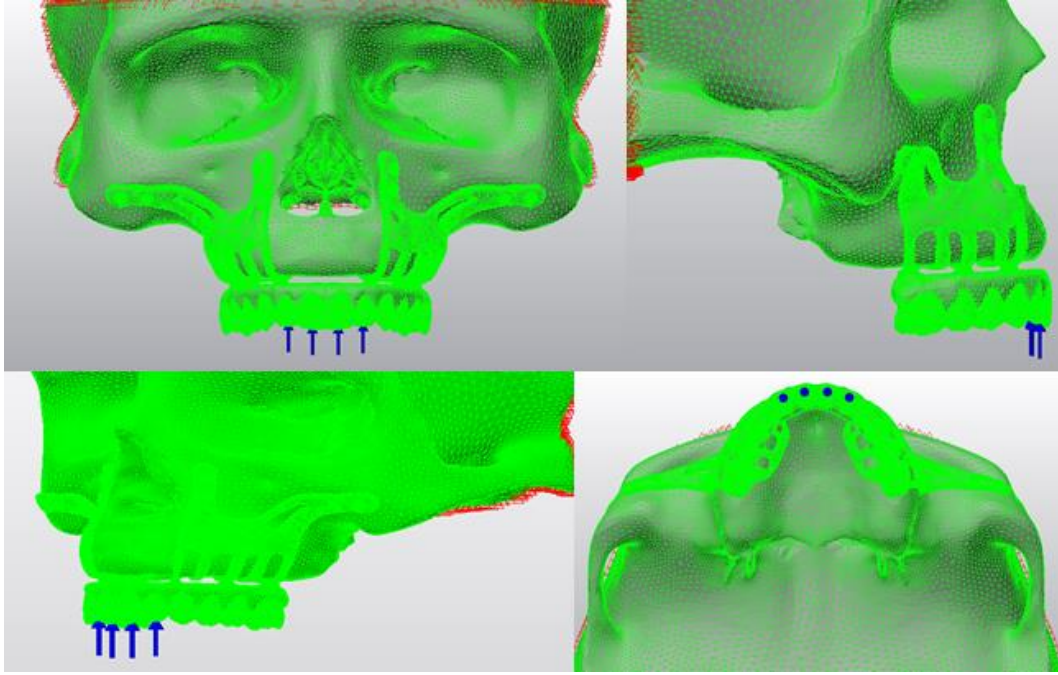
Şekil 3.3. Posterior maksillaya uygulanan dik kuvvetlerin meshli model üzerindeki görüntüsü

Maksiller posterior bölgede 1.premolar, 2. premolar ve 1.molar dişlerin okluzal yüzeylerine tek taraflı  $30^\circ$  açı ile oblik olarak toplam 100 N kuvvet uygulanmıştır (Şekil 3.4).



Şekil 3.4. Posterior maksillaya uygulanan oblik kuvvetlerin meshli model üzerindeki görüntüsü

Maksiller anteriordaki santral ve lateral keser dişlere vertikal yönde toplam 150 N kuvvet uygulanmıştır (Şekil 3.5).



Şekil 3.5. Anterior maksillaya uygulanan dik kuvvetlerin meshli model üzerindeki görüntüsü

### 3.7 Sonuçların yorumlanması

Sonlu elemanlar stres analizleri sonucunda elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu ortaya çıktığından istatistiksel analizler yapılamamaktadır. Bu durumda kesit görüntülerinin ve düğümlerdeki stres miktarının ve dağılımlarının hassas bir şekilde değerlendirilmesi ve yorumlanmasıdır.

Uygulanan kuvvetler sonucunda oluşan stresler  $\sigma$  ile sembolize edilen normal stresler (gerilme ve sıkışma stresi) ve  $\tau$  ile sembolize edilen makaslama stresleri olmak üzere iki gruba ayrılmaktadır.

Bir adet üç boyutlu stres elemanının x, y, z düzlemlerine 1 adet normal stres ve 2 adet makaslama stresi etki etmektedir. Makaslama stresler,  $\tau_{xy} = \tau_{yx}$ ,  $\tau_{yz} = \tau_{zy}$ ,  $\tau_{xz} = \tau_{zx}$  şeklinde

gösterilebilmektedir. Dolayısıyla herhangi bir üç boyutlu elemanın stres durumu tamamen 3 normal ve 3 makaslama stres komponenti şeklinde tanımlanmaktadır.

Üç boyutlu elemanlarda en büyük stres değeri bütün makaslama stres bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşmaktadır. Bir eleman bu konumda olduğunda normal stresler ‘Principle Stres’ olarak tanımlanmaktadır. Principle Stres; maksimum principle stres, intermediate principle stres ve minimum principle stres olarak 3’e ayrılmaktadır. Genelde  $\sigma_1$  en büyük pozitif değeri,  $\sigma_3$  en küçük negatif değeri ve  $\sigma_2$  ise ara bir değeri göstermektedir. Bu değerleri sıraya koyacak olunursa;  $\sigma_1 > \sigma_2 > \sigma_3$  olarak gösterilmektedir.

$\sigma_1$ : Maksimum principle stres olup en büyük pozitif değerdir ve tipik olarak en yüksek gerilme stresini simgelemektedir.

$\sigma_3$ : Minimum principle stres olup, en küçük negatif değerdir ve tipik olarak en yüksek sıkışma stresini simgelemektedir.

Analiz sonuçlarında artı değerler gerilme streslerini, eksi değerler ise sıkışma streslerini belirtmektedir. Bir stres elemanında hangi stres tipinin mutlak değeri daha büyük ise, stres elemanı o stres tipinin etkisi altında değerlendirilmektedir.

Kırılgan materyaller için principal stres değeri önemlidir. Çünkü  $\sigma_1$  en yüksek gerilme dayanıklılığına eşit veya daha büyük değerde olduğunda ve  $\sigma_3$  mutlak değeri, en yüksek sıkışma dayanıklılığına eşit veya daha büyük olduğu durumda başarısızlık oluşmaktadır.

Von Mises Stres, metal gibi çekilebilir (ductile) materyaller için, deformasyonun başlangıcı olarak tanımlanmakta ve 3 principle stres değerinden hesaplanmaktadır;

$$\sigma^1 = \sqrt{\frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}{2}}$$

Bu formül sayesinde implant materyalinde ve arayüz bağlantılarında oluşan stresler nitelik ve nicelik yönünden değerlendirilebilmektedir. Arayüz bağlantılarında ve implant üzerinde meydana gelen Von Mises Stres değeri titanyumun gerilme dayanıklılığını (yield strength) geçerse mekanik başarısızlık oluşmaktadır. Ayrıca Von Mises Stres değerleri streslerin yoğunlaştığı alanları ve dağılımlarıyla ilgili genel bir bilgi elde etmek amacıyla da değerlendirilebilmektedir.

## 4 BULGULAR

Bu çalışmada farklı materyallerden üretilen subperiosteal implant gövdesi ve fiksasyon vidasını içeren subperiosteal implant sistemlerine anteriorda 150 N vertikal yönde, posteriorda çift taraflı 150 N vertikal yönde ve tek taraflı 100 N 30° açıyla uygulanması sonucu her modelde 3 farklı senaryo oluşturulmuştur. Toplam 6 senaryoda açığa çıkan stres değerleri sonlu elemanlar stres analizi ile analiz edilmiştir. Kortikal kemikte ortaya çıkan stres dağılımları maksimum principal ve minimum principal stres verileriyle, subperiosteal implant ve fiksasyon vidası üzerinde oluşan stresler ise von mises verileriyle değerlendirilmiştir.

### 4.1 Posterior Dik Kuvvetler Etkisinde Oluşan Stresler

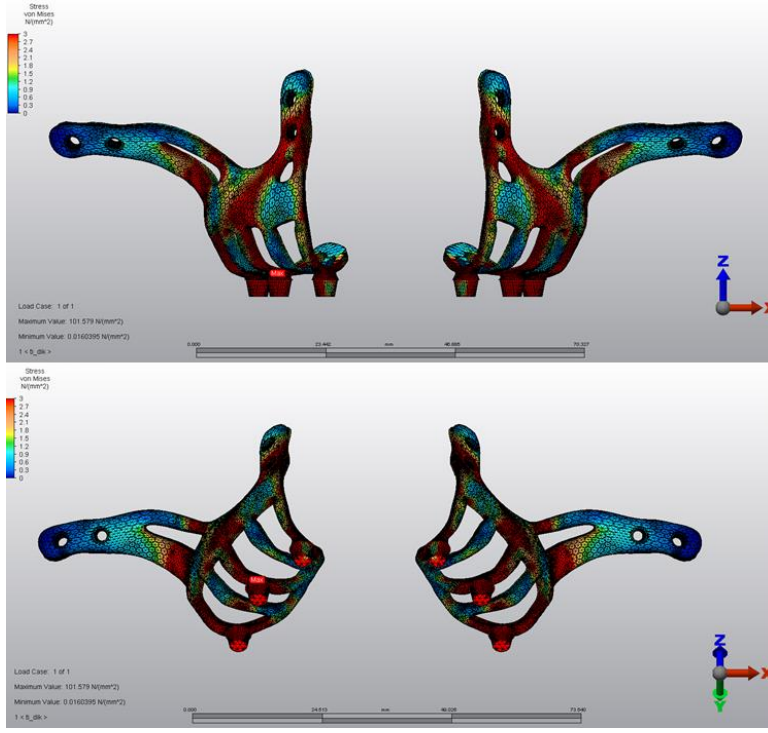
Maksiller posterior bölgedeki 1.premolar, 2.premolar ve 1.molar dişlerin okluzal yüzeylerine çift taraflı olarak 150 N dikey kuvvet uygulandığında subperiosteal implant gövdesinde, fiksasyon vidalarında, kortikal kemikte ve spongiyöz kemikte, iki farklı subperiosteal implant sistemlerinin oluşturduğu stres değerleri ve dağılımları incelenmiştir. (Tablo 4.1)

**Tablo 4.1.** İki farklı subperiosteal implant sisteminde ve kemikte oluşan stres değerleri ve dağılımları

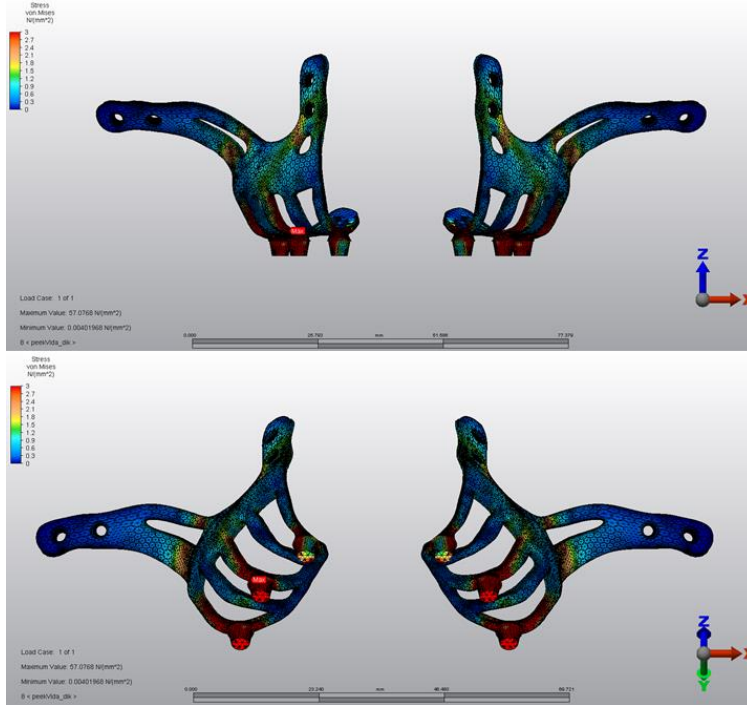
	Model 1	Model 2
Subperiosteal implant gövdesi-Von Mises Stres (N/mm <sup>2</sup> )	101.579 N/mm <sup>2</sup>	57.0768 N/mm <sup>2</sup>
Fiksasyon vidası- Von Mises Stres (N/mm <sup>2</sup> )	5.97596 N/mm <sup>2</sup>	2.36163 N/mm <sup>2</sup>
Kortikal-Maksimum Asal Stres (N/mm <sup>2</sup> )	4.34911 N/mm <sup>2</sup>	4.76748 N/mm <sup>2</sup>
Kortikal-Minimum Asal Stres (N/mm <sup>2</sup> )	-6.46994 N/mm <sup>2</sup>	-10.2343 N/mm <sup>2</sup>
Spongiyöz-Maksimum Asal Stres (N/mm <sup>2</sup> )	1.02835 N/mm <sup>2</sup>	0.968582 N/mm <sup>2</sup>
Spongiyöz-Minimum Asal Stres (N/mm <sup>2</sup> )	-4.02832 N/mm <sup>2</sup>	-2.80387 N/mm <sup>2</sup>

#### 4.1.1 Subperiosteal implant gövdelerinde oluşan Von Mises Stres değerleri

Uygulanan kuvvet sonucunda subperiosteal plak üzerinde oluşan maksimum Von Mises stres değeri birinci modelde 101.579 N/mm<sup>2</sup>, ikinci modelde ise 57.0768 N/mm<sup>2</sup> ölçülmüştür (Şekil 4.1 ve 4.2).



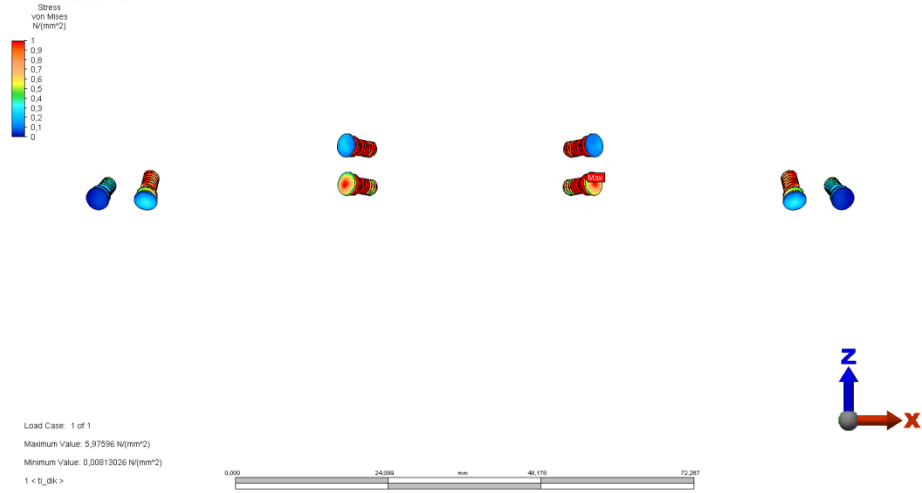
**Şekil 4.1.** Model 1'deki posterior dik kuvvetlere karşı titanyum subperisoteal implant gövdesi üzerinde oluşan Von Mises Stresler



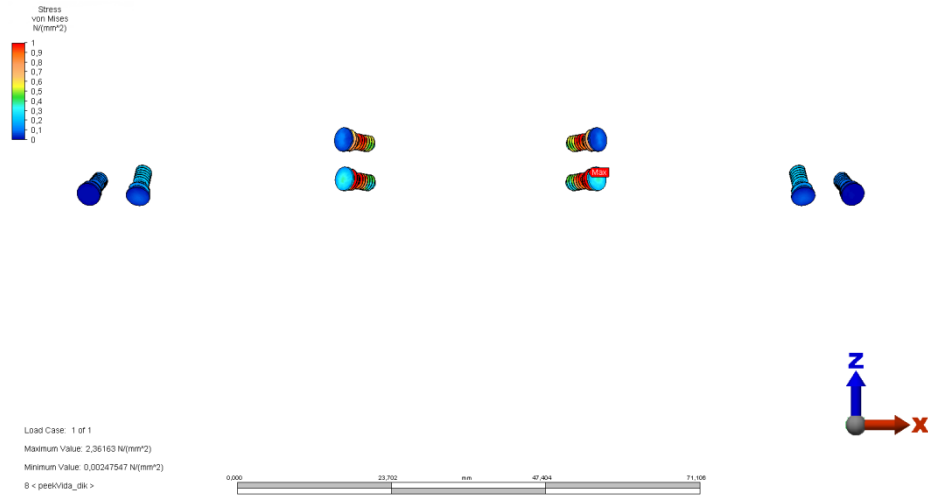
**Şekil 4.2.** Model 2'deki posterior dik kuvvetlere karşı PEEK subperisoteal implant gövdesi üzerinde oluşan Von Mises Stresler

#### 4.1.2 Fiksasyon vidalarında oluşan Von Mises Stres değerleri

Fiksasyon vidalarında oluşan Von Mises stres değerleri birinci modelde 5.97596 N/mm<sup>2</sup>, ikinci modelde ise 2.36163 N/mm<sup>2</sup> ölçülmüştür (Şekil 4.3 ve 4.4).



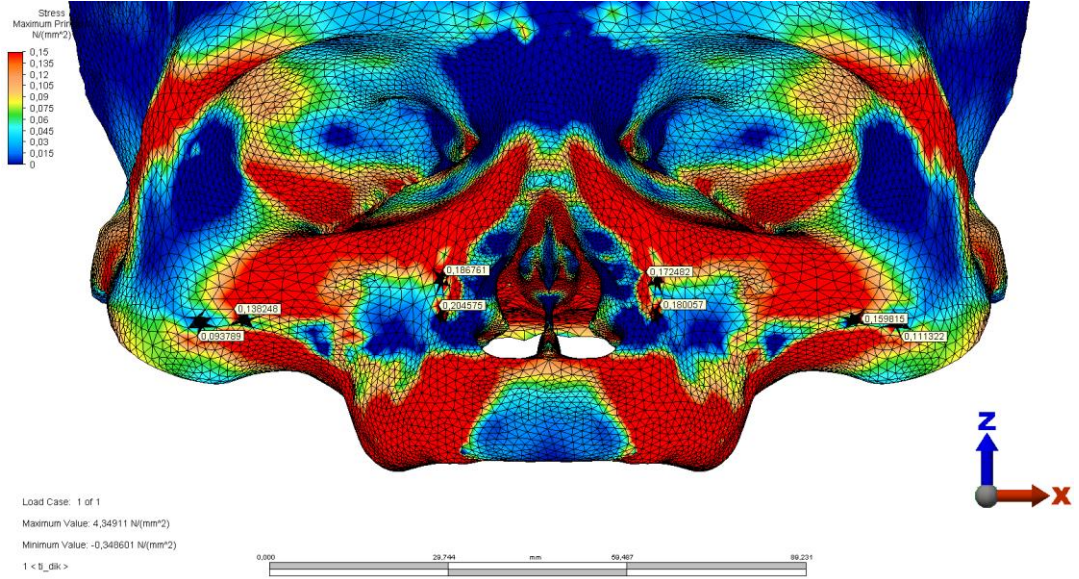
Şekil 4.3. Model 1'deki posterior dik kuvvetlere karşı titanyum fiksasyon vidaları üzerinde oluşan Von Mises Stresler



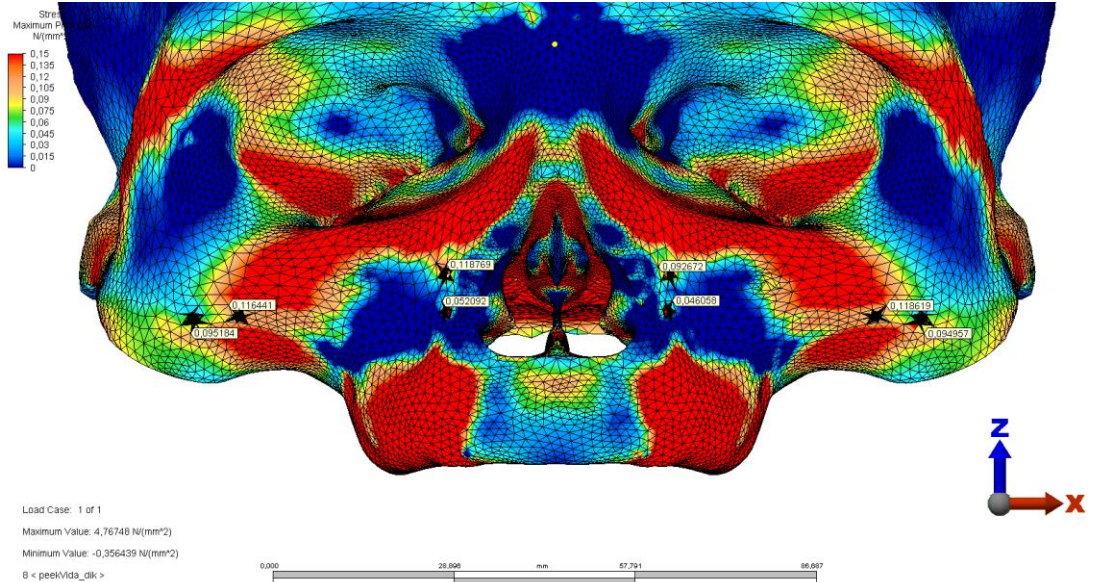
Şekil 4.4. Model 2'deki posterior dik kuvvetlere karşı PEEK fiksasyon vidaları üzerinde oluşan Von Mises Stresler

### 4.1.3 Kemikte oluşan Maksimum ve Minimum Asal Stres Değerleri

Uygulanan kuvvet sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal stres değeri model 1’de 4.34911 N/mm<sup>2</sup>, model 2’de ise 4.76748 N/mm<sup>2</sup> olarak ölçülmüştür (Şekil 4.5 ve 4.6).

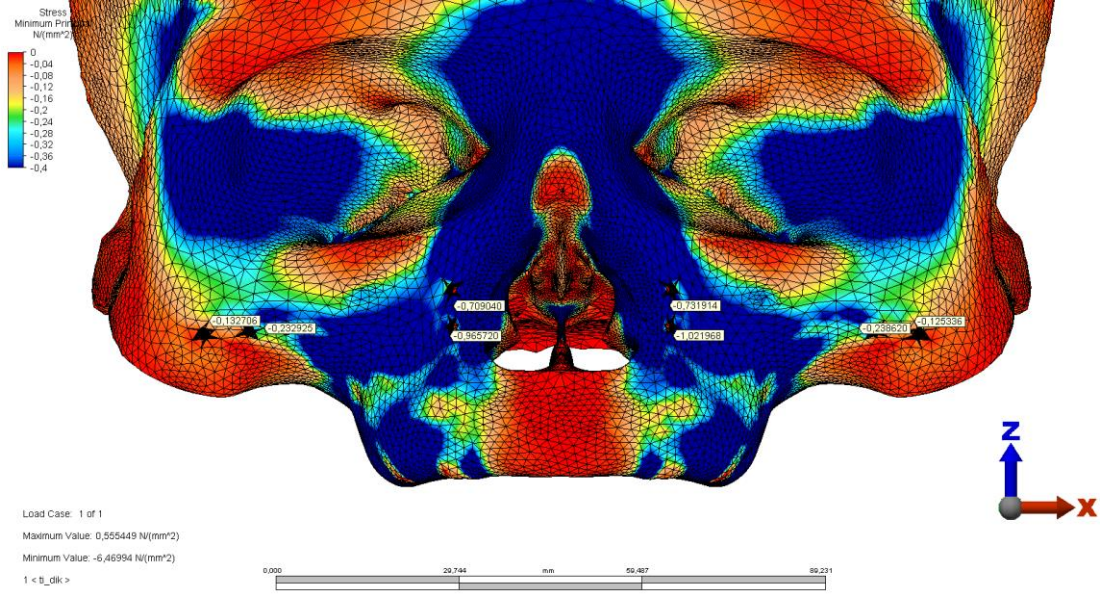


Şekil 4.5. Model 1’deki posterior dik kuvvetlere karşı kortikal kemikte oluşan maksimum asal stresler

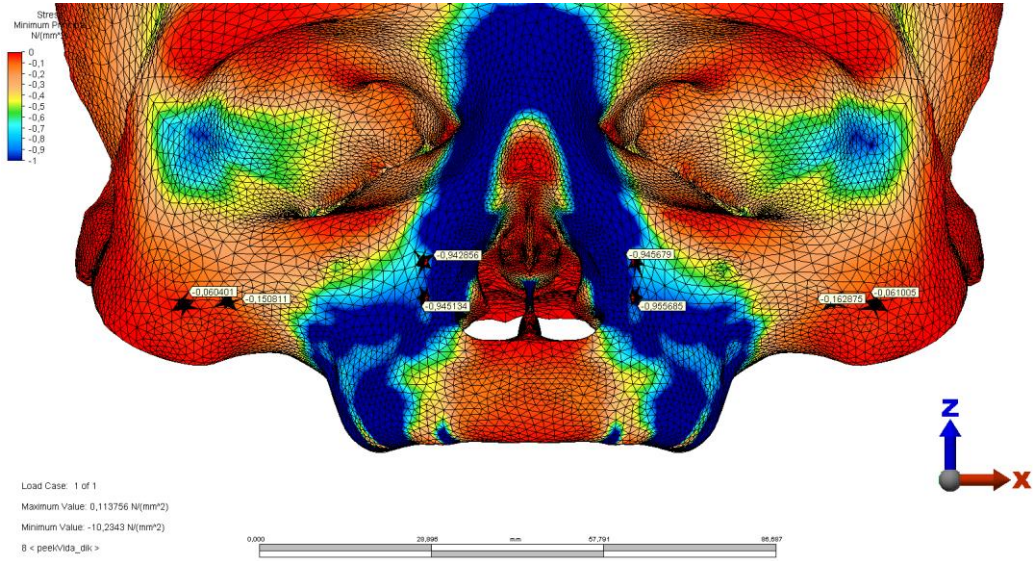


Şekil 4.6. Model 2’deki posterior dik kuvvetlere karşı kortikal kemikte oluşan maksimum asal stresler

Kortikal kemikte oluşan minimum asal stres değerleri ise model 1’de  $-6.46994$  N/mm<sup>2</sup> ve model 2’de  $-10.2343$  N/mm<sup>2</sup> olarak ölçülmüştür (Şekil 4.7 ve 4.8).

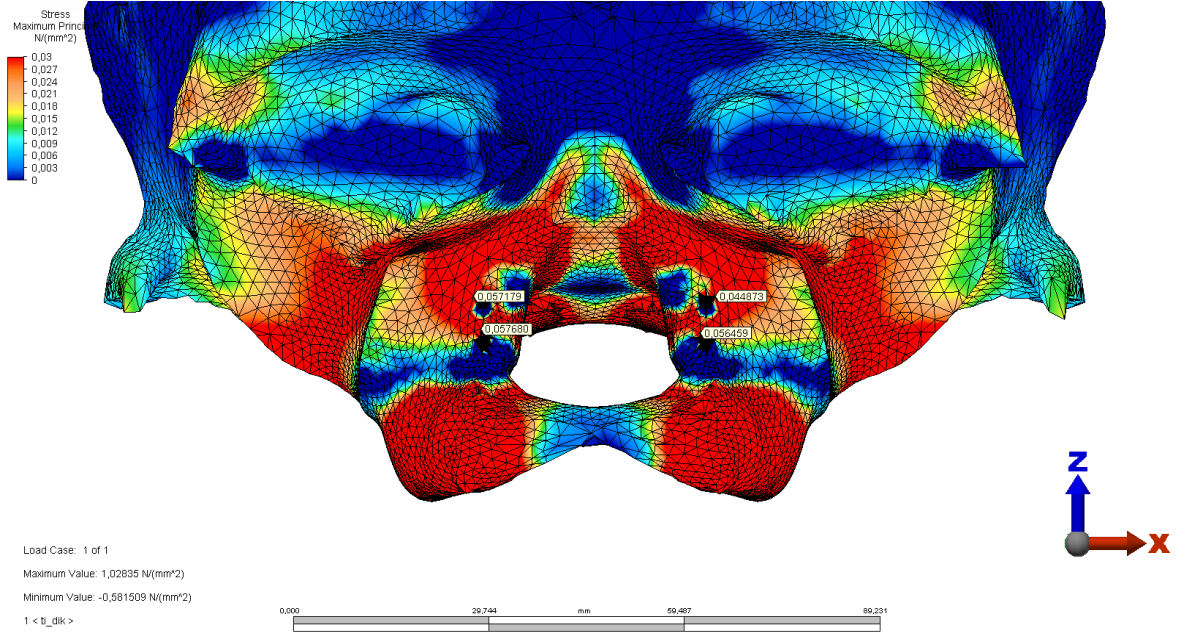


Şekil 4.7. Model 1’deki posterior dik kuvvetlere karşı kortikal kemikte oluşan minimum asal stresler

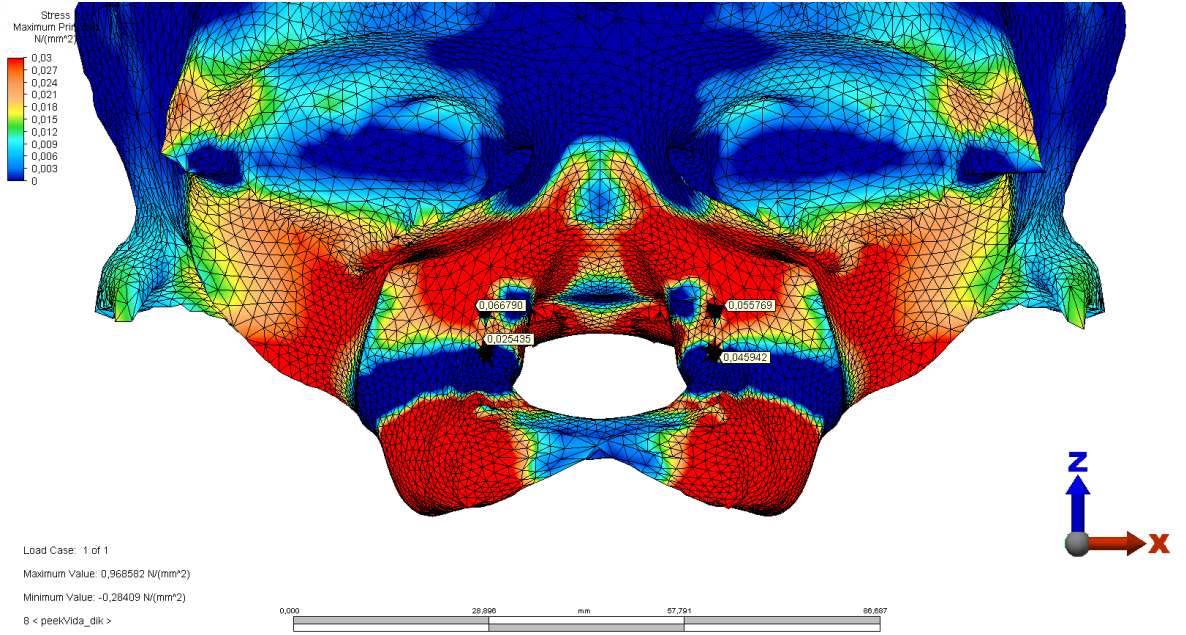


Şekil 4.8. Model 2’deki posterior dik kuvvetlere karşı kortikal kemikte oluşan minimum asal stresler

Posterior bölgeye uygulanan dik kuvvetler sonucunda spongios kemikte oluşan maksimum asal stres değerleri model 1’de 1.02835 N/mm<sup>2</sup> ve model 2’de 0.968582 N/mm<sup>2</sup> olarak ölçülmüştür (Şekil 4.9 ve 4.10).

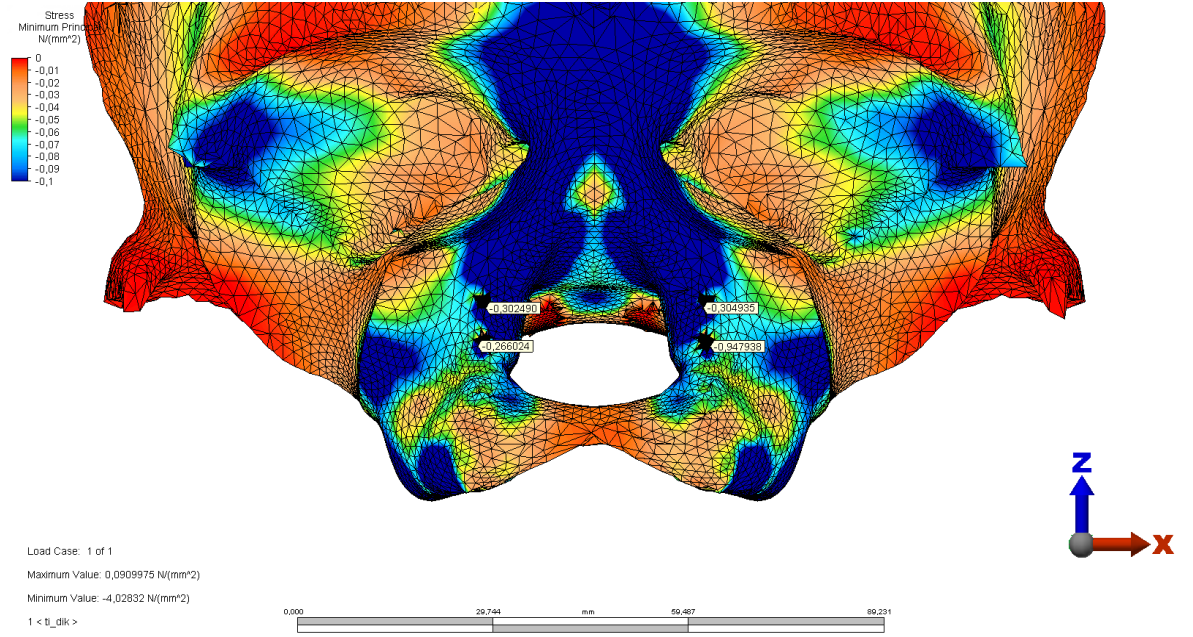


Şekil 4.9. Model 1’deki posterior dik kuvvetlere karşı spongios kemikte oluşan maksimum asal stresler

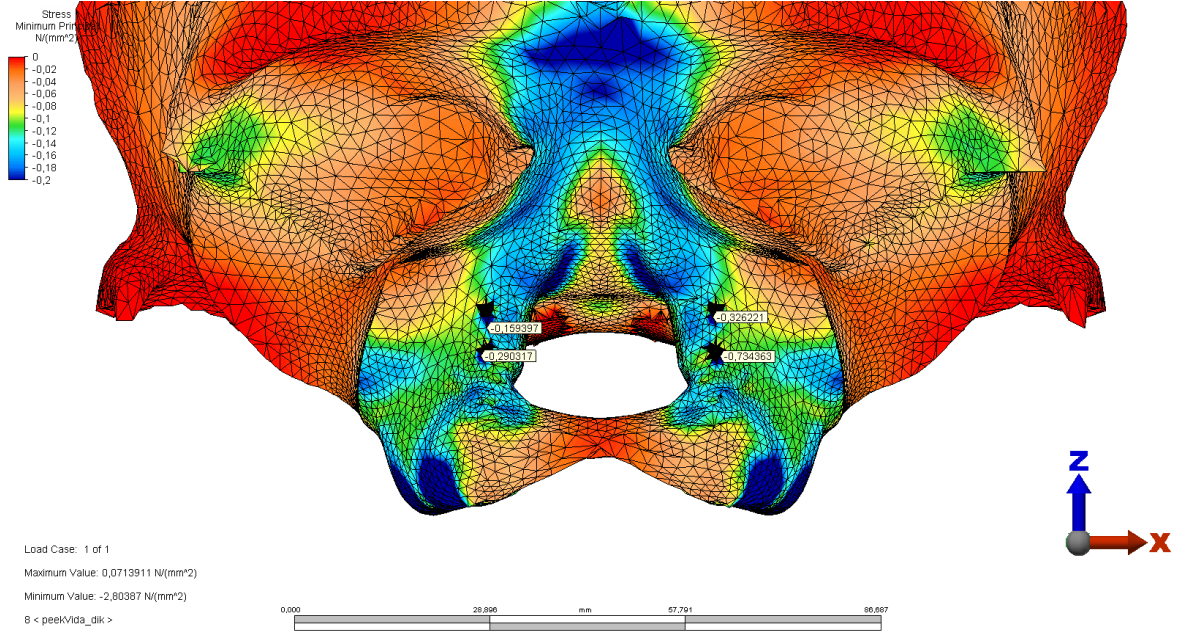


**Şekil 4.10.** Model 2'deki posterior dik kuvvetlere karşı spongöz kemikte oluşan maksimum asal stresler

Uygulanan dik kuvvetler sonucunda spongöz kemikte oluşan minimum asal stres değerleri model 1'de  $-4.02832 \text{ N/mm}^2$  ve model 2'de  $-2.80387 \text{ N/mm}^2$  olarak ölçülmüştür (Şekil 4.11 ve 4.12).



**Şekil 4.11.** Model 1'deki posterior dik kuvvetlere karşı spongöz kemikte oluşan minimum asal stresler



**Şekil 4.12.** Model 2'deki posterior dik kuvvetlere karşı spongioz kemikte oluşan minimum asal stresler

## 4.2 Posterior Oblik Kuvvetler Etkisinde Oluşan Stresler

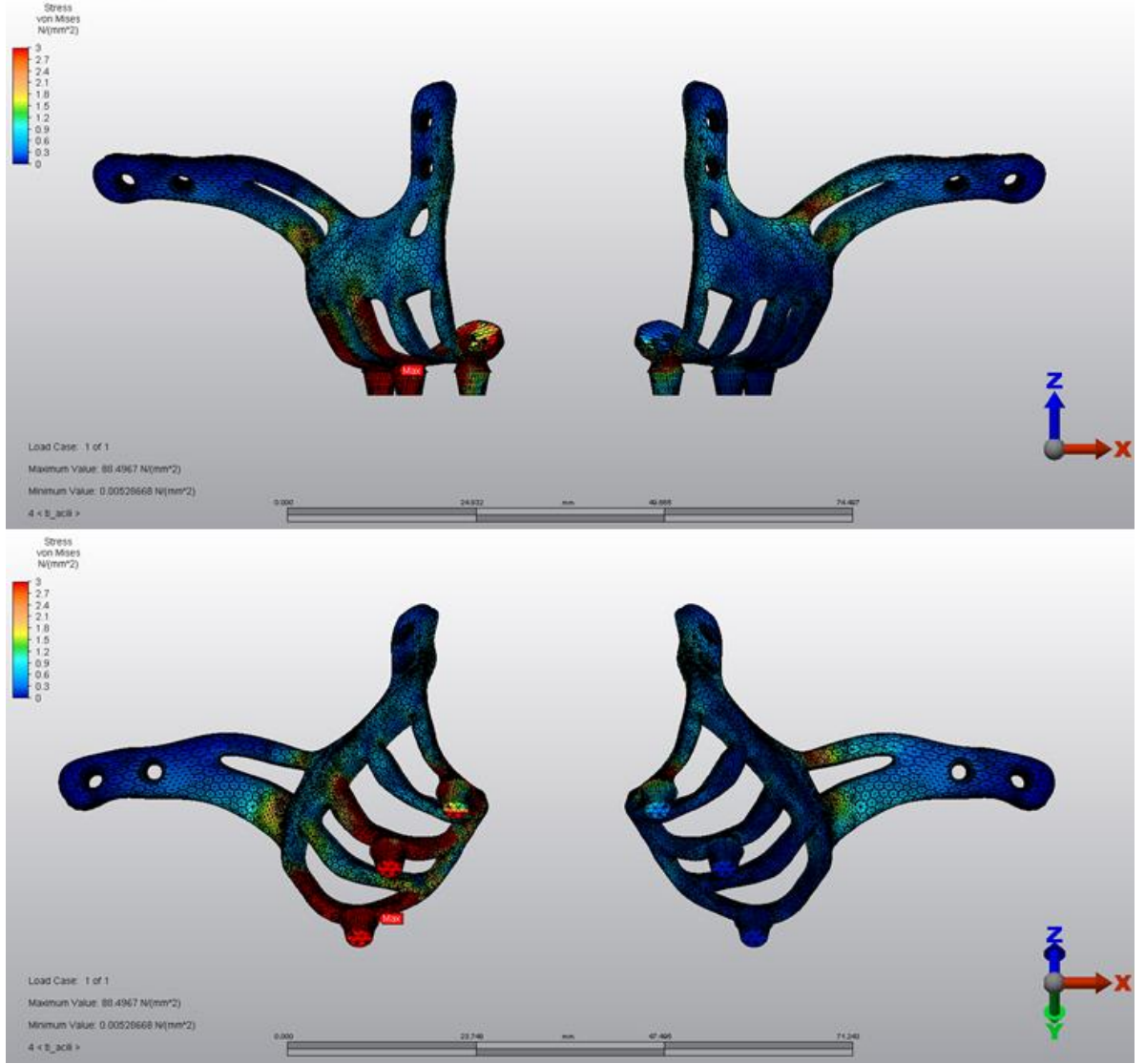
Maksiller posterior bölgedeki 1.premolar, 2.premolar ve 1.molar dişlerin okluzal yüzeylerine tek taraflı olarak 30° açı ile 100 N oblik kuvvet uygulandığında subperiosteal implant gövdesinde, fiksasyon vidalarında, kortikal kemikte ve spongiyoz kemikte, iki farklı subperiosteal implant sistemlerinin oluşturduğu stres değerleri ve dağılımları incelenmiştir (Tablo 4.2)

**Tablo 4.2:** İki farklı subperiosteal implant sisteminde ve kemikte oluşan stres değerleri ve dağılımları

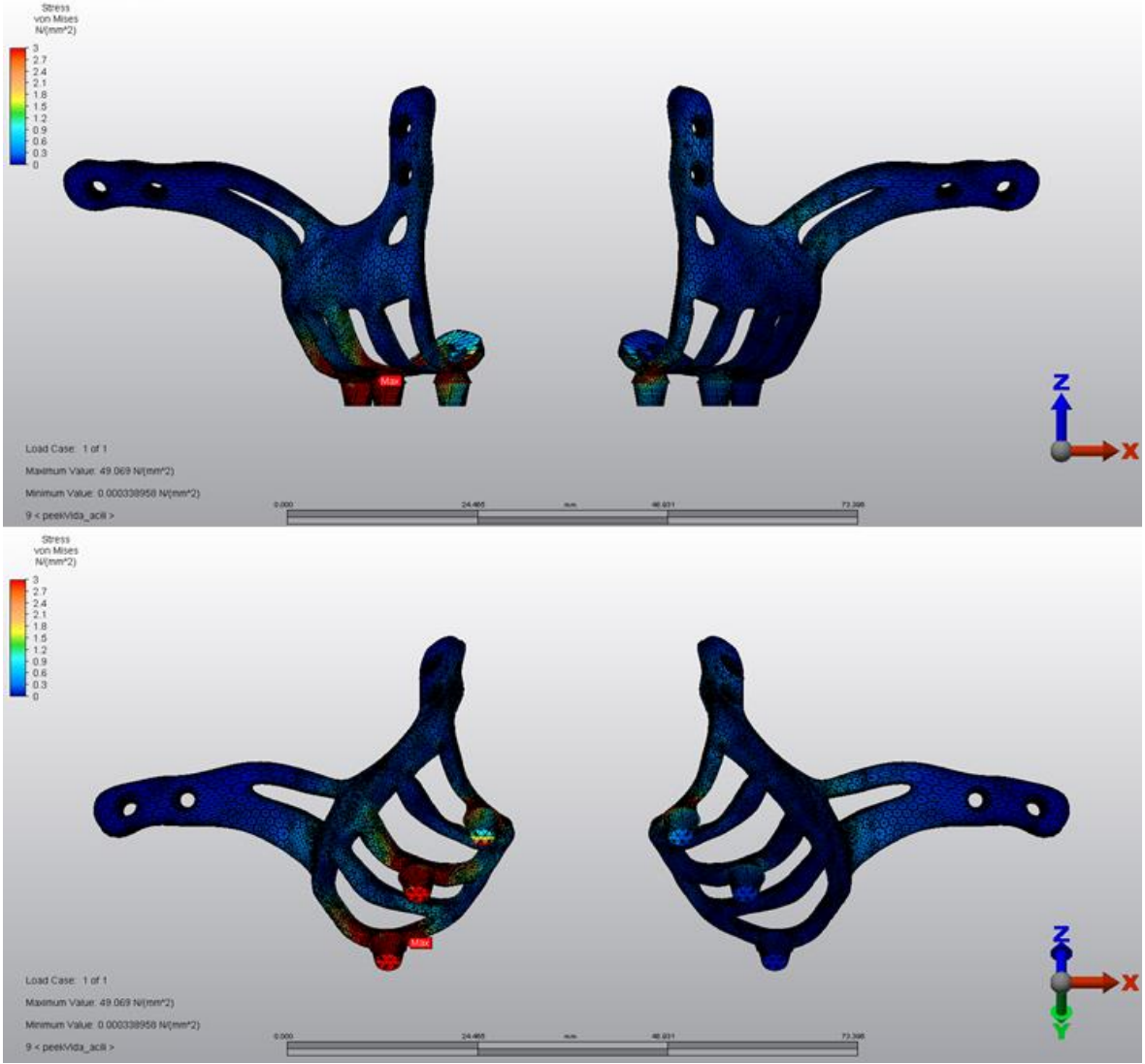
	Model 1	Model 2
Subperiosteal implant gövdesi-Von Mises Stres (N/mm <sup>2</sup> )	88.4967 N/mm <sup>2</sup>	49.069 N/mm <sup>2</sup>
Fiksasyon vidası-Von Mises Stres (N/mm <sup>2</sup> )	1.9272 N/mm <sup>2</sup>	0.611475 N/mm <sup>2</sup>
Kortikal-Maksimum Asal Stres (N/mm <sup>2</sup> )	6.14525 N/mm <sup>2</sup>	8.85611 N/mm <sup>2</sup>
Kortikal-Minimum Asal Stres (N/mm <sup>2</sup> )	-5.57116 N/mm <sup>2</sup>	-8.44144 N/mm <sup>2</sup>
Spongioz-Maksimum Asal Stres (N/mm <sup>2</sup> )	0.506614 N/mm <sup>2</sup>	0.472745 N/mm <sup>2</sup>
Spongioz-Minimum Asal Stres (N/mm <sup>2</sup> )	-0.762301 N/mm <sup>2</sup>	-1.02716 N/mm <sup>2</sup>

#### 4.2.1 Subperiosteal implant gövdelerinde oluşan Von Mises Stres değerleri

Uygulanan kuvvet sonucunda subperiosteal plak üzerinde oluşan maksimum Von Mises stres değeri birinci modelde 88.4967 N/mm<sup>2</sup>, ikinci modelde ise 49.069 N/mm<sup>2</sup> ölçülmüştür (Şekil 4.13 ve 4.14).



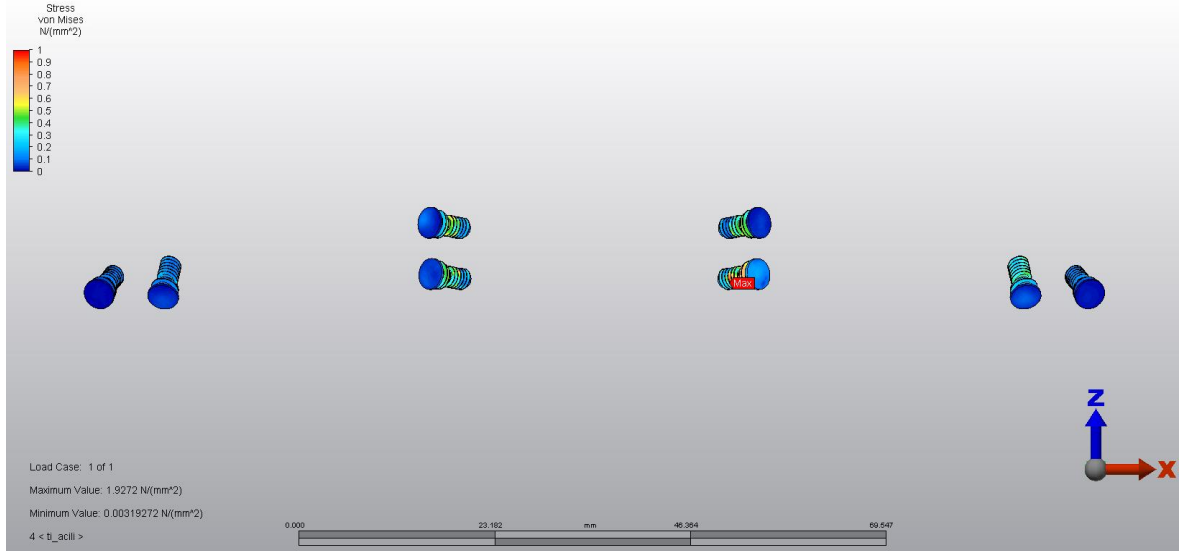
Şekil 4.13. Model 1'deki posterior 30° açıyla uygulanan oblik kuvvetlere karşı titanyum subperisoteal implant gövdesi üzerinde oluşan Von Mises Stresler



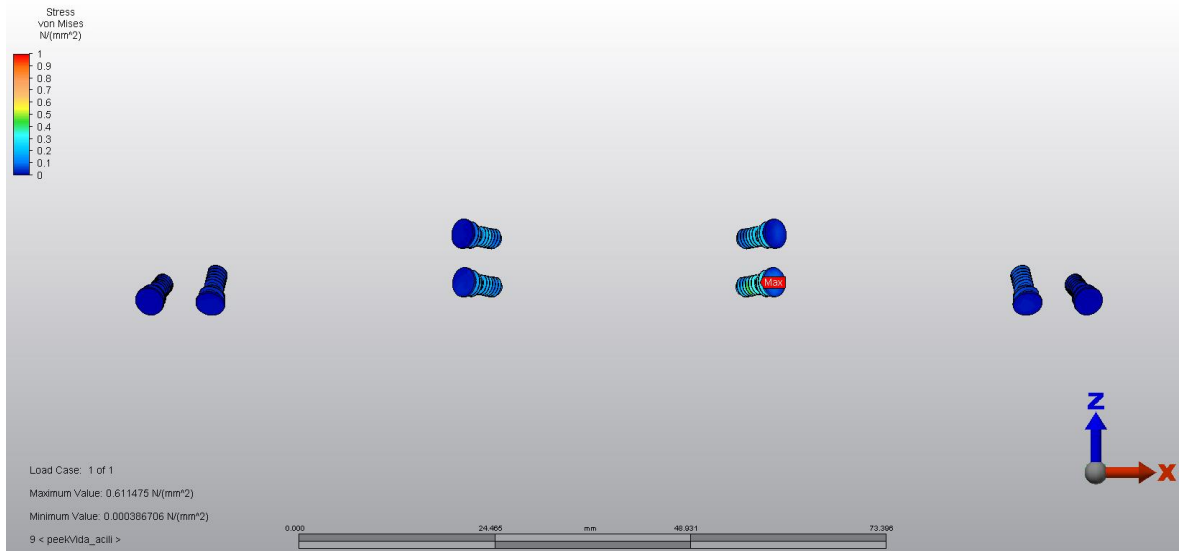
**Şekil 4.14.** Model 2'deki posterior posterior 30° açıyla uygulanan oblik kuvetlere karşı PEEK subperisoteal implant gövdesi üzerinde oluşan Von Mises Stresler

## 4.2.2 Fiksasyon vidalarında oluşan Von Mises Stres değerleri

Fiksasyon vidalarında oluşan Von Mises stres değerleri birinci modelde 1.9272 N/mm<sup>2</sup>, ikinci modelde ise 0.611475 N/mm<sup>2</sup> ölçülmüştür (Şekil 4.15 ve 4.16).



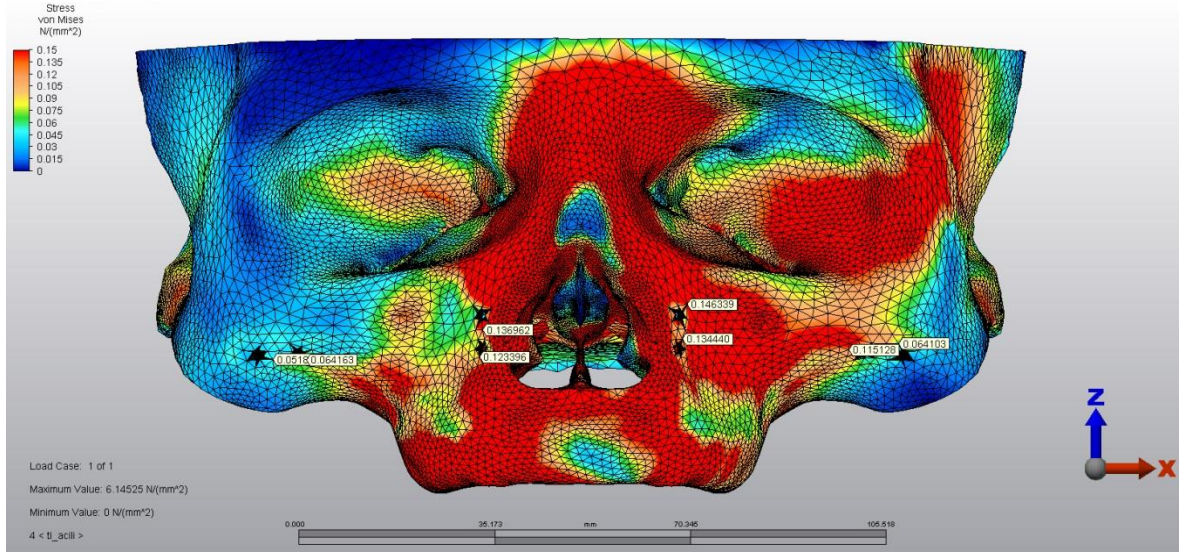
Şekil 4.15. Model 1'deki posterior 30° açıyla uygulanan oblik kuvvetlere karşı titanyum fiksasyon vidaları üzerinde oluşan Von Mises Stresler



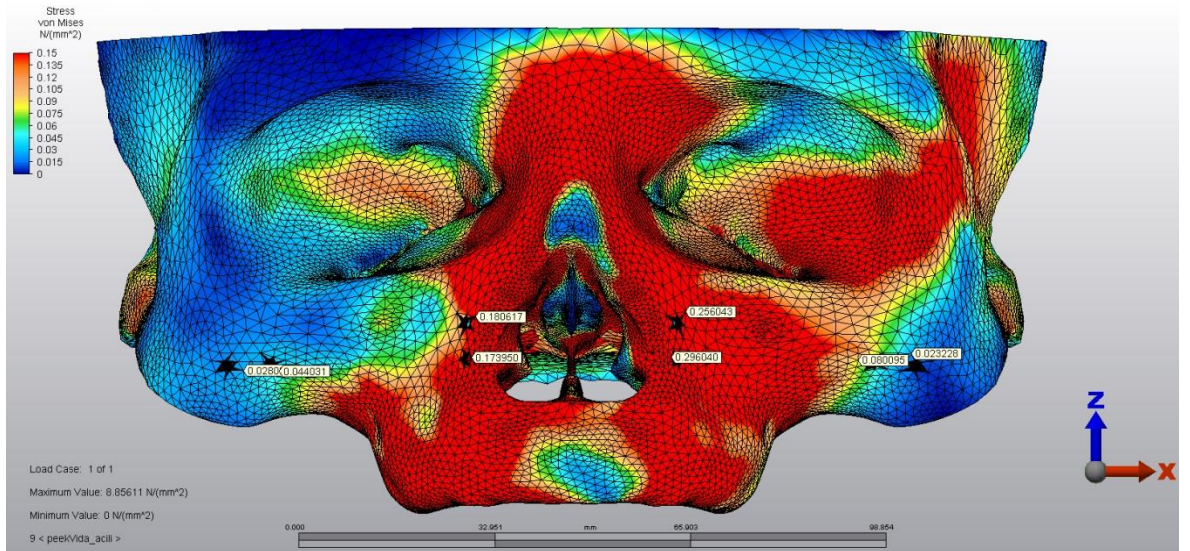
Şekil 4.16. Model 2'deki posterior 30° açıyla uygulanan oblik kuvvetlere karşı PEEK fiksasyon vidaları üzerinde oluşan Von Mises Stresler

### 4.2.3 Kemikte oluşan Maksimum ve Minimum Asal Stres Değerleri

Uygulanan kuvvet sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal stres değeri model 1’de  $6.14525 \text{ N/mm}^2$ , model 2’de ise  $8.85611 \text{ N/mm}^2$  olarak ölçülmüştür (Şekil 4.17 ve 4.18).

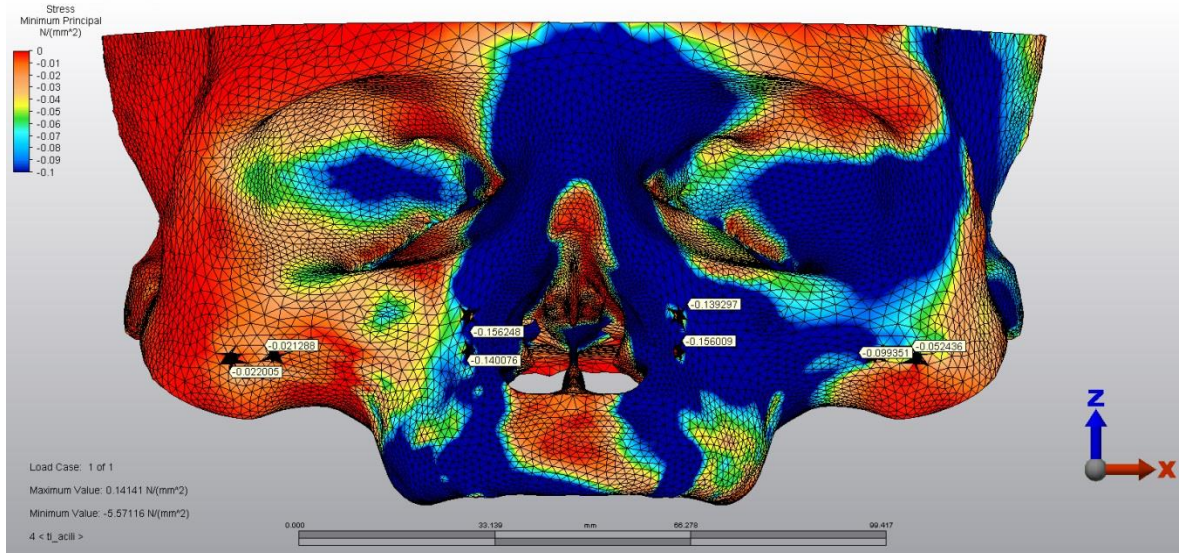


Şekil 4.17. Model 1’deki posterior  $30^\circ$  açıyla uygulanan oblik kuvvetlere karşı kortikal kemikte oluşan maksimum asal stresler

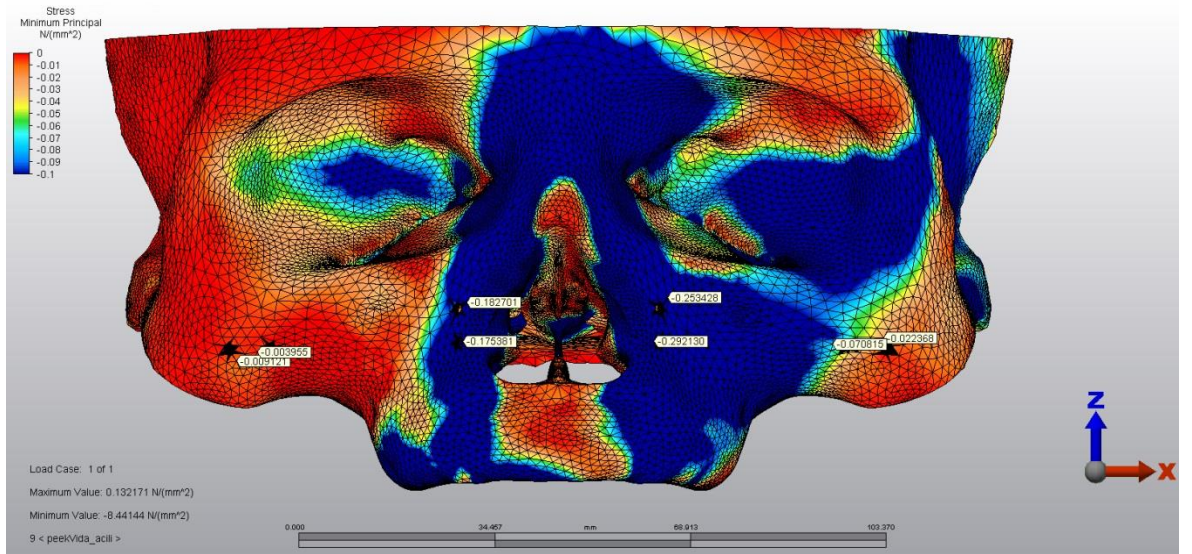


Şekil 4.18. Model 2’deki posterior  $30^\circ$  açıyla uygulanan oblik kuvvetlere karşı kortikal kemikte oluşan maksimum asal stresler

Kortikal kemikte oluşan minimum asal stres değerleri ise model 1’de  $-5.57116$  N/mm<sup>2</sup> ve model 2’de  $-8.44144$  N/mm<sup>2</sup> olarak ölçülmüştür (Şekil 4.19 ve 4.20).

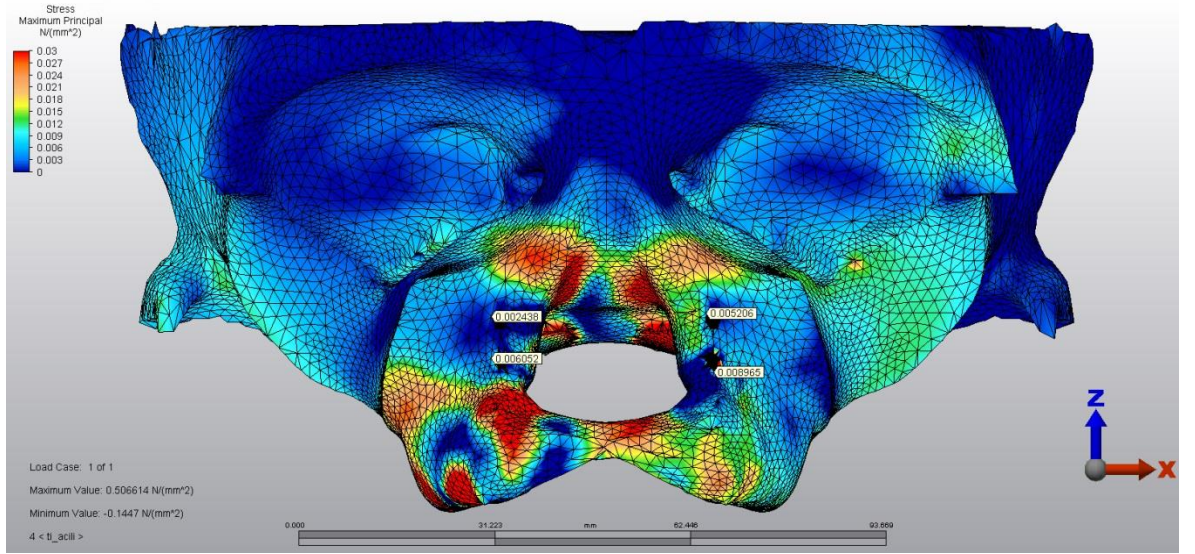


Şekil 4.19. Model 1’deki posterior 30° açıyla uygulanan oblik kuvvetlere karşı kortikal kemikte oluşan minimum asal stresler

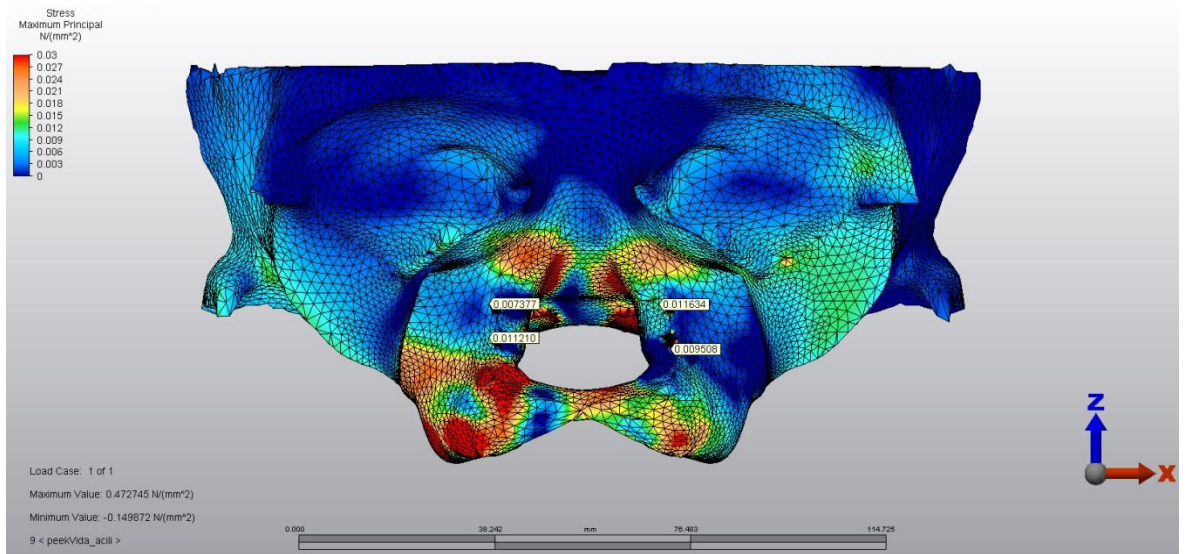


Şekil 4.20. Model 2’deki posterior 30° açıyla uygulanan oblik kuvvetlere karşı kortikal kemikte oluşan minimum asal stresler

Spongioz kemikte oluşan maksimum asal stres değerleri model 1'de 0.506614 N/mm<sup>2</sup> ve model 2'de 0.472745 N/mm<sup>2</sup> olarak ölçülmüştür (Şekil 4.21 ve 4.22).

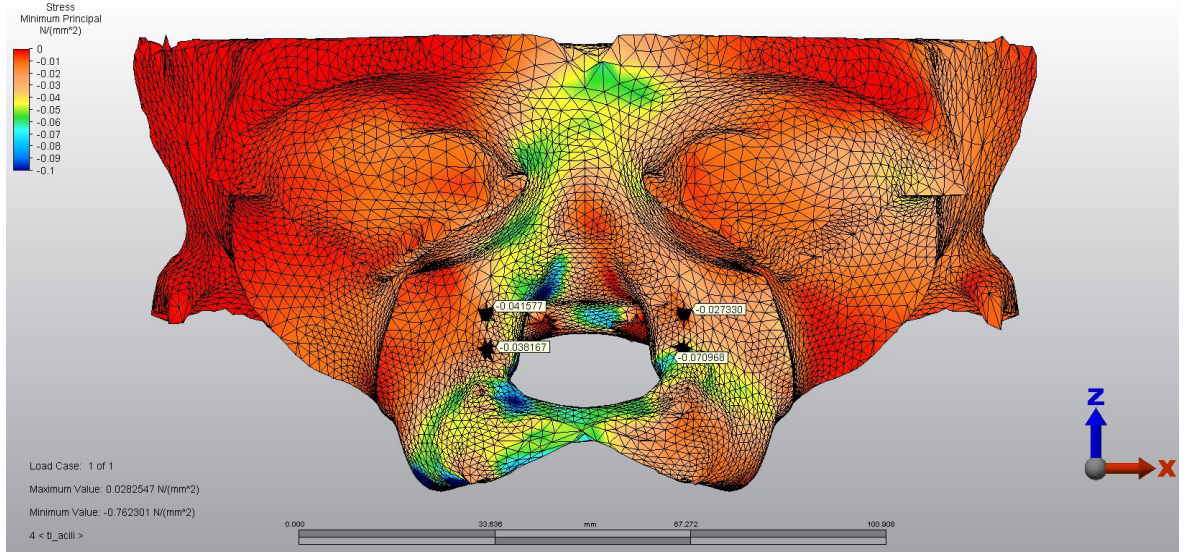


Şekil 4.21. Model 1'deki posterior 30° açıyla uygulanan oblik kuvvetlere karşı spongioz kemikte oluşan maksimum asal stresler

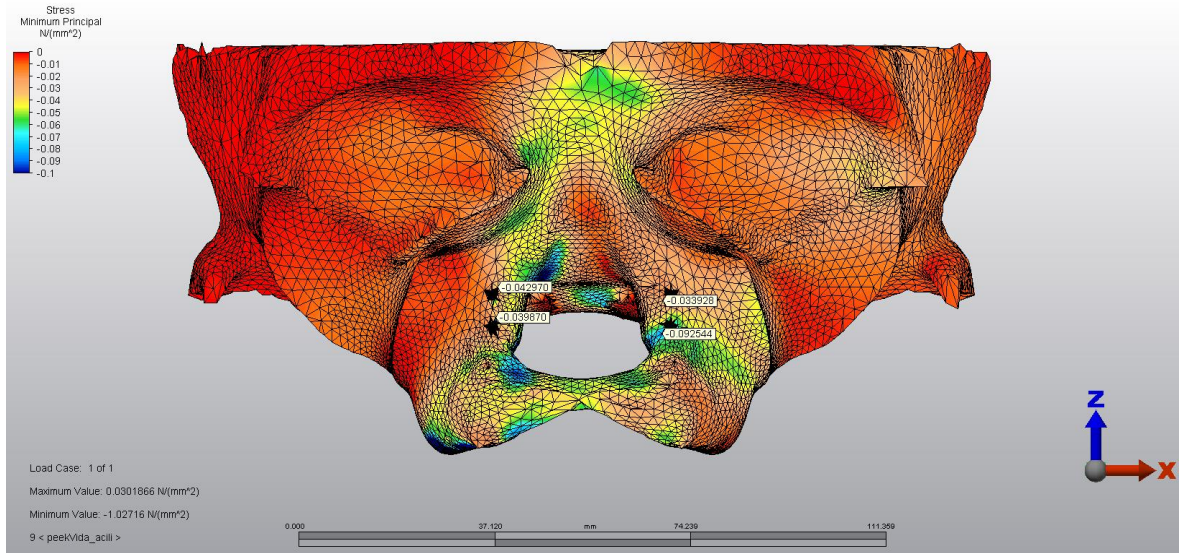


Şekil 4.22. Model 2'deki posterior 30° açıyla uygulanan oblik kuvvetlere karşı spongioz kemikte oluşan maksimum asal stresler

Uygulanan oblik kuvvetler sonucunda spongiöz kemikte oluşan minimum asal stres değerleri model 1’de  $-0.762301 \text{ N/mm}^2$  ve model 2’de  $-1.02716 \text{ N/mm}^2$  olarak ölçülmüştür (Şekil 4.23 ve 4.24).



Şekil 4.23. Model 1’deki posterior 30° açıyla uygulanan oblik kuvvetlere karşı spongiöz kemikte oluşan minimum asal stresler



Şekil 4.24. Model 2’deki posterior 30° açıyla uygulanan oblik kuvvetlere karşı spongiöz kemikte oluşan minimum asal stresler

### 4.3 Anterior Dik Kuvvetler Etkisinde Oluşan Stresler

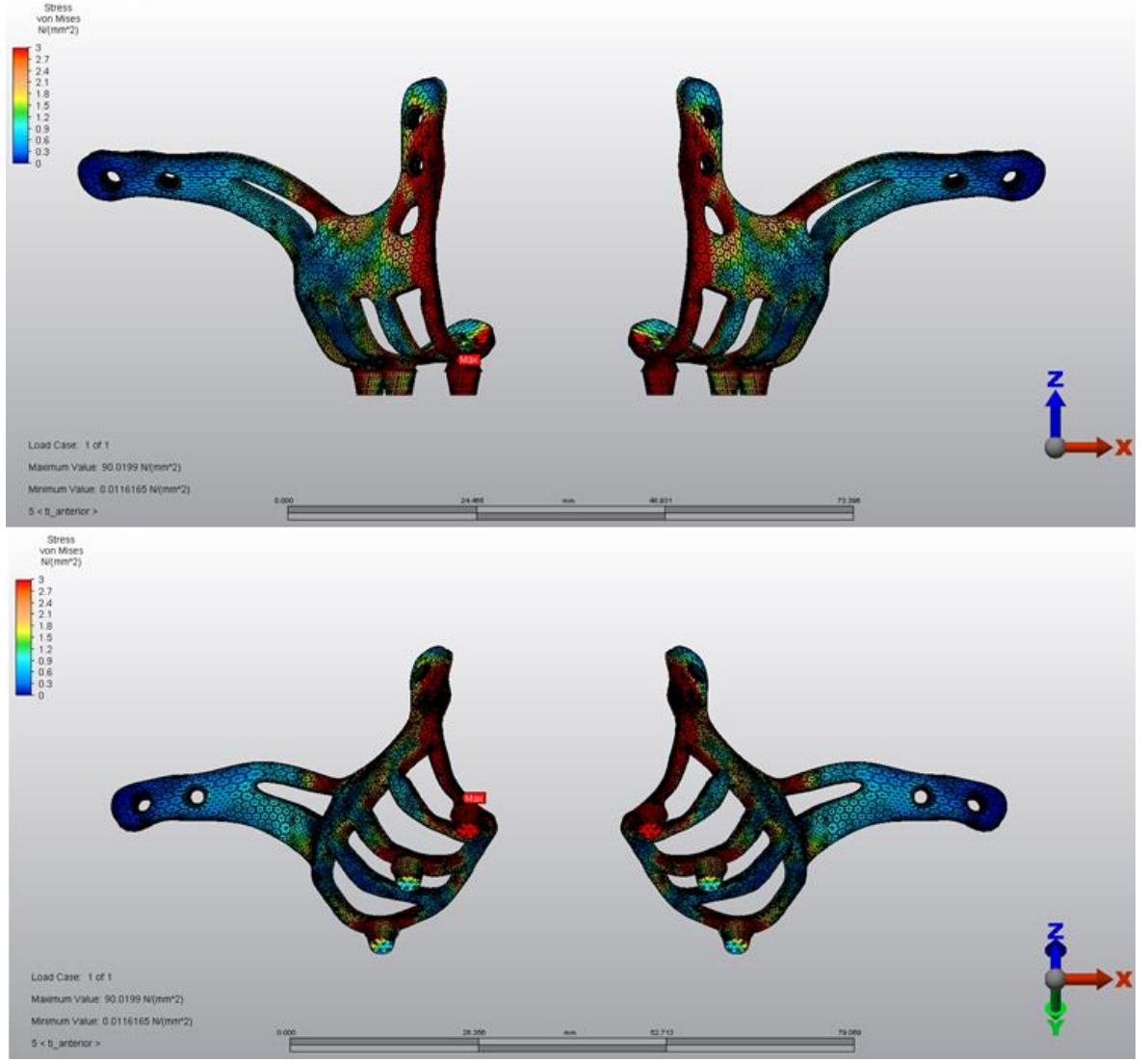
Maksiller anteriordaki santral ve lateral keser dişlere vertikal yönde toplam 150 N kuvvet uygulandığında subperiosteal implant gövdesinde, fiksasyon vidalarında, kortikal kemikte ve spongiyöz kemikte, iki farklı subperisoteal implant sistemlerinin oluşturduğu stres değerleri ve dağılımları incelenmiştir (Tablo 4.3)

**Tablo 4.3:** İki farklı subperiosteal implant sisteminde ve kemikte oluşan stres değerleri ve dağılımları

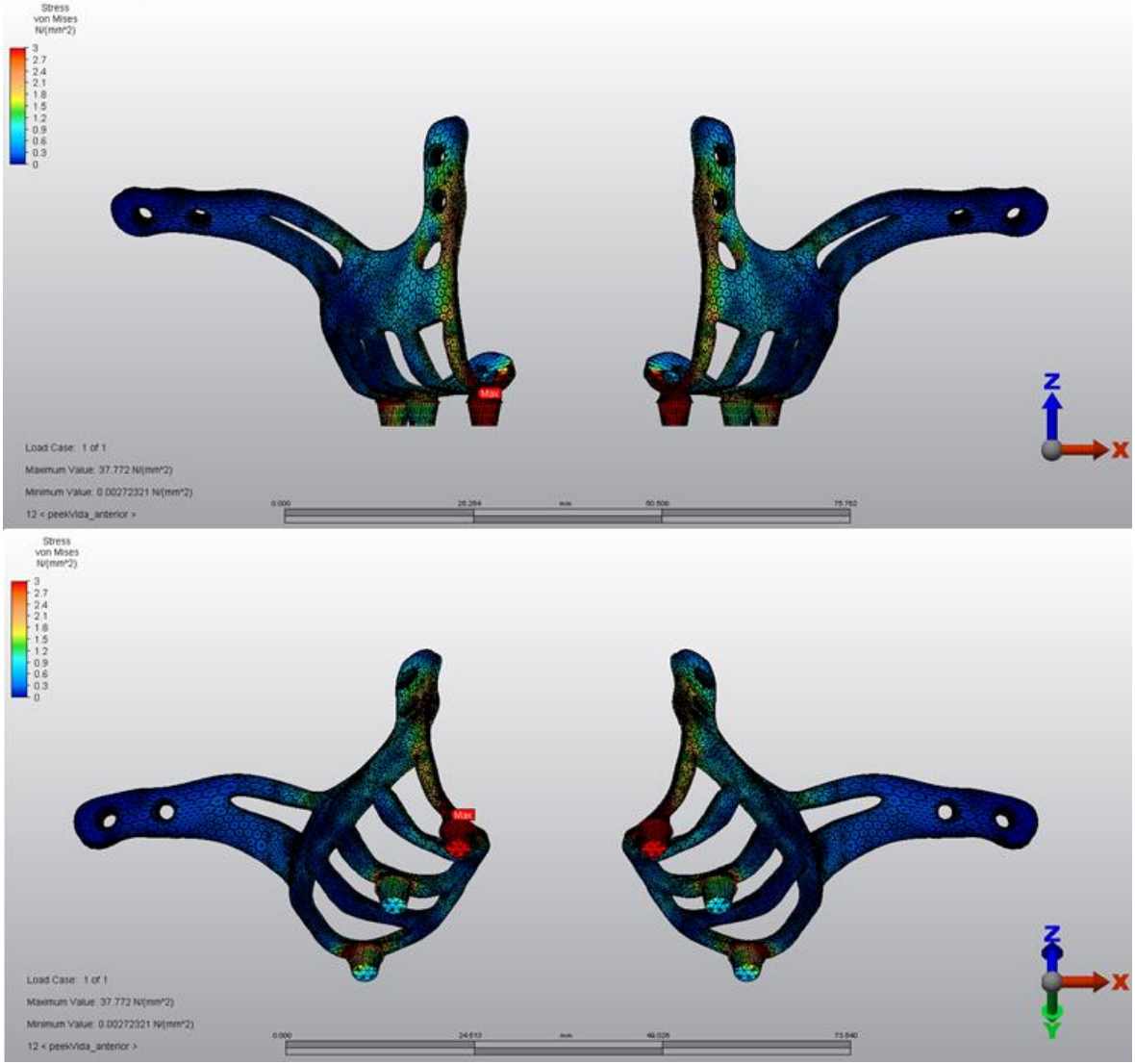
	Model 1	Model 2
Subperiosteal implant gövdesi-Von Mises Stres (N/mm <sup>2</sup> )	90.0199 N/mm <sup>2</sup>	37.772 N/mm <sup>2</sup>
Fiksasyon vidası-Von Mises Stres (N/mm <sup>2</sup> )	7.99523 N/mm <sup>2</sup>	2.52118 N/mm <sup>2</sup>
Kortikal-Maksimum Asal Stres (N/mm <sup>2</sup> )	4.93589 N/mm <sup>2</sup>	3.53895 N/mm <sup>2</sup>
Kortikal-Minimum Asal Stres (N/mm <sup>2</sup> )	-7.57283 N/mm <sup>2</sup>	-11.5963 N/mm <sup>2</sup>
Spongiyöz-Maksimum Asal Stres (N/mm <sup>2</sup> )	0.763854 N/mm <sup>2</sup>	0.71419 N/mm <sup>2</sup>
Spongiyöz-Minimum Asal Stres (N/mm <sup>2</sup> )	-2.91361 N/mm <sup>2</sup>	-1.55603 N/mm <sup>2</sup>

#### 4.3.1 Subperiosteal implant gövdelerinde oluşan Von Mises Stres değerleri

Uygulanan kuvvet sonucunda subperiosteal plak üzerinde oluşan maksimum Von Mises stres değeri birinci modelde 90.0199 N/mm<sup>2</sup>, ikinci modelde ise 37.772 N/mm<sup>2</sup> ölçülmüştür (Şekil 4.25 ve 4.26).



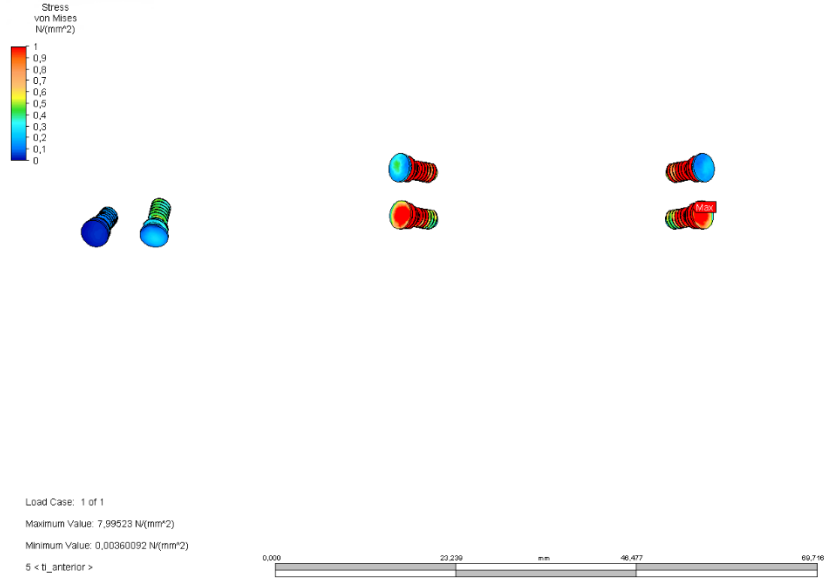
Şekil 4.25. Model 1'deki anterior dik açılı kuvvetlere karşı titanyum subperiosteal implant gövdesi üzerinde oluşan Von Mises Stresler



Şekil 4.26. Model 2'deki anterior dik açılı kuvvetlere karşı PEEK subperisoteal implant gövdesi üzerinde oluşan Von Mises Stresler

### 4.3.2 Fiksasyon vidalarında oluşan Von Mises Stres değerleri

Fiksasyon vidalarında oluşan Von Mises stres değerleri birinci modelde 7.99523 N/mm<sup>2</sup>, ikinci modelde ise 2.52118 N/mm<sup>2</sup> ölçülmüştür (Şekil 4.27 ve 4.28).



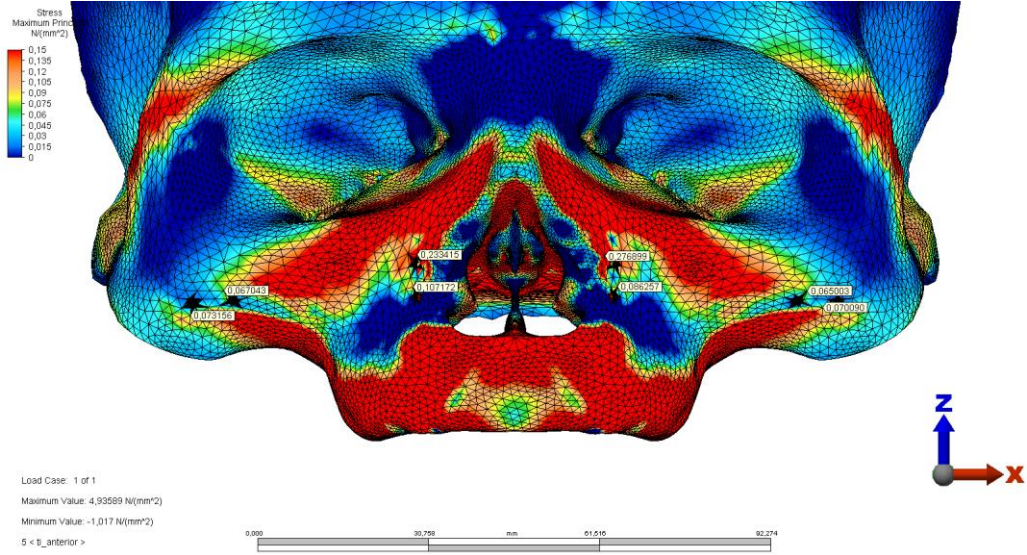
Şekil 4.27. Model 1'deki anterior dik açılı kuvvetlere karşı titanyum fiksasyon vidaları üzerinde oluşan Von Mises Stresler



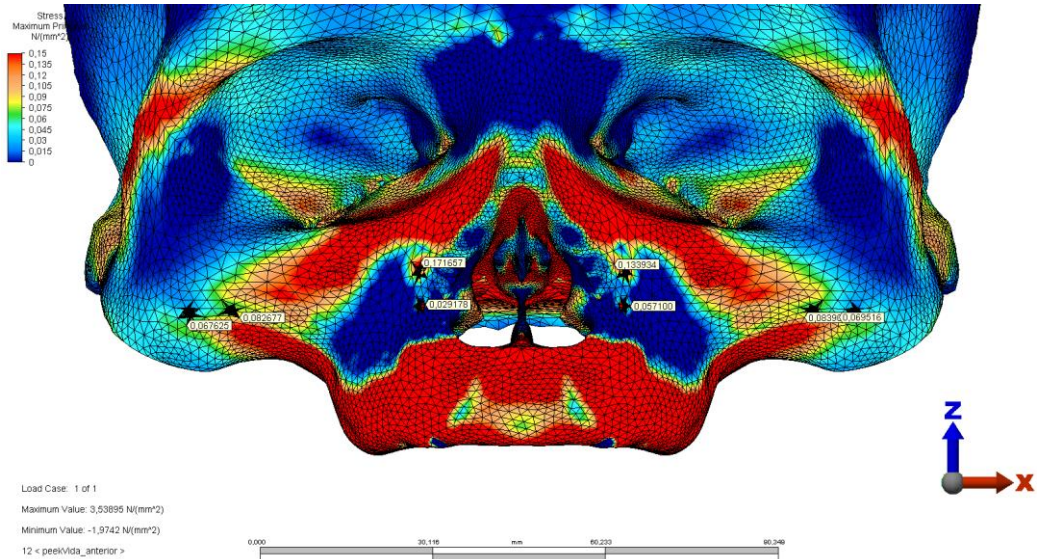
Şekil 4.28. Model 2'deki anterior dik açılı kuvvetlere karşı PEEK fiksasyon vidaları üzerinde oluşan Von Mises Stresler

### 4.3.3 Kemikte oluşan Maksimum ve Minimum Asal Stres Değerleri

Uygulanan kuvvet sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal stres değeri model 1’de 4.93589 N/mm<sup>2</sup>, model 2’de ise 3.53895 N/mm<sup>2</sup> olarak ölçülmüştür (Şekil 4.29 ve 4.30).

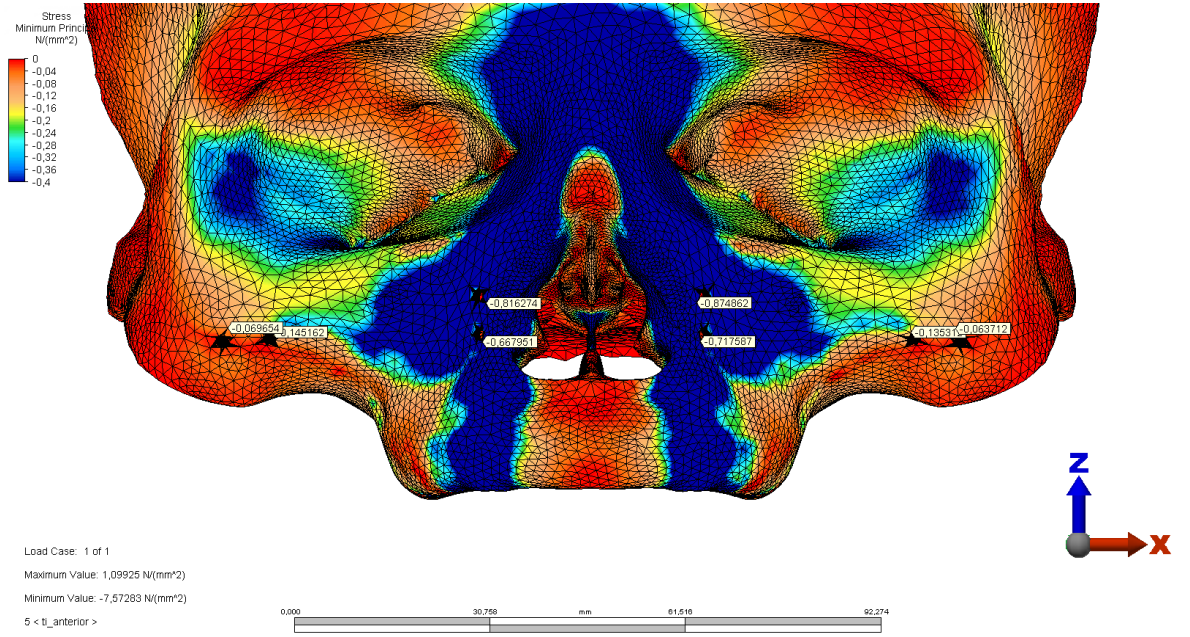


Şekil 4.29. Model 1’deki anterior dik açılı kuvvetlere karşı kortikal kemikte oluşan maksimum asal stresler

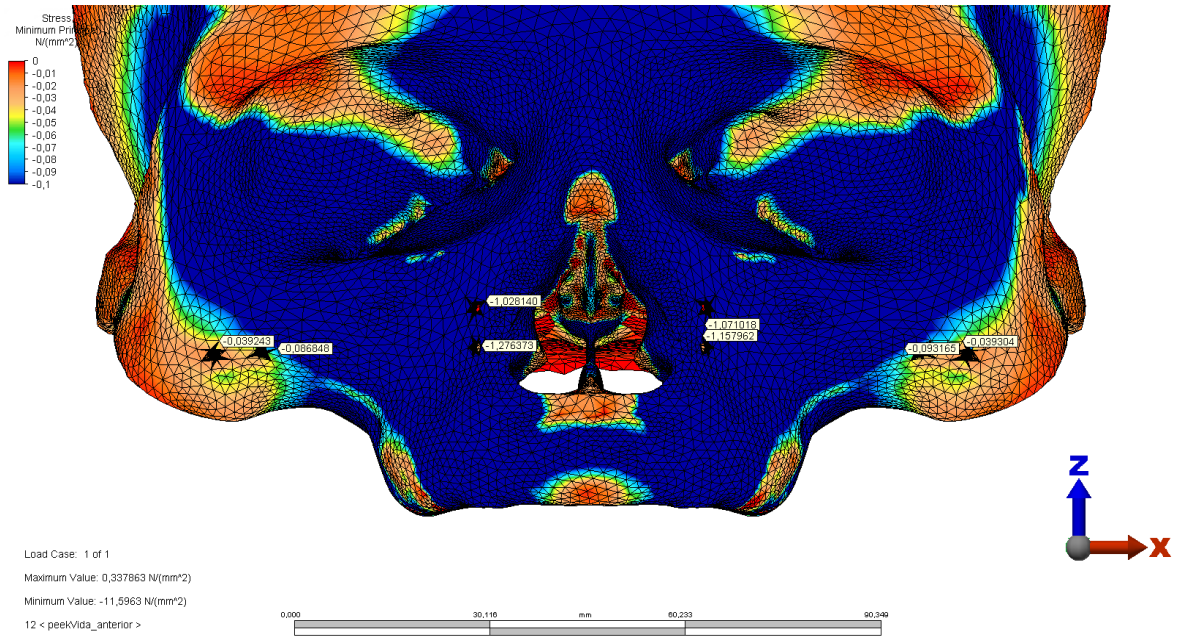


Şekil 4.30. Model 2’deki anterior dik açılı kuvvetlere karşı kortikal kemikte oluşan maksimum asal stresler

Kortikal kemikte oluşan minimum asal stres değerleri ise model 1’de  $-7.57283$  N/mm<sup>2</sup> ve model 2’de  $-11.5963$  N/mm<sup>2</sup> olarak ölçülmüştür (Şekil 4.31 ve 4.32).

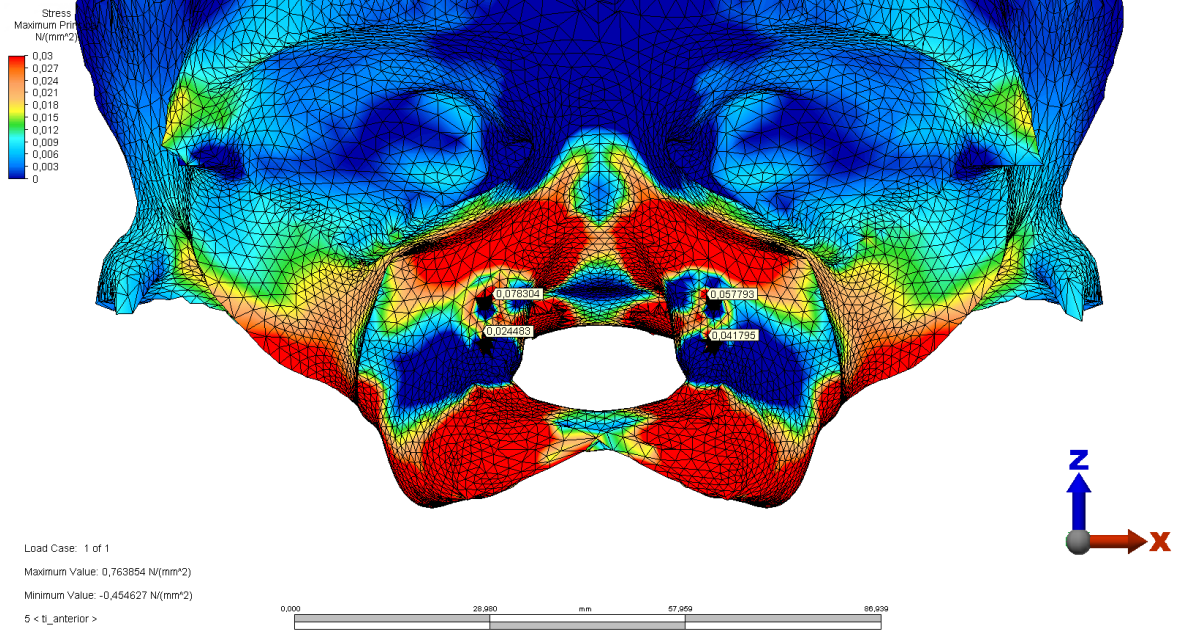


Şekil 4.31. Model 1’deki anterior dik açılı kuvvetlere karşı kortikal kemikte oluşan minimum asal stresler

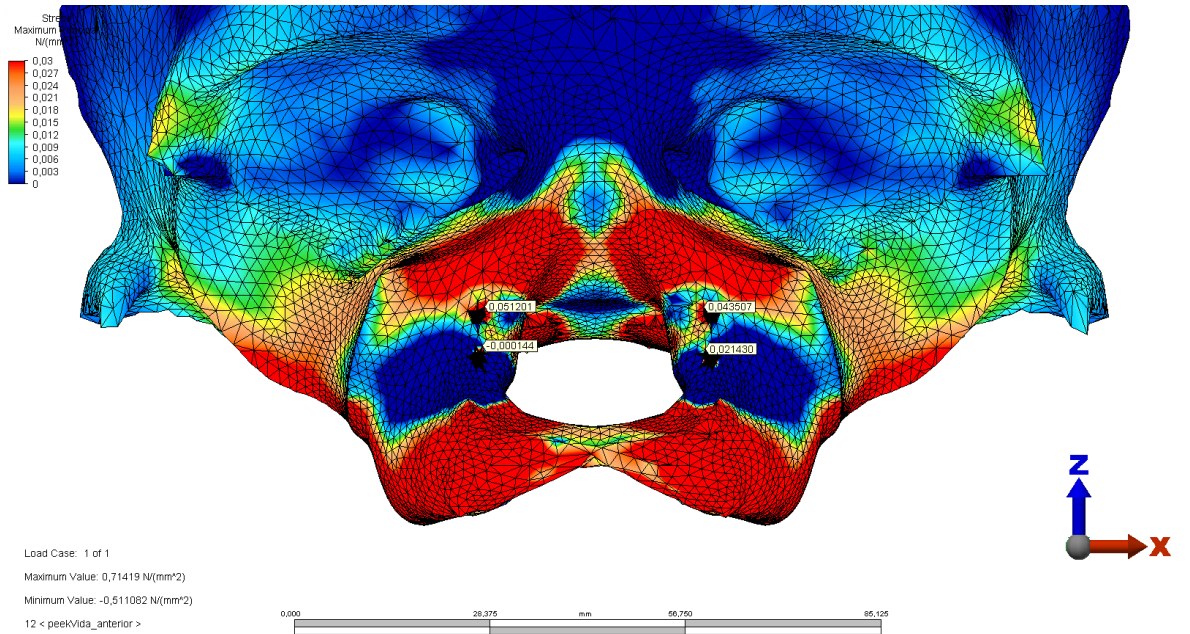


Şekil 4.32. Model 2’deki anterior dik açılı kuvvetlere karşı kortikal kemikte oluşan minimum asal stresler

Spongioz kemikte oluşan maksimum asal stres değerleri model 1’de  $0.763854 \text{ N/mm}^2$  ve model 2’de  $0.71419 \text{ N/mm}^2$  olarak ölçülmüştür (Şekil 4.33 ve 4.34).

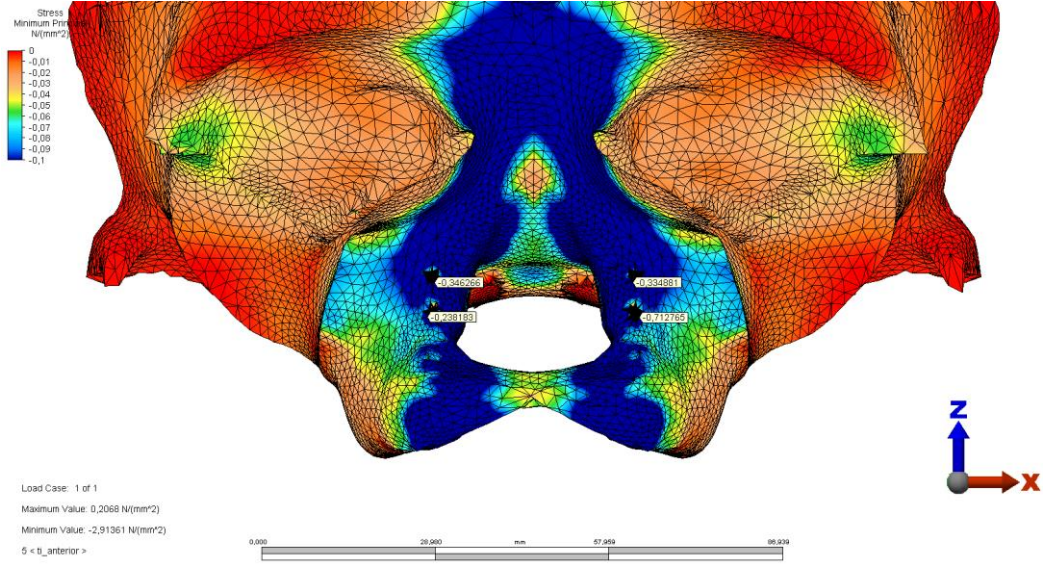


Şekil 4.33. Model 1’deki anterior dik açılı kuvvetlere karşı spongioz kemikte oluşan maksimum asal stresler

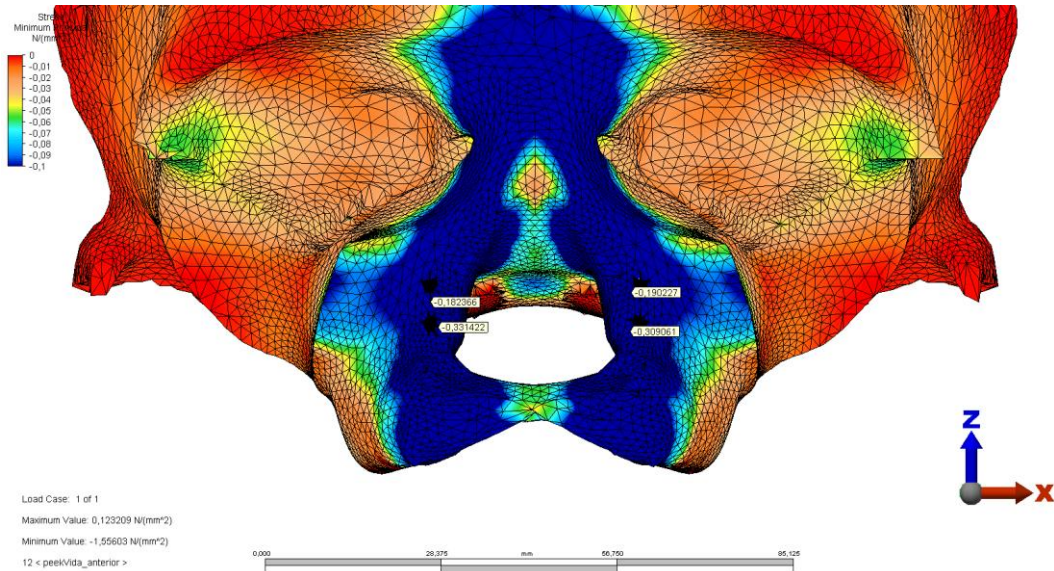


Şekil 4.34. Model 2’deki anterior dik açılı kuvvetlere karşı spongioz kemikte oluşan maksimum asal stresler

Uygulanan oblik kuvvetler sonucunda spongiöz kemikte oluşan minimum asal stres değerleri model 1’de  $-2.91361 \text{ N/mm}^2$  ve model 2’de  $-1.55603 \text{ N/mm}^2$  olarak ölçülmüştür (Şekil 4.35 ve 4.36).



Şekil 4.35. Model 1’deki anterior dik açılı kuvvetlere karşı spongiöz kemikte oluşan minimum asal stresler



Şekil 4.36. Model 2’deki anterior dik açılı kuvvetlere karşı spongiöz kemikte oluşan minimum asal stresler

## 5 TARTIŞMA

### 5.1 Çalışma Amacının Tartışılması

Günümüzde diş eksikliği nedeniyle çiğneme, konuşma ve estetik gibi fonksiyonların kaybından dolayı problem yaşayan hastalar için dental implantlar yaygın olarak kullanılmaktadır (145–147). Dental implantlar subperiosteal (kemik üzerine yerleştirilen), transosteal (kemik boyunca uzanan) ve endosteal (kemik içerisine yerleştirilen) implantlar olarak sınıflandırılmaktadır (29).

Günümüzde endosteal implantlar ile atrofik çenelerin rehabilitasyonu ve anında yüklemeye protokolleri birtakım zorluklar içermektedir. Literatürde, bu zorlukları gidermek amacıyla birçok teknik önerilmiştir. Otojen kemik grefti gibi rekonstrüktif prosedürler ve alloplastik greftlemeyle birlikte yönlendirilmiş kemik rejenerasyonu gibi teknikler sıklıkla kullanılmaktadır (45). Otojen kemik greftlemesinin ikinci bir cerrahi alan gerektirmesi, operasyon süresini artırması, donör bölgede kırık riskinin artması ve postoperatif ağrı gibi olumsuz etkileri bulunmaktadır (148–150). Her iki teknik için de greft maturasyonunun tamamlanması için birkaç ay beklenmesi gerekmektedir (151).

Atrofik çenelerin rehabilitasyonu için önerilen diğer alternatif tedavi seçenekleri ise açılı implantlar, all on 4 sistemleri ve uzun dönem stabil sonuçları olan zigoma implantlarıdır (42–44). Atrofik çenelerdeki anatomik değişiklikler önemli anatomik yapıların hasar görme riskini artırmaktadır. Bu nedenle bu tip çenelerdeki cerrahi operasyonlarda deneyimli hekimler gereklidir (152).

Zigoma implantları, hekimin deneyimine ve hastanın durumuna göre lokal ya da genel anestezi altında yapılabilmektedir (43). Ciddi atrofik çenelerde kısa implantların kullanımı tartışmalıdır (153). Literatürdeki sinüs lift, inferior alveolar sinir lateralizasyonu ya da distraksiyon osteogenezisi gibi diğer teknikler birçok farklı sonuçlar sunmaktadır (154–156).

İlk all on 4 konsepti aşırı atrofik çenelerde 2003 yılında Paulo Malo tarafından ortaya atılmıştır. Bu dizaynın amacının tamamen dişsiz çenelerin sabit restorasyonlarını daha az implant sayısı ile sağlamak ve daha da önemlisi bu dizaynın posteriorda kantilever uygulamasını minimize etmesi ya da tamamen ortadan kaldırması olarak rapor edilmiştir. Bu sistemin maksillada uygulanmasının maksiller kemiğin daha düşük kemik kalitesine sahip olması ve daha fazla trabeküler kemikle birlikte daha az yoğunluğunun olmasından dolayı biraz daha riskli olduğu belirtilmiştir (157). All on 4 sistemi ile ilgili yapılan bir sonlu elemanlar stres analizi çalışmasında oluşan maksimum von Mises stres değerlerinin titanyumun gerilme dayanımının altında olduğu rapor edilmiştir (44). Dört adet implant üzerine protetik restorasyonun yerleştirildiği bu sistemde, implantların herhangi birinin enfeksiyon gibi sebeplerden dolayı sökülmesi gereken durumlarda sistem tamamen kullanılmaz hale gelmektedir. Ayrıca özellikle maksilla anteriorda atrofik kemik varlığında bu sistem yine kullanılamamaktadır.

Subperiosteal implantlar, çene kemiğinin endosteal implantları destekleyemeyecek kadar atrofiye olduğu ve özellikle osteoartrit sebebiyle fazla derecede porlu hale geldiği durumlarda kullanılmaktadır. Subperiosteal implant uygulaması sırasında cerrahi operasyon süresi greftleme prosedürüyle birlikte uygulanan endosteal implantlara göre daha kısadır. Ayrıca subperiosteal implantlarda endosteal implantlarda olan greftin olgunlaşması için bekleme süresinin olmaması ve anında yükleme protokollerinin uygulanabilmesi subperiosteal implantların en önemli avantajları arasında sayılabilmektedir (152,158,159).

Çalışmamızda kullanılan yeni nesil subperiosteal implantlar (atrofik çene kemikleri için üç boyutlu yazıcı ile kişiye özel imal edilen subperiosteal implant-AMSJI) geleneksel implantların kullanımını imkansız hale getiren aşırı maksiller kemik rezorpsiyonu, düşük kemik kalitesi ve pnömatisasyon varlığında zigoma implantlarına veya kemik greftleme ve transplantasyonuna alternatif bir çözüm olarak tasarlanmıştır (46).

Maksiller sinüziti olan hastalarda, lengthof fiksasyon vidaları ile Schneiderian membranın perforasyonunu önlemek amacıyla önceden planlama yapılmasına imkan vererek zigoma implantlarına göre üstün bir özelliğe sahip olmaktadır. Ayrıca periimplantitis varlığında lokal anestezi altında subperiosteal implantın her bir postu bazal

iskeletten ayrılarak enfeksiyon hızlıca kontrol altına alınırken aynı protez kullanılmaya devam edilebilecek şekilde korunmaktadır. Çalışmamızda kullanılan yeni nesil subperiosteal implanların bu özelliği, rezorbe çenelerdeki diğer alternatif tedavi seçeneklerine karşı tercih edilmesini sağlamaktadır (6).

Günümüzde implant materyalleri metaller, seramikler ve polimerler olarak ayrılmaktadır. Metal alaşımları içinden dental implantlarda en yaygın olarak Ti-6Al-4V alaşımı kullanılmaktadır (63). Seramik materyaller arasından ise dental implantlar için en sık Zirkonyum oksit kullanılmasına rağmen klinik uygulamalarda zirkonyum oksit implantların başarısı tam olarak bilinmemektedir (68,76). Son zamanlarda yapılan çalışmalarda dental implant materyallerine alternatif olarak poli eter eter keton (PEEK) materyali ve modifikasyonları düşünülmüştür (7). Staniland ve ark. (79), PEEK dental implantların Titanyum implantlara göre daha düşük stres kalkını gösterebileceğini bildirmiştir. Saf PEEK'in elastisite modülü koritkal kemik, Ti ve seramik materyallere göre oldukça düşüktür. PEEK'in dental implant olarak kullanılabilmesi için daha yüksek elastisite modülüne sahip olması gerekmektedir. Bu nedenle karbon fiber destekli PEEK (Cfr-PEEK) ve cam fiber destekli PEEK (Gfr-PEEK) gibi PEEK modifikasyonları geliştirilmiştir. Cfr-PEEK'in elastisite modülü 18 Gpa iken, bu değer Gfr-PEEK'te 12 Gpa'ya düşmektedir (85,86). Karbon fiber destekli PEEK'in kortikal kemiğe benzer elastisite modülüne sahip olması, kortikal kemikte titanyum implantlar ile kıyaslanabilir miktarda stres oluşturacağı öngörülmektedir (15).

Daha önce yapılan çalışmalarda %30 karbon fiber destekli PEEK dental implantların, titanyuma göre herhangi bir avantajının bulunmadığı gösterilmiştir (16). Schwitalla ve ark. (9) ise %60 karbon fiber destekli PEEK'in titanyum ile biyomekanik özelliklerinin benzer olduğunu ve dental implant materyali olarak yeterli gerilme dayanımına sahip olduğunu rapor etmiştir. Mounir ve ark. (17), aşırı atrofik maksillaya sahip hastalar üzerinde yaptıkları çalışmada titanyum ve PEEK materyalinden üretilen subperiosteal implantları kemik rezorbsiyonu, mobilite, enfeksiyon, protez kırılması veya implantın açığa çıkması yönünden karşılaştırmışlardır. Çalışmalarının sonucuna göre iki tip subperiosteal implantta da başarılı sonuçlar elde edilmiş ve PEEK'in titanyuma alternatif bir materyal olarak kullanılabileceğini önermişlerdir. Bu bilgiler göz önünde bulundurularak çalışmamızda

%60 karbon fiber destekli PEEK ve titanyum materyalinin biyomekanik davranışlarının karşılaştırılması düşünülmüştür.

Çalışmamızda, standart olarak aynı protetik parçalara ve üst yapıları olan, fakat farklı materyalden subperiosteal implant gövdesi ve fiksasyon vidasına sahip subperiosteal implant sistemlerinin maksiller kemiğe yerleştirildikten sonra okluzal kuvvetler altında oluşan streslerin ölçülmesi ve karşılaştırılması amaçlanmıştır.

## 5.2 Çalışma Yönteminin Tartışılması

Kompleks biyomekanik olay veya problemlerin klinik ve deneysel çalışmalarla açıklanması oldukça zordur. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi (FEM) bir yapıdaki stresin fiziksel ölçümlerini hesaplamaya izin vererek, malzeme analizi ile problemlerin çoğunun üstesinden gelmektedir (135). FEM, gerçek modelin dijital olarak taranması veya bilgisayarlı tomografi görüntüleri yardımıyla oluşturulan hassas geometrik modellerle yapılmaktadır (137).

Sevimay ve ark. (160), kemik görüntüsünü orjinaline benzer şekilde ve boyutta elde edebilmek için bilgisayarlı tomografi kullanılması gerektiğini belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda tam dişsiz erişkin bir hastanın tomografi görüntüleri kullanılarak maksillaya ait geometrik model oluşturulmuştur. Oluşturulan üç boyutlu model ile ilgili boyutsal ve topografik düzenlemeler yapıldıktan sonra model, pürüzsüz bir yüzey haline getirilerek maksillanın modelleme işlemi tamamlanmıştır. Kemik dokusundan offset yöntemi ile spongiöz kemik elde edilmiş ve gerekli uyumlamaların yapılması ile kuvvet aktarımı sağlanmıştır.

Carlsson ve ark.'nın (161) çalışmasında, tam dişsiz hastalarda implant üstü hibrit proteze gelen okluzal kuvvetleri 130 N olarak belirlenmiştir. Carlsson ve Lindquist (162), 10 tam dişsiz hasta üzerinden yürüttükleri çalışmalarında, hastaların sabit implant üstü protezler ile tedavilerinden sonra ısırma kuvvetinin anlamlı derecede 80 N'dan 240 N'a çıktığını rapor etmiştir. Total protez ve implant destekli protez varlığındaki ısırma kuvvetini kıyaslayan başka bir çalışmada implant destekli protezde ısırma kuvvetinin anlamlı derece 116 N'dan 200 N'a çıktığı belirtilmiştir (163). Han ve ark. (164),

maksimum ısırma kuvvetinin erkeklerde molar bölgede 382 N ve keser bölgede 176 N iken bu değerler kadınlarda molar bölgede 216 N ve keser bölgede 108 N olarak hesaplanmıştır. Literatürde daha önce subperiosteal implantlarla ilgili herhangi bir FEM çalışması yapılmadığından dolayı çalışmamızda kullanılan kuvvetler endosseoz implant çalışmalarında kullanılan kuvvetleri referans olarak belirlenmiştir.

Mericske'nin (165) çalışmasına göre ağız içinde implantlara gelen aksiyel ve lateral kuvvetler her zaman birlikte görülmektedir. Bu nedenle çalışmamızda hem vertikal yönlü hem de lateral yönlü kuvvetlerin etkilerini inceleyebilmek amacıyla hem 30° açı ile oblik hem de vertikal kuvvetler uygulanmıştır. Çiğneme kuvvetlerini simule edebilmek amacıyla protetik üst yapıya maksiller anterior bölgedeki keser dişlere vertikal yönde toplam 150 N, maksiller posterior bölgedeki premolar dişler ile birinci molar diş bölgesinden vertikal olarak çift taraflı toplam 150 N ve ayrıca 30° açı ile oblik olarak tek taraflı toplam 100 N kuvvet uygulanmıştır.

Çalışmamızın temel amacı titanyum ile %60 karbon fiber destekli PEEK materyallerinin biyomekanik davranışlarının kıyaslanması olduğundan dolayı aynı maksilla modeli üzerinde belirlenen bölgelere aynı miktardaki kuvvetlerin uygulanmasıyla bu çalışma, incelenen materyallerin mekanik özelliklerinin değerlendirilmesine odaklanmıştır.

### **5.3 Bulguların Tartışılması**

Maksimum asal stresler çekme tipindeki gerilimleri, minimum asal stresler ise sıkışma tipindeki gerilimleri ifade etmektedir. Von Mises stres değeri, metaller veya bazı polimerler gibi sünebilir materyaller için önemlidir. Gerilme dayanımı (Tensile strength) ise materyalin plastik şekil değiştirmeye başladığı gerilme değeri olarak tanımlanmaktadır. Materyal üzerinde oluşan maksimum von Mises stres değeri, materyalin gerilme dayanımını aştığı durumlarda materyal üzerinde plastik deformasyon meydana gelmektedir. Maksimum von Mises stres değerleri, materyalin gerilme dayanımından daha düşük olmalıdır (166,167).

Çalışmamızda titanyum (model 1) ve peek materyalinden (model 2) iki adet subperiosteal implant sistemi oluşturulmuş ve bu sistemlere 3 farklı kuvvet yükleme protokolü uygulanmıştır. Böylece 6 farklı senaryoda stres analizleri gerçekleştirilmiştir.

Tüm senaryolarda titanyum subperiosteal plak üzerinde oluşan von Mises stres değerleri, PEEK plak üzerindeki streslerin yaklaşık iki katı daha fazla bulunmuştur. Tüm kuvvet uygulama protokollerinde iki tip plakta da maksimum von Mises stresi ağırlıklı olarak plağın abutment parçaları üzerinde birikmiştir. Anterior bölgeden kuvvet uygulaması sonucunda von Mises stres değeri, titanyum plağın anteriordaki abutment ve anterior kanat bölgesinde en yüksek değerine ulaşırken, PEEK plakta en yüksek von Mises stresleri sadece plağın anteriordaki abutment parçasında birikmiştir. İki tip subperiosteal plakta da biriken stresler iki materyalin gerilme dayanımından daha az olduğu için iki materyal de subperiosteal plak olarak kullanıma uygundur yorumu yapılabilmektedir. Karbon fiber destekli PEEK materyalinin gerilme dayanımının titanyumdan yaklaşık iki kat daha fazla olduğu ve titanyum plakta biriken stres değerlerinin, PEEK plağından yaklaşık iki kat daha fazla olması göz önünde bulundurulduğunda PEEK materyalinin subperiosteal plaklarda kullanımının yüksek başarı oranına sahip olduğu söylenebilmektedir. Bütün senaryolarda aynı maksilla modeli kullanıldığı düşünülürse, plaklar üzerinde biriken stres miktarı farklılığının kullanılan materyallerin farklı biyomekanik özelliklerinden kaynaklandığı düşünülebilir.

Uygulanan kuvvetler sonucunda fiksasyon vidalarında oluşan von Mises stres değerleri incelendiğinde, subperiosteal plaklardaki gibi tüm senaryolarda titanyum vidalarda PEEK vidalara göre yaklaşık iki kat daha fazla stres oluşmuştur.

Padolino ve ark'nın (168) humerus kırıklarında kullanılan karbon fiber destekli PEEK ve titanyum plak ve vidalarını karşılaştırdıkları klinik araştırmada, iki grupta da postoperatif benzer klinik bulgular elde edilirken iki grubun radyolojik verilerinde farklılıklar tespit edilmiştir. Karbon fiber destekli PEEK plakların altında titanyum plaklara göre oldukça fazla kemik remodellingi gerçekleştiği bildirilmiştir. Ayrıca metal grupta istatistiksel olarak anlamlı derecede daha fazla kemik rezorpsiyonu gözlemlenmiştir. Yapılan birçok hayvan ve insan çalışmasında rijit plakların altında kemik rezorpsiyonu gerçekleştiği gösterilmiştir (169–172). Ayrıca karbon fiber destekli PEEK materyalinin

yüksek elastisite modülüne sahip olmasından dolayı plak ve kemik kontağını artırdığı rapor edilmiştir. Yine aynı çalışmada titnyum ve PEEK vidalar arasında da benzer sonuçlar elde edilmiş (168) ve bu bulgular bizim sonuçlarımızla uyumlu bulunmuştur.

Okumura ve ark. (173), kemikte oluşan stresin implant boynunda yer alan kortikal kemik kalınlığıyla ilişkili olduğunu ve kortikal kemik kalınlığı azaldıkça kemikte oluşan stresin arttığını rapor etmişlerdir. Okluzal kuvvetlerin etkisiyle kortikal ve spongiyoz kemikte oluşan von Mises streslerin dağılımlarının incelendiği bir çalışmada, kortikal kemikte spongiyoz kemiğe göre anlamlı derecede daha yüksek stres değerleri bulunmuştur (174). Topkaya ve ark.'nın (175) çalışmasında da benzer sonuçlar rapor edilmiştir. Bu bilgiler ışığında, kortikal kemik tabakasının spongiyoz kemiğe göre implanta daha fazla destek verdiği görülmektedir. Çalışmamızda bu sonuçları destekleyecek şekilde tüm senaryolarda kortikal kemikte oluşan gerilim ve sıkışma tipi stres değerleri spongiyoz kemikte oluşan streslere göre daha fazla bulunmuştur. Kortikal kemik desteğinin ve oluşan stresin spongiyoz kemiğe oranla daha fazla olması, iki kemik tipinin farklı elastisite modülüne sahip olmasıyla açıklanmaktadır (176–178). Kortikal kemik okluzal kuvvetlerin etkisiyle daha fazla stresi absorbe etmekte ve bundan dolayı implant çevresi kemikte rezorbsiyona neden olmaktadır (166).

Çalışmadaki bütün senaryolar göz önünde bulundurulduğunda kortikal kemikte oluşan en fazla gerilim tipi (maksimum asal) stres değerleri ikinci modelde anterior kuvvetlerin etkisi altında gerçekleşmiştir. Kortikal kemikte oluşan en yüksek sıkışma tipi (minimum asal) stres değerleri ise yine ikinci modelde fakat posterior bölgedeki oblik kuvvetlerin etkisi altında bulunmuştur. Bunun sebebinin, iki senaryoda da aynı maksilla modeli kullanıldığı için implant materyalinin farklılığından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Spongiyoz kemikteki stres miktarları ve dağılımları incelendiğinde, iki plak türünde de benzer sonuçlar bulunmuştur. Spongiyoz kemikte oluşan en fazla gerilim ve sıkışma tipi stres değerleri birinci modelde posterior dik kuvvetlerin etkisi altında gerçekleşmiştir. İki plak tipinde de spongiyoz kemikte benzer stres miktarları birikmiştir. Bu durum, kortikal kemiğin gelen okluzal yükleri absorbe etmesinden kaynaklı olabileceği düşünülmektedir.

Naert ve ark.'nın hayvan çalışmasında (179), kortikal kemiğe gelen yüklerin 60 N/mm<sup>2</sup>'den fazla stres oluşturduğu durumlarda kemikte mikro çatlakların olabileceği ve bu streslerin 120 N/mm<sup>2</sup>'yi aştığı durumlarda ise kemikte patolojik kırıkların olabileceği belirtilmiştir. Başka bir çalışmada ise kemiğin fizyolojik stres sınırının 40 N/mm<sup>2</sup> olduğu rapor edilmiştir (180). Çalışmamızda analiz edilen bütün senaryolarda kortikal kemikte oluşan stres miktarı kemiğin daha önce belirtilen fizyolojik stres sınırının altındadır. Dolayısıyla çalışmada incelenen subperiosteal implant sistemi hem titanyum hem de %60 karbon fiber destekli PEEK materyali için biyomekanik olarak başarılı sonuçlar vermiştir.

Rotini ve ark. (181) çalışmalarında karbon fiber destekli PEEK plakların iki temel avantajından bahsetmişlerdir. Bunlar, floroskopi altında intraoperatif olarak daha iyi görünmesi ve metallerde vidaların çıkarılmasını zorlaştıran vida-plak arasında oluşan soğuk füzyonun PEEK materyalinde oluşmaması olarak belirtilmiştir. PEEK'in bu avantajı enfeksiyon gibi nedenlerden dolayı subperiosteal plağın çıkarılması gereken durumlarda vidaların rahatlıkla sökülebilmesini sağlamaktadır.

Daha önce yapılan bir çalışmada karbon fiber destekli PEEK dental implantların, titanyuma göre herhangi bir avantajının bulunmadığı gösterilmiştir (16). Schwitalla ve ark. (9) ise titanyum, saf PEEK ve %60 karbon fiber destekli PEEK dental implantları kıyasladıkları çalışmalarında, en yüksek von Mises streslerinin saf PEEK implantta görüldüğünü ve %60 karbon fiber destekli PEEK ile titanyum implantların benzer biyomekanik davranış sergilediğini rapor etmişlerdir. Bizim çalışmamızda da %60 karbon fiber destekli PEEK materyalinin kemikte oluşturduğu stres, titanyum ile benzer değerlerde bulunmuştur. Bu bulguya göre karbon fiber destekli PEEK materyalinin titanyuma klinik olarak bir alternatif olabileceği düşünülebilmektedir.

PEEK materyalinin titanyuma göre üretimi üç boyutlu yazıcılarla daha kolay ve daha düşük maliyetlidir. Çalışmamız sonuçlarına göre, %60 karbon fiber destekli PEEK subperiosteal implantlar titanyum subperiosteal implantlarla kıyaslandığında kemik üzerinde benzer biyomekanik davranış sergilemiştir. Bu bulgular doğrultusunda %60 karbon fiber destekli PEEK subperiosteal implant materyali, titanyuma alternatif bir materyal olarak düşünülebilmektedir.

## 6 SONUÇLAR

Aşırı atrofik maksilla için farklı biyomateryallerden üretilen yeni nesil subperiosteal implant gövdesi ve fiksasyon vidalarının biyomekanik davranışlarını sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile araştıran bu çalışmada elde edilen önemli sonuçlar şunlardır;

- Oluşturulan bütün senaryolarda titanyumdan üretilmiş yeni nesil subperiosteal plak ve fiksasyon vidaları üzerinde oluşan von Mises değerleri, %60 karbon fiber takviyeli PEEK materyalinden üretilen subperiosteal plak ve vidalar üzerindeki streslerin yaklaşık iki katı daha fazla bulunmuştur.
- Kortikal kemikte oluşan en fazla gerilim tipi stres değerleri, anterior bölgeden uygulanan dik kuvvetlerin etkisi altında karbon fiber destekli PEEK materyalinden üretilen subperiosteal implant modelinde gözlemlenmiştir.
- Kortikal kemikte oluşan en yüksek sıkışma tipi stres değerleri, posterior bölgedeki oblik kuvvetlerin etkisi altında ve yine karbon fiber destekli PEEK subperiosteal implant modelinde görülmüştür.
- Spongios kemikte en çok stresin olduğu bölge, kortikal kemik kalınlığının fazla olduğu posterior bölgedeki titnyum subperiosteal implant modelinde posterior dik kuvvetlerin uygulandığı senaryoda gerçekleşmiştir.
- Genel olarak titanyum ve karbon fiber destekli PEEK materyalinden üretilen subperiosteal implantlar kemikte benzer stres değerleri oluşturduğundan dolayı kemik üzerinde benzer biyomekanik davranış sergilemektedirler.

Özetle %60 karbon fiber destekli PEEK subperiosteal implantlar titanyum subperiosteal implantlar ile kıyaslandığında kemik üzerinde benzer biyomekanik davranışa sahiptir. Çalışmamız sonuçlarına göre %60 karbon fiber destekli PEEK, subperiosteal implantlar için titanyum materyaline alternatif olarak düşünülebilmektedir.

Bu çalışmada kullanılan maksilla modeli belirli bir klinik durumu yansıtacak şekilde bir hastaya ait tomografi görüntüsü kullanılarak elde edilmiştir. Anatomik varyasyonlar elde edilecek bulguları değiştirebilmektedir. Aşırı atrofik maksilladaki subperiosteal implant sistemleri üzerinde yapılan stres analiz çalışmalarının yetersiz olması nedeniyle bu

Çalışmanın da sonuçlarının karşılaştırılabilmesi amacıyla benzer subperiosteal implant tasarımı veya materyali kullanılarak yeni çalışmalarının yapılabileceği dūřunūlmektedir. Ayrıca bu çalışmada kullanılan %60 karbon fiber destekli PEEK materyalinden ūretilen yeni nesil subperiosteal implant her ne kadar titanyum ile benzer sonuçlar verse de, bu tasarımın ve materyalin in vivo çalışmalarda değerlendirilmesi gerekmektedir.

## KAYNAKLAR

1. Aileni KR, Rachala MR, Prathima CR, Naveen PK, Soujanya D. Management of an unusual ectopic eruption of maxillary canine. *J Clin Diagnostic Res.* 2017; 11(5): ZD03-ZD05.
2. Kulcsár K, Kónya J. Geometric design of sleeve and abutment for subperiosteal implants using finite element analysis. *Bánki Közlemények (Bánki Reports).* 2019;2(1):29–34.
3. Mittal G, Agrawal A, Garg R, Rathi A, Raghaw D. Prosthetic rehabilitation with hybrid implants–A. 2017; 3(3): 109-112
4. Schwartz-Arad D, Levin L. Intraoral Autogenous Block Onlay Bone Grafting for Extensive Reconstruction of Atrophic Maxillary Alveolar Ridges. *J Periodontol.* 2005; 76(4):636-41.
5. Jakse N, Seibert FJ, Lorenzoni M, Eskici A, Pertl C. A modified technique of harvesting tibial cancellous bone and its use for sinus grafting. *Clin Oral Implants Res.* 2001; 12(5):488-94.
6. Mommaerts MY. Evolutionary steps in the design and biofunctionalization of the additively manufactured sub-periosteal jaw implant ‘AMSJI’ for the maxilla. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2019; 48(1):108-114.
7. Schwitalla A, Müller WD. PEEK dental implants: A review of the literature. *Journal of Oral Implantology.* 2013; 39(6):743-9.
8. Egusa H, Ko N, Shimazu T, Yatani H. Suspected association of an allergic reaction with titanium dental implants: a clinical report. *J Prosthet Dent.* 2008;100(5):344–7.
9. Schwitalla AD, Abou-Emara M, Spintig T, Lackmann J, Müller WD. Finite element analysis of the biomechanical effects of PEEK dental implants on the peri-implant bone. *J Biomech.* 2015; 2;48(1):1-7.
10. Ching WY, Rulis P, Misra A. Ab initio elastic properties and tensile strength of crystalline hydroxyapatite. *Acta Biomater.* 2009; 5(8):3067-75.
11. Nieminen T, Kallela I, Wuolijoki E, Kainulainen H, Hiidenheimo I, Rantala I. Amorphous and crystalline polyetheretherketone: Mechanical properties and tissue reactions during a 3-year follow-up. *J Biomed Mater Res - Part A.* 2008; 84(2):377-83.

12. Huang RYM, Shao P, Burns CM, Feng X. Sulfonation of poly(ether ether ketone)(PEEK): Kinetic study and characterization. *J Appl Polym Sci.* 2001; 82(11):2651 - 2660
13. Al Qahtani MSA, Wu Y, Spintzyk S, Krieg P, Killinger A, Schweizer E, et al. UV-A and UV-C light induced hydrophilization of dental implants. *Dent Mater.* 2015; 31(8):e157-67.
14. Sagomonyants KB, Jarman-Smith ML, Devine JN, Aronow MS, Gronowicz GA. The in vitro response of human osteoblasts to polyetheretherketone (PEEK) substrates compared to commercially pure titanium. *Biomaterials.* 2008; 29(11):1563-72.
15. Martin RB, Ishida J. The relative effects of collagen fiber orientation, porosity, density, and mineralization on bone strength. *J Biomech.* 1989; 22(5):419-26.
16. Sarot JR, Contar CMM, Cruz ACC Da, De Souza Magini R. Evaluation of the stress distribution in CFR-PEEK dental implants by the three-dimensional finite element method. *J Mater Sci Mater Med.* 2010; 21(7):2079-85.
17. Mounir M, Atef M, Abou-Elfetouh A, Hakam MM. Titanium and polyether ether ketone (PEEK) patient-specific sub-periosteal implants: two novel approaches for rehabilitation of the severely atrophic anterior maxillary ridge. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2018; 47(5):658-664.
18. RAMOĞLU S, Oğuz O. Finite element methods in dentistry. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg.* 2014;24(3):175–80.
19. Borcic J, Braut A. Finite element analysis in dental medicine. *Finite Elem Anal New Trends Dev.* 2012;10:1.
20. Ko C-C, Rocha EP, Larson M. Past, present and future of finite element analysis in dentistry. *Biomed Appl to Ind Dev.* 2012;1–25.
21. Tunalı B. Multi-disipliner bir yaklaşımla oral implantolojiye giriş. Nobel Kitabevi, İstanbul. 1996.
22. Garg AK. *Implant Dentistry: A Practical Approach*, Copyright© 2010 by Mosby, inc., an affiliate of Elsevier inc. P.
23. English CE. *Dental Implant Prosthetics* Carl E. Misch. *Implant Dent.* 2005.
24. Demirdjan E. The complete maxillary subperiosteal implant: an overview of its evolution. *The Journal of oral implantology.* 1998; 24(4):196-7.

25. Schou S, Pallesen L, Hjørting-Hansen E, Pedersen CS, Fibæk B. A 41-year history of a mandibular subperiosteal implant. *Clin Oral Implants Res.* 2000; 11(2):171-8.
26. Minichetti JC. Analysis of HA-coated subperiosteal implants. *J Oral Implantol.* 2003; 29(3):111-6; discussion 117-9.
27. Roberts RA. Types, uses, and evaluation of the plate-form implant. *J Oral Implantol.* 1996; 22(2):111-8.
28. Branemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent.* 1983; 50(3):399-410.
29. Stellingsma C, Vissink A, Meijer HJA, Kuiper C, Raghoobar GM. Implantology and the severely resorbed edentulous mandible. *Crit Rev oral Biol Med.* 2004;15(4):240–8.
30. E.R. K. The use of laser technology (Er;Cr:YSGG) and stereolithography to aid in the placement of a subperiosteal implant: case study. *The Journal of oral implantology.* 2009; 35(1):5-11.
31. GOLDBERG NI, GERSHKOFF A. The implant lower denture. *Dent Dig.* 1949; 2(2):135-49.
32. Lozada JL. Long-term clinical experience and statistical analysis of CAT scan subperiosteal implants at Loma Linda University. *The Journal of oral implantology.* 1996; 22(1):34-6.
33. Dahl GSA. Mechanics of superplants. *Dent Prog (Chic).* 1963.
34. Linkow LI, Wagner JR, Chanavaz M. Tripodal mandibular subperiosteal implant: basic sciences, operational procedures, and clinical data. *J Oral Implantol.* 1998; 24(1):16-36.
35. Bodine RL, Yanase RT, Bodine A. Forty years of experience with subperiosteal implant dentures in 41 edentulous patients. *J Prosthet Dent.* 1996; 75(1):33-44.
36. Moore DJ, Hansen PA. A descriptive 18-year retrospective review of subperiosteal implants for patients with severely atrophied edentulous mandibles. *J Prosthet Dent.* 2004; 92(2):145-50.
37. Smith BR, Rajchel JL, Waite DE, Read L. Mandibular anatomy as it relates to rigid fixation of the sagittal ramus split osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg.* 1991; 49(3):222-6; discussion 227.

38. Fettig RH, Kay JF. A seven-year clinical evaluation of soft-tissue effects of hydroxylapatite-coated vs. uncoated subperiosteal implants. *J Oral Implantol.* 1994; 20(1):42-8.
39. Golec TS, Krauser JT. Long-term retrospective studies on hydroxyapatite coated endosteal and subperiosteal implants. *Dental Clinics of North America.* 1992; 36(1):39-65.
40. Nordquist WD, Krutchkoff DJ. The custom endosteal implant: Histology and case report of a retrieved maxillary custom osseous-integrated implant nine years in service. *J Oral Implantol.* 2014; 40(2):195-201.
41. Tomasi C, Tessarolo F, Caola I, Piccoli F, Wennström JL, Nollo G, et al. Early healing of peri-implant mucosa in man. *J Clin Periodontol.* 2016; 43(10):816-24.
42. DE Vico G, Bonino M, Spinelli D, Schiavetti R, Sannino G, Pozzi A, et al. Rationale for tilted implants: FEA considerations and clinical reports. *Oral Implantol (Rome).* 2011; 4(3-4):23-33.
43. Aparicio C, Manresa C, Francisco K, Ouazzani W, Claros P, Potau JM, et al. The Long-Term Use of Zygomatic Implants: A 10-Year Clinical and Radiographic Report. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2014; 16(3):447-59.
44. Sannino G. All-on-4 Concept: A 3-Dimensional Finite Element Analysis. *J Oral Implantol.* 2015; 41(2):163-71.
45. Buser D, Dula K, Hess D, Hirt HP, Belser UC. Localized ridge augmentation with autografts and barrier membranes. *Periodontol 2000.* 1999; 19:151-63.
46. Mommaerts MY. Additively manufactured sub-periosteal jaw implants. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2017; 46(7):938-940.
47. Bosker H, Jordan RD, Sindet-Pedersen S, Koole R. The transmandibular implant. *Implant Dent.* 1992; 49(5):482-92.
48. Fontijn-Tekamp FA, Slagter AP, Van't Hof MA, Geertman ME, Kalk W. Bite forces with mandibular implant-retained overdentures. In: *Journal of Dental Research.* 1998; 77(10):1832-9.
49. Paton G, Fuss J, Goss AN. The transmandibular implant: A 5-and 15-year single-center study. *J oral Maxillofac Surg.* 2002;60(8):851-7.
50. Verhoeven JW, Cune MS, Van Kampen FMC, Koole R. The use of the transmandibular implant system in extreme atrophy of the mandible; a retrospective study of the results in two different hospital situations. *J Oral Rehabil.* 2001;

28(6):497-506.

51. Linkow LI. The endosseous blade--a progress report. *Probe (Lond)*. 1970; 13(4):105-6.
52. Hobo S, Ichida E, Garcia LT. *Osseointegration and occlusal rehabilitation*. Quintessence Pub Co; 1989.
53. Zohrabian VM, Sonick M, Hwang D, Abrahams JJ. Dental Implants. *Semin Ultrasound, CT MRI*. 2015; 36(5):415-26.
54. Albrektsson T, Zarb GA. *The Brånemark osseointegrated implant*. Quintessence Pub Co; 1989.
55. Cui C, Hu B, Zhao L, Liu S. Titanium alloy production technology, market prospects and industry development. *Mater Des*. 2011;32(3):1684–91.
56. Parr GR, Gardner LK, Toth RW. Titanium: the mystery metal of implant dentistry. *Dental materials aspects. J Prosthet Dent*. 1985;54(3):410–4.
57. Smith DC. Dental implants: materials and design considerations. *Int J Prosthodont*. 1993;6(2): 106-17.
58. Osman RB, Swain M V. A critical review of dental implant materials with an emphasis on titanium versus zirconia. *Materials (Basel)*. 2015;8(3):932–58.
59. Rolant M, Langer B. Dental Implant. Review. *J Periodontol*. 1992;63:859–70.
60. Neville BW, Damm DD, Allen CM, Chi AC. *Oral and maxillofacial pathology*. Elsevier Health Sciences; 2015.
61. Ruiz Contreras EF, Pessanha Henriques GE, Ruiz Giolo S, Arruda Nobilo MA. Fit of cast commercially pure titanium and Ti-6Al-4V alloy crowns before and after marginal refinement by electrical discharge machining. *J Prosthet Dent*. 2002; ;88(5):467-72.
62. Elias CN, Lima JHC, Valiev R, Meyers MA. Biomedical applications of titanium and its alloys. *Jom*. 2008;60(3):46–9.
63. Roach M. Base metal alloys used for dental restorations and implants. *Dent Clin North Am*. 2007;51(3):603–27.
64. Zhou Y-L, Niinomi M. Microstructures and mechanical properties of Ti–50 mass% Ta alloy for biomedical applications. *J Alloys Compd*. 2008;466(1–2):535–42.

65. Davies JE. Mechanisms of endosseous integration. *Int J Prosthodont.* 1998;11(5):391-401
66. Özkurt Z, Kazazoğlu E. Zirconia dental implants: a literature review. *J Oral Implantol.* 2011;37(3):367–76.
67. Oliva J, Oliva X, Oliva JD. One-year follow-up of first consecutive 100 zirconia dental implants in humans: a comparison of 2 different rough surfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007;22(3).
68. Boening KW, Wolf BH, Schmidt AE, Kästner K, Walter MH. Clinical fit of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent.* 2000;84(4):419–24.
69. Dayangaç B. İmplant materyali olarak titanyum. *Hacettepe Üniv Diş Hek Fak Derg.* 1988;12:241–3.
70. Ardlin BI. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dent Mater.* 2002;18(8):590–5.
71. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials.* 1999;20(1):1–25.
72. Boudrias P, Shoghikian É, Morin É, Hutnik P. Option esthétique pour la restauration implanto-portée antérieure: séquence de traitement avec un pilier en céramique. *J Can Dent Assoc.* 2001;67(9):508–14.
73. Akagawa Y, Ichikawa Y, Nikai H, Tsuru H. Interface histology of unloaded and early loaded partially stabilized zirconia endosseous implant in initial bone healing. *J Prosthet Dent.* 1993;69(6):599–604.
74. Scarano A, Di Carlo F, Quaranta M, Piattelli A. Bone response to zirconia ceramic implants: an experimental study in rabbits. *J Oral Implantol.* 2003;29(1):8–12.
75. Muñoz-Saldaña J, Balmori-Ramirez H, Jaramillo-Vigueras D, Iga T, Schneider GA. Mechanical properties and low-temperature aging of tetragonal zirconia polycrystals processed by hot isostatic pressing. *J Mater Res.* 2003;18(10):2415–26.
76. Grössner- Schreiber B, Fetter T, Hedderich J, Kocher T, Schreiber S, Jepsen S. Prevalence of dental caries and periodontal disease in patients with inflammatory bowel disease: a case–control study. *J Clin Periodontol.* 2006;33(7):478–84.
77. Eschbach L. Nonresorbable polymers in bone surgery. *Injury.* 2000; 31 Suppl 4:22-7.

78. Najeeb S, Zafar MS, Khurshid Z, Siddiqui F. Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *Journal of Prosthodontic Research*. 2016; 60(1):12-9.
79. Staniland PA, Wilde CJ, Bottino FA, Di Pasquale G, Pollicino A, Recca A. Synthesis, characterization and study of the thermal properties of new polyarylene ethers. *Polymer (Guildf)*. 1992; 33(9):1976-1981.
80. Balcı B. Farklı Estetik Abutmentların Döngüsel Yorulma Yüklemesi Sonrasında Kırılma Dayanımlarının Değerlendirilmesi. Yüksek Lisans Tezi. Bezmialem Vakıf Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. 2015. *Nhk技研*. 2015;151(2005):10–7.
81. Kurtz SM, Devine JN. PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. *Biomaterials*. 2007; 28(32):4845-69.
82. Skinner HB. Composite technology for total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 1988; (235):224-36.
83. Lee WT, Koak JY, Lim YJ, Kim SK, Kwon HB, Kim MJ. Stress shielding and fatigue limits of poly-ether-ether-ketone dental implants. *J Biomed Mater Res - Part B Appl Biomater*. 2012; 100(4):1044-52.
84. Becker W, Doerr J, Becker BE. A novel method for creating an optimal emergence profile adjacent to dental implants. *J Esthet Restor Dent*. 2012; 24(6):395-400.
85. Sandler J, Werner P, Shaffer MSP, Demchuk V, Altstädt V, Windle AH. Carbon-nanofibre-reinforced poly(ether ether ketone) composites. *Compos Part A Appl Sci Manuf*. 2002; 33(8):1033-1039
86. W.-T. L, J.-Y. K, Y.-J. L, S.-K. K, H.-B. K, M.-J. K, et al. Stress shielding and fatigue limits of poly-ether-ether-ketone dental implants. *J Biomed Mater Res - Part B Appl Biomater*. 2012; 100(4):1044-1052
87. Scotchford CA, Garle MJ, Batchelor J, Bradley J, Grant DM. Use of a novel carbon fibre composite material for the femoral stem component of a THR system: In vitro biological assessment. *Biomaterials*. 2003; 24(26):4871-9.
88. Rabiei A, Sandukas S. Processing and evaluation of bioactive coatings on polymeric implants. *J Biomed Mater Res - Part A*. 2013; 101(9):2621-9.
89. Cook SD, Rust-Dawicki AM. Preliminary evaluation of titanium-coated PEEK dental implants. *J Oral Implantol*. 1995; 21(3):176-81.
90. Najeeb S, Khurshid Z, Matinlinna JP, Siddiqui F, Nassani MZ, Baroudi K. Nanomodified Peek Dental Implants: Bioactive Composites and Surface

Modification - A Review. *International Journal of Dentistry*. 2015; 2015: 381759.

91. Suska F, Omar O, Emanuelsson L, Taylor M, Gruner P, Kinbrum A, et al. Enhancement of CRF-PEEK osseointegration by plasma-sprayed hydroxyapatite: A rabbit model. *J Biomater Appl*. 2014; 29(2):234-242.
92. Barkarmo S, Wennerberg A, Hoffman M, Kjellin P, Breeding K, Handa P, et al. Nano-hydroxyapatite-coated PEEK implants: A pilot study in rabbit bone. *J Biomed Mater Res - Part A*. 2013; 101(2):465-71.
93. Johansson P, Jimbo R, Kjellin P, Currie F, Chrcanovic BR, Wennerberg A. Biomechanical evaluation and surface characterization of a nano-modified surface on PEEK implants: A study in the rabbit tibia. *Int J Nanomedicine*. 2014; 14;9:3903-11.
94. Waser-Althaus J, Salamon A, Waser M, Padeste C, Kreutzer M, Piele U, et al. Differentiation of human mesenchymal stem cells on plasma-treated polyetheretherketone. *J Mater Sci Mater Med*. 2014; 25(2):515-25.
95. Randolph SJ, Fowlkes JD, Rack PD. Focused, nanoscale electron-beam-induced deposition and etching. *Crit Rev Solid State Mater Sci*. 2006; 31(3); 55-89.
96. Mantese J V., Brown IG, Cheung NW, Collins GA. Plasma-immersion ion implantation. *MRS Bull*. 1996; 21 (8) 52-56
97. Wenz LM, Merritt K, Brown SA, Moet A, Steffee AD. In vitro biocompatibility of polyetheretherketone and polysulfone composites. *J Biomed Mater Res*. 1990; 24(2):207-15.
98. Rupp F, Gittens RA, Scheideler L, Marmur A, Boyan BD, Schwartz Z, et al. A review on the wettability of dental implant surfaces I: Theoretical and experimental aspects. *Acta Biomaterialia*. 2014; 10(7):2894-906.
99. Gittens RA, Scheideler L, Rupp F, Hyzy SL, Geis-Gerstorfer J, Schwartz Z, et al. A review on the wettability of dental implant surfaces II: Biological and clinical aspects. *Acta Biomaterialia*. 2014; 10(7):2907-18.
100. Xu A, Liu X, Gao X, Deng F, Deng Y, Wei S. Enhancement of osteogenesis on micro/nano-topographical carbon fiber-reinforced polyetheretherketone-nanohydroxyapatite biocomposite. *Mater Sci Eng C*. 2015; 48:592-8.
101. Maekawa M, Kanno Z, Wada T, Hongo T, Doi H, Hanawa T, et al. Mechanical properties of orthodontic wires made of super engineering plastic. *Dent Mater J*. 2015; 34(1):114-9.
102. Zarb GA, Schmitt A. Osseointegration and the edentulous predicament. *The 10-*

- year-old Toronto study. *Br Dent J.* 1991;170(12):439–44.
103. El Askary AS, Meffert RM, Griffin T. Why Do Dental Implants Fail? Part II. *Implant Dent.* 1999 ;8(3):265-77.
  104. Zarb GA, Albrektsson T. Osseointegration: a requiem for the periodontal ligament. *Int J Periodontics Restor Dent.* 1991;11(1):88–91.
  105. Esposito M, Hirsch J, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants,(II). Etiopathogenesis. *Eur J Oral Sci.* 1998;106(3):721–64.
  106. Ulmer FC. Kennedy-Applegate classification of partially edentulous dental arches. *NADL J.* 1983; 30(3):37-40.
  107. Charyeva OO, Altynbekov KD, Nysanova BZ. Kennedy Classification and Treatment Options: A Study of Partially Edentulous Patients Being Treated in a Specialized Prosthetic Clinic. *J Prosthodont.* 2012; ;21(3):177-80.
  108. Tunalı B. Multi-disipliner bir yaklaşımla oral implantoloji. *Nobel Tıp Kitabevleri;* 2000.
  109. Perel ML. *Dental Implants: The Art and Science.* LWW; 2001.
  110. Florencio-Silva R, Sasso GR da S, Sasso-Cerri E, Simões MJ, Cerri PS. Biology of bone tissue: structure, function, and factors that influence bone cells. *Biomed Res Int.* 2015; 2015:421746.
  111. Babbush CA. Maxillary antroplasty with augmentation bone grafting. *Dent Implant Art Sci Philadelphia, Pa WB Saunders Co.* 2001;151–79.
  112. Norton MR, Gamble C. Bone classification: an objective scale of bone density using the computerized tomography scan. *Clin Oral Implants Res.* 2001;12(1):79–84.
  113. Truhlar RS, Orenstein IH, Morris HF, Ochi S. Distribution of bone quality in patients receiving endosseous dental implants. *J Oral Maxillofac Surg.* 1997;55(12):38–45.
  114. Misch CE. Bone character: second vital implant criterion. *Dent today.* 1988;7(5):39–40.
  115. Clarke B. Normal bone anatomy and physiology. *Clinical journal of the American Society of Nephrology : CJASN.* 2008.

116. DeFronzo RA, Bonadonna RC, Ferrannini E. Pathogenesis of NIDDM: a balanced overview. *Diabetes Care*. 1992;15(3):318–68.
117. Kalenderer Ö. Çocuk kırıklarında yeniden şekillenmenin önemi. 2008; 7(3);133-137.
118. Hudieb M, Wakabayashi N, Suzuki T, Kasugai S. Morphologic classification and stress analysis of the mandibular bone in the premolar region for implant placement. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010;25(3).
119. Cawood JI, Howell RA. A classification of the edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 1988;17(4):232–6.
120. Misch CE, Judy KW. Classification of partially edentulous arches for implant dentistry. *Int J Oral Implantol*. 1987; 4(2):7-13.
121. ÇAĞLAR DA, AYDIN C. İMPLANTOLOJİDE BİYOMEKANİK. Atatürk Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg. 2001;11(1);90-95.
122. Şahin S, Cehreli MC, Yalçın E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses—a review. *J Dent*. 2002;30(7–8):271–82.
123. Misch CE. Contemporary implant dentistry. *Implant Dent*. 1999;8(1):90.
124. An YH, Draughn RA. Basic concepts of mechanical property measurement and bone biomechanics. In: *Mechanical testing of bone and the bone-implant interface*. CRC Press; 1999;47–64.
125. Avallone E, Baumeister T, Sadegh A. *Marks' Standard Handbook for Mechanical Engineers*, 11/e. New York: McGraw-Hill; 2006.
126. Shetty P, Hegde A, Rai K. Finite element method—an effective research tool for dentistry. *J Clin Pediatr Dent*. 2010;34(3):281–5.
127. Geng J-P, Tan KBC, Liu G-R. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2001;85(6):585–98.
128. Shigley JE, Mischke CR, Budynas RG. *Shigley's mechanical engineering design - 9th Ed. Mechanical Engineering*. 2002.
129. Askeland DR, Phulé PP, Wright WJ, Bhattacharya DK. *The science and engineering of materials*. 2003;

130. ADIGÜZEL Ö. Sonlu elemanlar analizi: Derleme bölüm I: Dişhekimliğinde Kullanım Alanları, Temel Kavramlar ve Eleman Tanımları. Dicle Dişhekimliği Derg. 2010;11(1):18–23.
131. Huston RL. Principles of Biomechanics. Principles of Biomechanics. 2008.
132. Shyam Sundar S, Nandlal B, Saikrishna D, Mallesh G. Finite Element Analysis: A Maxillofacial Surgeon's Perspective. Journal of Maxillofacial and Oral Surgery. 2012; 1(2):206-11.
133. Craig RG, Powers JM. Restorative dental materials. St. Louis CV Mosby. 2002;480:110–1.
134. Thresher RW, Saito GE. The stress analysis of human teeth. J Biomech. 1973; 6(5):443-9.
135. Wood I, Jawad Z, Paisley C, Brunton P. Non-cariou cervical tooth surface loss: a literature review. J Dent. 2008;36(10):759–66.
136. Tajima K, Chen K-K, Takahashi N, Noda N, Nagamatsu Y, Kakigawa H. Three-dimensional finite element modeling from CT images of tooth and its validation. Dent Mater J. 2009;28(2):219–26.
137. Geramy A, Sharafoddin F. Abfraction: 3D analysis by means of the finite element method. Quintessence Int (Berl). 2003;34(7):526–33.
138. Menicucci G, Mossolov A, Mozzati M, Lorenzetti M, Preti G. Tooth-implant connection: Some biomechanical aspects based on finite element analyses. Clin Oral Implants Res. 2002; 13(3):334-41.
139. DeTolla DH, Andreana S, Patra A, Buhite R, Comella B. Role of the finite element model in dental implants. The Journal of oral implantology. 2000; 26(2):77-81.
140. Motta AB, Pereira LC, da Cunha AR. Finite element analysis in 2D and 3D models for sound and restored teeth. In: ABAQUS Users' conference. Citeseer; 2006;329–43.
141. Kishen A, Ramamurty U, Asundi A. Experimental studies on the nature of property gradients in the human dentine. J Biomed Mater Res. 2000; 15;51(4):650-9.
142. Tesk JA, Widera O. Stress distribution in bone arising from loading on endosteal dental implants. J Biomed Mater Res. 1973;7(3):251–61.
143. Rubo JH, Capello Souza EA. Finite element analysis of stress in bone adjacent to dental implants. J Oral Implantol. 2008;34(5):248–55.

144. Guan H, Van Staden R, Loo Y-C, Johnson N, Ivanovski S, Meredith N. Influence of bone and dental implant parameters on stress distribution in the mandible: a finite element study. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 2009;24(5):866–76.
145. Derrick DD. *Illustrated dictionary of dentistry.* J Dent. 1983;
146. Yerit KC, Posch M, Seemann M, Hainich S, Dörtbudak O, Turhani D, et al. Implant survival in mandibles of irradiated oral cancer patients. *Clin Oral Implants Res.* 2006; 17(3):337-44.
147. Ra'ed Omar AH, Mahmoud Khalid AO, Ahed Mahmoud AW. Psychological impact on implant patients' oral health-related quality of life. *Clin Oral Implants Res.* 2006; 17(2):116-23.
148. Sheikh Z, Sima C, Glogauer M. Bone replacement materials and techniques used for achieving vertical alveolar bone augmentation. *Materials (Basel).* 2015; 8(6): 2953–2993.
149. Albrektsson T. Repair of bone grafts. A vital microscopic and histological investigation in the rabbit. *Scand J Plast Reconstr Surg.* 1980; 14(1):1-12.
150. Nkenke E, Radespiel-Tröger M, Wiltfang J, Schultze-Mosgau S, Winkler G, Neukam FW. Morbidity of harvesting of retromolar bone grafts: A prospective study. *Clin Oral Implants Res.* 2002; 13(5):514-21.
151. Sethi A, Kaus T, Cawood JI, Plaha H, Boscoe M, Sochor P. Onlay bone grafts from iliac crest: a retrospective analysis. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2020; 49(2):264-271.
152. Ângelo DF, Vieira Ferreira JR. The role of custom-made subperiosteal implants for rehabilitation of atrophic jaws - A case report. *Ann Maxillofac Surg.* 2020; 10(2):507-511.
153. Al-Ansari A. Short implants supporting single crowns in atrophic jaws. *Evid Based Dent.* 2014; 15(3):85-6.
154. Vetromilla BM, Moura LB, Sonogo CL, Torriani MA, Chagas OL. Complications associated with inferior alveolar nerve repositioning for dental implant placement: A systematic review. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery.* 2014; 43(11):1360-6.
155. Silva L de F, de Lima VN, Faverani LP, de Mendonça MR, Okamoto R, Pellizzer EP. Maxillary sinus lift surgery—with or without graft material? A systematic review. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery.* 2016; 45(12):1570-1576.
156. Günbay T, Koyuncu BÖ, Akay MC, Sipahi A, Tekin U. Results and complications

- of alveolar distraction osteogenesis to enhance vertical bone height. *Oral Surgery, Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology*. 2008; 105(5):e7-13.
157. 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 Suppl 1:2-9.
  158. Mangano C, Bianchi A, Mangano FG, Dana J, Colombo M, Sopol I, et al. Custom-made 3D printed subperiosteal titanium implants for the prosthetic restoration of the atrophic posterior mandible of elderly patients: a case series. *3D Print Med*. 2020; 8;6(1):1.
  159. Cerea M, Dolcini GA. Custom-Made Direct Metal Laser Sintering Titanium Subperiosteal Implants: A Retrospective Clinical Study on 70 Patients. *Biomed Res Int*. 2018; 28;2018:5420391
  160. Sevimay M, Turhan F, Kiliçarslan MA, Eskitascioglu G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *J Prosthet Dent*. 2005; 93(3):227-34.
  161. Carlson BR, Carlsson GE, Helkimo E, Yontchev E. Masticatory function in patients with extensive fixed cantilever prostheses. *J Prosthet Dent*. 1992; 68(6):918-23.
  162. Carlsson GE, Lindquist LW. Ten-year longitudinal study of masticatory function in edentulous patients treated with fixed complete dentures on osseointegrated implants. *Int J Prosthodont*. 1994; 7(5):448-53.
  163. van der Bilt A. Assessment of mastication with implications for oral rehabilitation: A review. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2011; 38(10):754-80.
  164. Han H-S. Design of new root-form endosseous dental implant and evaluation of fatigue strength using finite element analysis. Master's Thesis. 2009.
  165. Mericske-Stern R, Venetz E, Fahrländer F, Bürgin W. In vivo force measurements on maxillary implants supporting a fixed prosthesis or an overdenture: A pilot study. *J Prosthet Dent*. 2000; 84(5):535-47.
  166. Koca OL, Eskitascioglu G, Usumez A. Three-dimensional finite-element analysis of functional stresses in different bone locations produced by implants placed in the maxillary posterior region of the sinus floor. *J Prosthet Dent*. 2005; 93(1):38-44.
  167. A. Z, B. R, L. H. Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: A two-dimensional finite element analysis. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2007; 97(6 Suppl):S35-43.
  168. Padolino A, Porcellini G, Guollo B, Fabbri E, Kiran Kumar GN, Paladini P, et al. Comparison of CFR-PEEK and conventional titanium locking plates for proximal

- humeral fractures: a retrospective controlled study of patient outcomes. *Musculoskelet Surg.* 2018; 102(Suppl 1):49-56.
169. Patman LJ, Szalay EA. Relative osteopenia after femoral implant removal in children and adolescents. *Orthopedics.* 2013; 36(4):e468-72.
170. Kettunen J, Kröger H, Bowditch M, Joukainen J, Suomalainen O. Bone mineral density after removal of rigid plates from forearm fractures: Preliminary report. *J Orthop Sci.* 2003; 8(6):772-6.
171. Janes GC, Collopy DM, Price R, Sikorski JM. Bone density after rigid plate fixation of tibial fractures. A dual-energy X-ray absorptiometry study. *J Bone Jt Surg - Ser B.* 1993; 75(6):914-7.
172. Tonino A, Davidson C, Klopper P, Linclau L. Protection from stress in bone and its effects. *J Bone Jt Surg Br.* 1976; 58(1):107-13.
173. Okumura N, Stegaroiu R, Kitamura E, Kurokawa K, Nomura S. Influence of maxillary cortical bone thickness, implant design and implant diameter on stress around implants: A three-dimensional finite element analysis. *J Prosthodont Res.* 2010; 54(3):133-42.
174. Kong L, Sun Y, Hu K, Liu Y, Li D, Qiu Z, et al. Selections of the cylinder implant neck taper and implant end fillet for optimal biomechanical properties: A three-dimensional finite element analysis. *J Biomech.* 2008; 41(5):1124-30.
175. Topkaya T, Solmaz MY. The effect of implant number and position on the stress behavior of mandibular implant retained overdentures: A three-dimensional finite element analysis. *J Biomech.* 2015; 16;48(10):2102-9.
176. Meijer HJA, Starmans FJM, Steen WHA, Bosman F. A three-dimensional, finite-element analysis of bone around dental implants in an edentulous human mandible. *Arch Oral Biol.* 1993; 38(6):491-6.
177. Chen J, Lu X, Paydar N, Akay HU, Roberts WE. Mechanical simulation of the human mandible with and without an endosseous implant. *Med Eng Phys.* 1994; 16(1):53-61.
178. Lozada JL, Abbate MF, Pizzarello FA, James RA. Comparative three-dimensional analysis of two finite-element endosseous implant designs. *J Oral Implantol.* 1994; 20(4):315-21.
179. Naert I, Duyck J, Vandamme K. Occlusal overload and bone/implant loss. *Clin Oral Implants Res.* 2012; 23 Suppl 6:95-107.
180. Sugiura T, Horiuchi K, Sugimura M, Tsutsumi S. Evaluation of threshold stress for

bone resorption around screws based on in vivo strain measurement of miniplate. *J Musculoskelet Neuronal Interact.* 2000; 1(2):165-70.

181. Rotini R, Cavaciocchi M, Fabbri D, Bettelli G, Catani F, Campochiaro G, et al. Proximal humeral fracture fixation: multicenter study with carbon fiber peek plate. *Musculoskelet Surg.* 2015; 99 Suppl 1:S1-8.