



**T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**DOKTORA
TEZİ**

**ANTERİOR MAKSİLLADA TİTANYUM VE ZİRKONYUM
DENTAL İMPLANTLARIN FARKLI DİZAYNLARININ VE
KONFIGÜRASYONLARININ BİYOMEKANİK
DAVRANIŞLARININ SONLU ELEMANLAR
ANALİZ YÖNTEMİ İLE KARŞILAŞTIRILMASI**

EDA İZGİ

AĞIZ DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

MART 2020



**ANTERİOR MAKSİLLADA TİTANYUM VE ZİRKONYUM
DENTAL İMPLANTLARIN FARKLI DİZAYNLARININ VE
KONFIGÜRASYONLARININ BİYOMEKANİK DAVRANIŞLARININ
SONLU ELEMANLAR ANALİZ YÖNTEMİ İLE KARŞILAŞTIRILMASI**

Eda İZGİ

**DOKTORA TEZİ
AĞIZ DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

MART 2020

Eda İZGİ tarafından hazırlanan “ANTERİÖR MAKSİLLADA TİTANYUM VE ZİRKONYUM DENTAL İMPLANTLARIN FARKLI DİZAYNLARININ VE KONFIGÜRASYONLARININ BİYOMEKANİK DAVRANIŞLARININ SONLU ELEMANLAR ANALİZ YÖNTEMİ İLE KARŞILAŞTIRILMASI” adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından OY BİRLİĞİ / ~~OY ÇOKLUĞU~~ ile Gazi Üniversitesi Ağız, Diş, Çene Cerrahisi Anabilim Dalında DOKTORA TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Danışman: Prof. Dr. Mehmet Barış ŞİMŞEK
Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi



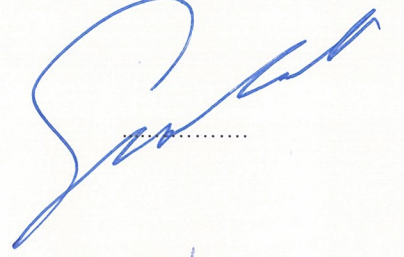
Başkan: Prof. Dr. Nur MOLLAOĞLU
Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi
Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum



Üye: Prof. Dr. Dilek Aynur ÇANKAL
Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi
Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum



Üye: Prof. Dr. Sedat ÇETİNER
Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi
Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum



Üye: Prof. Dr. Alper AKTAŞ
Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı, Hacettepe Üniversitesi
Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum



Üye: Doç. Dr. Mustafa SAYSEL
Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı, Hacettepe Üniversitesi
Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum



Tez Savunma Tarihi: 11/03/2020

Jüri üyeleri tarafından Doktora Tezi tezi olarak uygun görülmüş olan bu tez Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu kararı ile onaylanmıştır.

Prof. Dr. Mustafa ASLAN
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

.....

ETİK BEYAN

Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

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

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

Eda İZGİ

11/03/2020

ANTERİÖR MAKSİLLADA TİTANYUM VE ZİRKONYUM DENTAL
İMLANTLARIN FARKLI DİZAYNLARININ VE KONFIGÜRASYONLARININ
BİYOMEKANİK DAVRANIŞLARININ SONLU ELEMANLAR ANALİZ YÖNTEMİ
İLE KARŞILAŞTIRILMASI
(Doktora Tezi)

Eda İZGİ

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
Mart 2020

ÖZET

Dental implantlar tek diş eksikliğinden, total ya da parsiyel diş eksikliğine kadar uzanan oldukça geniş bir hasta grubunda, hastaların fonksiyonel, estetik, fonetik ve psikolojik gereksinimlerini karşılamak amacıyla günümüz diş hekimliğinde oldukça yaygın kullanılan bir tedavi seçeneğidir. Titanyum ve titanyum alaşımları dental implant üretiminde en çok tercih edilen materyaldir. Fakat son yıllarda zirkonyumun düşük ısı iletkenliği, yüksek bükülme dayanıklılığı, uygun kırılma direnci, aşınma ve korozyon direnci gibi çeşitli umut verici fiziksel ve mekanik özelliklere sahip olması sebebiyle zirkonyum dental implant üretiminde kullanılmaya başlanmıştır. Ayrıca tatmin edici mekanik özelliklerinin yanı sıra beyaz-opak rengi sayesinde metal yansıma yapmadığı için doğala en yakın görüntü zirkonyum implantlarla sağlanabilmektedir. Bu durum anterior maksillada alveoler kret genişliğinin sınırlı olduğu durumlarda titanyum implantın dişeti altından gri-metal yansımaları önlemek adına daha estetik sonuçlar verebilecek zirkonyum implantları alternatif tedavi seçeneği haline getirebilmektedir. Farklı klinik gereksinimler sebebiyle uygulanabilecek farklı tedavi yaklaşımlarında implant ve çevre doku üzerinde meydana gelen streslerin incelenmesi amacıyla sonlu elemanlar stres analizinden faydalanılır. Bu çalışmanın amacı, dişsiz anterior maksillada titanyum ve zirkonyum dental implantların farklı dizaynlarının ve konfigürasyonlarının biyomekanik davranışlarının sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile karşılaştırmak ve hastaların estetik beklentilerinin en yüksek yaşandığı bu bölge için alternatif tedavi seçenekleri sunabilmektir.

Bilim Kodu : 1003
Anahtar Kelimeler : Dental İmplant, Titanyum, Zirkonyum, Sonlu Elemanlar Analizi, Anterior Maksilla
Sayfa Adedi : 208
Danışman : Prof. Dr. Mehmet Barış ŞİMŞEK

COMPARISON OF BIOMECHANICAL BEHAVIORS OF DIFFERENT DESIGNS AND
CONFIGURATIONS OF TITANIUM AND ZIRCONIUM DENTAL IMPLANTS WITH
FINITE ELEMENTS ANALYSIS IN ANTERIOR MAXILLA

(Ph. D. Thesis)

Eda İZGİ

GAZİ UNIVERSITY

GRADUATE SCHOOL OF HEALTH SCIENCES

March 2020

ABSTRACT

Dental implants are a widely used treatment option in today's dentistry to meet the functional, aesthetic, phonetic and psychological needs of patients in a wide range from single tooth deficiency to total or partial tooth deficiency. Titanium and titanium alloys are the most preferred materials in dental implant production. However, in recent years, zirconium has been started to be used in the production of dental implants, as it has various promising physical and mechanical properties such as low thermal conductivity, high bending strength, suitable fracture, abrasion and corrosion resistance. In addition to its satisfactory mechanical properties, due to its white-opaque color and no metallic reflection, the closest appearance to the natural one can be achieved with zirconium implants. This can make zirconium implants an alternative treatment option that can give more aesthetic results in order to prevent gray-metal reflection of the titanium implant under the gingiva when the alveolar crest width is limited in the anterior maxilla. In different treatment approaches that can be applied due to different clinical needs, finite element analysis is used to examine the stresses on the implants and the surrounding tissues. In this study, the biomechanical behavior of the different designs and configurations of titanium and zirconium dental implants in the anterior maxilla was evaluated by the finite element stress analysis method and the alternative treatment options for this region, where the patients have the highest esthetic expectations, were compared.

Science Code : 1003

Key Words : Dental Implants, Titanium, Zirconium, Finite Element Analysis, Anterior Maxilla

Page Number : 208

Advisor : Prof. Dr. Mehmet Barış ŞİMŞEK

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca mesleki bilgi ve becerilerimi geliştirmemde bana ışık tutan ve yolumu aydınlatan, doktora tez sürecimin her aşamasında olumlu eleştirileri ile hep yanımda olan, değerli bilgi birikiminden yararlandığım, üzerimdeki emeklerini ödeyemeyeceğim, doktora öğrencisi olmaktan onur ve gurur duyduğum çok kıymetli danışman hocam Sayın Prof. Dr. Mehmet Barış Şimşek'e,

Doktora eğitimim süresince mesleki bilgi birikimini benimle paylaşan, bilimsel anlamda gelişmemde katkıda bulunan, yardımlarını ve manevi desteğini hep yanımda hissettiğim Sayın Prof. Dr. Nur Mollaoğlu'na,

Mesleki bilgi ve becerilerimi geliştirmemde yanımda olan, doktora eğitimim boyunca çok şey öğrendiğim başta Sayın Prof. Dr. Sedat Çetiner ve Sayın Prof. Dr. Dilek Aynur Çankal olmak üzere tüm Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı öğretim üyelerine,

Doktora eğitimim boyunca mesleki ve akademik bilgilerini benimle paylaşan, yanımda olduğunu her zaman hissettiğim, tez çalışmam boyunca yardımlarını esirgemeyen Sayın Arş. Gör. Dr. Yeliz Kılınç'a,

Tez çalışmam süresince vermiş olduğu değerli katkılardan dolayı Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim elemanı Sayın Dr. Öğr. Üyesi Emre Tokar'a,

Doktora eğitimime başladığım günden itibaren yanımda olan sevgili arkadaşlarım Dt. Ahmet Canpolat, Dt. Hacer Ulutürk, Dr. Dt. Dilara Nur Öztürk, Dt. Ali Gizli ve Dt. Elshan Muradov olmak üzere tüm değerli asistan arkadaşlarıma ve çok kıymetli aile dostumuz Sezer Sivri'ye,

Bu günlere gelmemi sağlayan, hayattaki başarılarımın gerçek mimarları olan, sevgilerini ve desteklerini her zaman yanımda hissettiğim, emeklerini asla ödeyemeyeceğim sevgili babam Prof. Dr. Yaşar Uçbaş'a, annem Sevinç Uçbaş'a, ablam Derya Uçbaş'a,

Hayatıma girdiği andan itibaren sevgisi ile bana en büyük desteği veren ve doktora tez çalışmam boyunca sabır ve anlayış gösteren çok sevdiğim eşim Dr. Canmurat İzgi'ye sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	x
ŞEKİLLERİN LİSTESİ.....	xii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xx
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Kemik.....	3
2.1.1. Kemik Histolojisi, Anatomisi, Fizyolojisi	3
2.1.2. Maksilla.....	14
2.2. Dental İmplantlar	24
2.2.1. Dental implantlarda osseointegrasyon kavramı	24
2.2.2. Dental implantlarda stabilite	26
2.2.3. Dental implant endikasyonları	28
2.2.4. Dental implant kontrendikasyonları.....	28
2.2.5. Dental implant cerrahisinde dikkat edilmesi gereken anatomik yapılar ...	29
2.2.6. Dental implant uygulamalarında karşılaşılan komplikasyonlar	29
2.2.7. Dental implant sınıflaması	34
2.2.8. Dental implant gövdesi bileşenleri.....	37
2.2.9. Dental implant makrogeometrisi.....	39
2.2.10. İmplant materyalleri	41
2.2.11. Anterior maksillaya uygulanan dental implant cerrahisi	44

	Sayfa
2.3. Sonlu Elemanlar Stres Analizi	45
2.3.1. SESA’da kullanılan çözüm tekniği	46
2.3.2. Dental implantolojide SESA	47
2.3.3. SESA’nın avantajları.....	49
2.3.4. SESA’nın dezavantajları	50
2.3.5. SESA ile ilgili kavramlar	50
2.3.6. SESA’da kullanılan eleman tipleri.....	55
2.3.7. SESA’da sonuçların değerlendirilmesi	56
3. GEREÇ VE YÖNTEM	59
3.1. Sonlu Elemanlar Modelinin Hazırlanması	59
3.1.1. Maksilla modelinin hazırlanması	59
3.1.2. İmplantların ve protetik üst yapı modellerinin hazırlanması	61
3.1.3. Protetik köprü modelinin hazırlanması	64
3.2. Üç Boyutlu Yapıların Meshlenmesi	66
3.3. Sistemin Birleştirilmesi	68
3.4. Sınır Şartları	69
3.5. Sistemdeki Parçaların Malzeme Özellikleri	70
3.6. Yükleme Koşulları	71
3.7. SESA Programında Analiz Sonuçlarının Elde Edilmesi.....	73
4. BULGULAR	75
4.1. Modellerde Ölçülen Stres Değerleri.....	75
4.1.1. Model 1	75
4.1.2. Model 2	85
4.1.3. Model 3	95
4.1.4. Model 4	105
4.1.5. Model 5	115

	Sayfa
4.1.6. Model 6	125
4.2. Tüm Modellerde Karşılaştırmalı Stres Değerleri	135
4.2.1. Vertikal yükleme altında kortikal ve spongios kemikte ortaya çıkan Pmax stres değerleri.....	135
4.2.2. Vertikal yükleme altında kortikal ve spongios kemikte ortaya çıkan Pmin stres değerleri	140
4.2.3. 30° açıyla uygulanan oblik yükleme altında kortikal ve spongios kemikte ortaya çıkan Pmax stres değerleri	144
4.2.4. 30° açıyla uygulanan oblik yükleme altında kortikal ve spongios kemikte ortaya çıkan Pmin stres değerleri	149
4.2.5. 60° açıyla uygulanan oblik yükleme altında kortikal ve spongios kemikte ortaya çıkan Pmax stres değerleri	153
4.2.6. 60° açıyla uygulanan oblik yükleme altında kortikal ve spongios kemikte ortaya çıkan Pmin stres değerleri	158
4.3. Uygulanan Kuvvetin Yönüne Göre Kortikal ve Spongios Kemikte Oluşan Stres Değerlerinin Karşılaştırılması	162
4.4. Uygulanan Kuvvetin Yönüne Göre İmplantlarda Oluşan Stres Değerlerinin Karşılaştırılması	166
4.5. Yükleme Sonucu 1. İmplantlar Üzerinde Oluşan Von Misses Değerleri	175
4.6. Yükleme Sonucu 2. İmplantlar Üzerinde Oluşan Von Misses Değerleri	176
4.7. Yükleme Sonucu 3. İmplantlar Üzerinde Oluşan Von Misses Değerleri	177
4.8. Yükleme Sonucu 4. İmplantlar Üzerinde Oluşan Von Misses Değerleri	178
5. TARTIŞMA	179
6. SONUÇLAR	191
KAYNAKLAR	193
ÖZGEÇMİŞ	207

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 2.1. Osteoid matriks proteinleri	6
Çizelge 2.2. Rezidüel kemik rezorpsiyonuna yol açan faktörler	17
Çizelge 2.3. Dental implantlarda kullanılan stabilite ölçüm yöntemleri.....	27
Çizelge 2.4. Dental implant uygulamalarında karşılaşılan komplikasyonlar.....	30
Çizelge 2.5. İmplant çapına ve uzunluğuna göre implant sınıflaması	40
Çizelge 2.6. Dental implant tedavisinde estetik bölge için çene kemiği sınıflaması....	45
Çizelge 3.1. Parçaların malzeme özellikleri (E: elastisite katsayısı (GPa), ν : Poisson Oranı)	70
Çizelge 3.2. Maksilla-implant sistemine uygulanan 3 farklı kuvvet senaryosu	72
Çizelge 4.1. Tüm modellerde vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmax değerleri	137
Çizelge 4.2. Tüm modellerde vertikal yükleme sonucu spongios kemikte oluşan Pmax değerleri	138
Çizelge 4.3. Tüm modellerde vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmin değerleri.....	141
Çizelge 4.4. Tüm modellerde vertikal yükleme sonucu spongios kemikte oluşan Pmin değerleri.....	143
Çizelge 4.5. Tüm modellerde 30° açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu kortikal kemikte ortaya çıkan Pmax değerleri	146
Çizelge 4.6. Tüm modellerde 30° açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu spongios kemikte ortaya çıkan Pmax değerleri	147
Çizelge 4.7. Tüm modellerde 30° açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu kortikal kemikte ortaya çıkan Pmin değerleri	150
Çizelge 4.8. Tüm modellerde 30° açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu spongios kemikte ortaya çıkan Pmin değerleri.....	152
Çizelge 4.9. Tüm modellerde 60° açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu kortikal kemikte ortaya çıkan Pmax değerleri	155
Çizelge 4.10. Tüm modellerde 60° açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu spongios kemikte ortaya çıkan Pmax değerleri	157

Çizelge	Sayfa
Çizelge 4.11. Tüm modellerde 60° açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu kortikal kemikte ortaya çıkan Pmin değerleri	159
Çizelge 4.12. Tüm modellerde 60° açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu spongioz kemikte ortaya çıkan Pmin değerleri.....	161
Çizelge 4.13. Model 1, Model 3 ve Model 5 arasında vertikal yükleme koşulu altında implantlarda oluşan Von Misses streslerinin karşılaştırması.....	168
Çizelge 4.14. Model 2, Model 4 ve Model 6 arasında vertikal yükleme koşulu altında implantlarda oluşan Von Misses streslerinin karşılaştırması.....	169
Çizelge 4.15. Model 1, Model 3 ve Model 5 arasında 30° oblik yükleme koşulu altında implantlarda oluşan Von Misses streslerinin karşılaştırması.....	171
Çizelge 4.16. Model 2, Model 4 ve Model 6 arasında 30° oblik yükleme koşulu altında implantlarda oluşan Von Misses streslerinin karşılaştırması.....	172
Çizelge 4.17. Model 1, Model 3 ve Model 5 arasında 60° oblik yükleme koşulu altında implantlarda oluşan Von Misses stresinin karşılaştırması	174
Çizelge 4.18. Model 2, Model 4 ve Model 6 arasında 60° oblik yükleme koşulu altında implantlarda oluşan Von Misses stresinin karşılaştırması	174

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. Maksilla ve mandibuladaki rezorbsiyon paterni.....	18
Şekil 2.2. Lekholm ve Zarb'ın alveoler kemik kalitesi sınıflaması.....	19
Şekil 2.3. Misch'in alveoler kemik kalitesi sınıflaması.....	20
Şekil 2.4. Cawood ve Howell'in alveoler kemik şekli sınıflaması.....	22
Şekil 2.5. Misch ve Judy'nin alveoler kemik şekli sınıflaması	23
Şekil 2.6. Lekholm ve Zarb'ın alveoler kemik şekli sınıflaması.....	23
Şekil 2.7. Subperiosteal implant	35
Şekil 2.8. Transmandibuler implant.....	35
Şekil 2.9. Endoosseoz implantlar.....	36
Şekil 2.10. İmplant gövdesi bileşenleri.....	37
Şekil 2.11. İmplant geometrisi	40
Şekil 2.12. İmplant yiv tasarımları: I. V şekilli, II. Kare, III. Payanda, IV. Ters payanda.....	41
Şekil 2.13. Dişsiz maksilla segmenti. (H: yükseklik, W: kalınlık, L: genişlik).....	44
Şekil 2.14. Temsili sonlu eleman modeli.....	46
Şekil 2.15. Sıkışma, çekme ve kesme tipi gerilmelerin cisim üzerine etkileri	51
Şekil 2.16. Elastik ve plastik şekil değişikliği	52
Şekil 2.17. Hooke kanununa göre sırasıyla x, y ve xy düzlemindeki gerinimler	53
Şekil 2.18. Elastisite katsayısı (E: elastisite katsayısı, σ : Gerilim, ϵ : şekil değiştirme).....	53
Şekil 2.19. Poisson oranı.....	54
Şekil 2.20. Von Misses teorisi	55
Şekil 2.21. Çizgisel elemanlar	55
Şekil 2.22. İki boyutlu katı elemanlar	56
Şekil 2.23. Üç boyutlu katı elemanlar.....	56

Şekil	Sayfa
Şekil 3.1. 3D Slicer yazılımında elde edilen maksilla modeli.....	60
Şekil 3.2. Autodesk Meshmixer yazılımında düzenlenen maksilla modeli.....	60
Şekil 3.3. Solidworks yazılımında yüzeyleştirme işlemi uygulanan maksilla modeli.....	61
Şekil 3.4. İmplant modelleri	62
Şekil 3.5. İmplant, abutment vidası ve abutment modeli	62
Şekil 3.6. Farklı lokalizasyonlarda yer alan konik ve silindirik implantların kullanıldığı maksilla modelinin parçalı görünümü.....	63
Şekil 3.7. Model 1'e ait geometrik modeller	64
Şekil 3.8. İmplant destekli köprü restorasyonunun eşlik ettiği maksilla modelinin yandan, alttan ve önden görünüşü	65
Şekil 3.9. Maksilla ve implant sisteminin meshli görünümü.....	66
Şekil 3.10. Solid 187 elemanın geometrisi	67
Şekil 3.11. Farklı eleman büyüklüğüne sahip meshli yapı	67
Şekil 3.12. Core ile abutmentlar arasında oluşturulan kontak elemanlar	68
Şekil 3.13. Maksilla-implant sistemine uygulanan sınır şartları.....	69
Şekil 3.14. İmplantlar üzerinde tanımlanan lokal koordinat sistemleri	71
Şekil 3.15. Kuvvet uygulama noktaları.....	72
Şekil 3.16. Yükleme kuvvetinin 30° açıyla oblik olarak etki ettiğini gösteren kuvvet vektörü.....	73
Şekil 4.1. Model 1'de vertikal yükleme altında kortikal ve spongios kemikte ortaya çıkan stresler	76
Şekil 4.2. Model 1'de vertikal yüklemede kortikal kemikte ortaya çıkan Pmax (mavi) ve Pmin (sarı) dağılımları	77
Şekil 4.3. Model 1'de vertikal yüklemede spongios kemikte ortaya çıkan Pmax (mavi) ve Pmin (sarı) dağılımları	78
Şekil 4.4. Model 1'de 30° açıyla uygulanan oblik yükleme altında kortikal ve spongios kemikte ortaya çıkan stresler.....	79
Şekil 4.5. Model 1'de 30° açıyla uygulanan oblik yükleme altında kortikal kemikte ortaya çıkan Pmax (mavi) ve Pmin (sarı) dağılımları.....	80

Şekil	Sayfa
Şekil 4.6. Model 1’de 30° açıyla uygulanan oblik yükleme altında spongioz kemikte ortaya çıkan Pmax (mavi) ve Pmin (sarı) dağılımları.....	81
Şekil 4.7. Model 1’de 60° açıyla uygulanan oblik yükleme altında kortikal ve spongioz kemikte ortaya çıkan stresler.....	82
Şekil 4.8. Model 1’de 60° açıyla uygulanan oblik yükleme altında kortikal kemikte ortaya çıkan Pmax (mavi) ve Pmin (sarı) dağılımları.....	83
Şekil 4.9. Model 1’de 60° açıyla uygulanan oblik yükleme altında spongioz kemikte ortaya çıkan Pmax (mavi) ve Pmin (sarı) dağılımları.....	84
Şekil 4.10. Model 1’de vertikal, 30° ve 60° oblik yüklemeler sonucu implantlarda ortaya çıkan Von Misses stres değerleri.....	85
Şekil 4.11. Model 1’de vertikal, 30° ve 60° oblik yüklemeler sonucu implantlarda ortaya çıkan Von Misses streslerinin dağılımları	85
Şekil 4.12. Model 2’de vertikal yükleme altında kortikal ve spongioz kemikte ortaya çıkan stresler.....	86
Şekil 4.13. Model 2’de vertikal yüklemede kortikal kemikte ortaya çıkan Pmax (mavi) ve Pmin (sarı) dağılımları	87
Şekil 4.14. Model 2’de vertikal yüklemede spongioz kemikte ortaya çıkan Pmax (mavi) ve Pmin (sarı) dağılımları	88
Şekil 4.15. Model 2’de 30° açıyla uygulanan oblik yükleme altında kortikal ve spongioz kemikte ortaya çıkan stresler.....	89
Şekil 4.16. Model 2’de 30° açıyla uygulanan oblik yükleme altında kortikal kemikte ortaya çıkan Pmax (mavi) ve Pmin (sarı) dağılımları.....	90
Şekil 4.17. Model 2’de 30° açıyla uygulanan oblik yükleme altında spongioz kemikte ortaya çıkan Pmax (mavi) ve Pmin (sarı) dağılımları.....	91
Şekil 4.18. Model 2’de 60° açıyla uygulanan oblik yükleme altında kortikal ve spongioz kemikte ortaya çıkan stresler.....	92
Şekil 4.19. Model 2’de 60° açıyla uygulanan oblik yükleme altında kortikal kemikte ortaya çıkan Pmax (mavi) ve Pmin (sarı) dağılımları.....	93
Şekil 4.20. Model 2’de 60° açıyla uygulanan oblik yükleme altında spongioz kemikte ortaya çıkan Pmax (mavi) ve Pmin (sarı) dağılımları.....	94
Şekil 4.21. Model 2’de vertikal, 30° ve 60° oblik yüklemeler sonucu implantlarda ortaya çıkan Von Misses stres değerleri.....	95
Şekil 4.22. Model 2’de vertikal, 30° ve 60° oblik yüklemeler sonucu implantlarda ortaya çıkan Von Misses streslerinin dağılımları	95

Şekil	Sayfa
Şekil 4.23. Model 3'te vertikal yükleme altında kortikal ve spongioz kemikte ortaya çıkan stresler.....	96
Şekil 4.24. Model 3'te vertikal yükleme altında kortikal kemikte ortaya çıkan Pmax (mavi) ve Pmin (sarı) dağılımları	97
Şekil 4.25. Model 3'te vertikal yükleme altında spongioz kemikte ortaya çıkan Pmax (mavi) ve Pmin (sarı) dağılımları	98
Şekil 4.26. Model 3'te 30° açıyla uygulanan oblik yükleme altında kortikal ve spongioz kemikte ortaya çıkan stresler.....	99
Şekil 4.27. Model 3'te 30° açıyla uygulanan oblik yükleme altında kortikal kemikte ortaya çıkan Pmax (mavi) ve Pmin (sarı) dağılımları	100
Şekil 4.28. Model 3'te 30° açıyla uygulanan oblik yükleme altında spongioz kemikte ortaya çıkan Pmax (mavi) ve Pmin (sarı) dağılımları.....	101
Şekil 4.29. Model 3'te 60° açıyla uygulanan oblik yükleme altında kortikal ve spongioz kemikte ortaya çıkan stresler.....	102
Şekil 4.30. Model 3'te 60° açıyla uygulanan oblik yükleme altında kortikal kemikte ortaya çıkan Pmax (mavi) ve Pmin (sarı) dağılımları	103
Şekil 4.31. Model 3'te 60° açıyla uygulanan oblik yükleme altında spongioz kemikte ortaya çıkan Pmax (mavi) ve Pmin (sarı) dağılımları.....	104
Şekil 4.32. Model 3'te vertikal, 30° ve 60° oblik yüklemeler sonucu implantlarda ortaya çıkan Von Misses stres değerleri.....	105
Şekil 4.33. Model 3'te vertikal, 30° ve 60° oblik yüklemeler sonucu implantlarda ortaya çıkan Von Misses streslerinin dağılımları	105
Şekil 4.34. Model 4'te vertikal yükleme altında kortikal ve spongioz kemikte ortaya çıkan stresler.....	106
Şekil 4.35. Model 4'te vertikal yükleme altında kortikal kemikte ortaya çıkan Pmax (mavi) ve Pmin (sarı) dağılımları	107
Şekil 4.36. Model 4'te vertikal yükleme altında spongioz kemikte ortaya çıkan Pmax (mavi) ve Pmin (sarı) dağılımları	108
Şekil 4.37. Model 4'te 30° açıyla uygulanan oblik yükleme altında kortikal ve spongioz kemikte ortaya çıkan stresler.....	109
Şekil 4.38. Model 4'te 30° açıyla uygulanan oblik yükleme altında kortikal kemikte ortaya çıkan Pmax (mavi) ve Pmin (sarı) dağılımları	110
Şekil 4.39. Model 4'te 30° açıyla uygulanan oblik yükleme altında spongioz kemikte ortaya çıkan Pmax (mavi) ve Pmin (sarı) dağılımları.....	111

Şekil	Sayfa
Şekil 4.40. Model 4'te 60° açıyla uygulanan oblik yükleme altında kortikal ve spongioz kemikte ortaya çıkan stresler.....	112
Şekil 4.41. Model 4'te 60° açıyla uygulanan oblik yükleme altında kortikal kemikte ortaya çıkan Pmax (mavi) ve Pmin (sarı) dağılımları.....	113
Şekil 4.42. Model 4'te 60° açıyla uygulanan oblik yükleme altında spongioz kemikte ortaya çıkan Pmax (mavi) ve Pmin (sarı) dağılımları.....	114
Şekil 4.43. Model 4'te vertikal, 30° ve 60° oblik yüklemeler sonucu implantlarda ortaya çıkan Von Misses stres değerleri.....	115
Şekil 4.44. Model 4'te vertikal, 30° ve 60° oblik yüklemeler sonucu implantlarda ortaya çıkan Von Misses streslerinin dağılımları	115
Şekil 4.45. Model 5'te vertikal yükleme altında kortikal ve spongioz kemikte ortaya çıkan stresler.....	116
Şekil 4.46. Model 5'te vertikal yükleme altında kortikal kemikte ortaya çıkan Pmax (mavi) ve Pmin (sarı) dağılımları	117
Şekil 4.47. Model 5'te vertikal yükleme altında spongioz kemikte ortaya çıkan Pmax (mavi) ve Pmin (sarı) dağılımları	118
Şekil 4.48. Model 5'te 30° açıyla uygulanan oblik yükleme altında kortikal ve spongioz kemikte ortaya çıkan stresler.....	119
Şekil 4.49. Model 5'te 30° açıyla uygulanan oblik yükleme altında kortikal kemikte ortaya çıkan Pmax (mavi) ve Pmin (sarı) dağılımları.....	120
Şekil 4.50. Model 5'te 30° açıyla uygulanan oblik yükleme altında spongioz kemikte ortaya çıkan Pmax (mavi) ve Pmin (sarı) dağılımları.....	121
Şekil 4.51. Model 5'te 60° açıyla uygulanan oblik yükleme altında kortikal ve spongioz kemikte ortaya çıkan stresler.....	122
Şekil 4.52. Model 5'te 60° açıyla uygulanan oblik yükleme altında kortikal kemikte ortaya çıkan Pmax (mavi) ve Pmin (sarı) dağılımları	123
Şekil 4.53. Model 5'te 60° açıyla uygulanan oblik yükleme altında spongioz kemikte ortaya çıkan Pmax (mavi) ve Pmin (sarı) dağılımları.....	124
Şekil 4.54. Model 5'te vertikal, 30° ve 60° oblik yüklemeler sonucu implantlarda ortaya çıkan Von Misses stres değerleri.....	125
Şekil 4.55. Model 5'te vertikal, 30° ve 60° oblik yüklemeler sonucu implantlarda ortaya çıkan Von Misses streslerinin dağılımları	125
Şekil 4.56. Model 6'da vertikal yükleme altında kortikal ve spongioz kemikte ortaya çıkan stresler	126

Şekil	Sayfa
Şekil 4.57. Model 6'da vertikal yükleme altında kortikal kemikte ortaya çıkan Pmax (mavi) ve Pmin (sarı) dağılımları	127
Şekil 4.58. Model 6'da vertikal yükleme altında spongioz kemikte ortaya çıkan Pmax (mavi) ve Pmin (sarı) dağılımları	128
Şekil 4.59. Model 6'da 30° açıyla uygulanan oblik yükleme altında kortikal ve spongioz kemikte ortaya çıkan stresler.....	129
Şekil 4.60. Model 6'da 30° açıyla uygulanan oblik yükleme altında kortikal kemikte ortaya çıkan Pmax (mavi) ve Pmin (sarı) dağılımları.....	130
Şekil 4.61. Model 6'da 30° açıyla uygulanan oblik yükleme altında spongioz kemikte ortaya çıkan Pmax (mavi) ve Pmin (sarı) dağılımları.....	131
Şekil 4.62. Model 6'da 60° açıyla uygulanan oblik yükleme altında kortikal ve spongioz kemikte ortaya çıkan stresler.....	132
Şekil 4.63. Model 6'da 60° açıyla uygulanan oblik yükleme altında kortikal kemikte ortaya çıkan Pmax (mavi) ve Pmin (sarı) dağılımları.....	133
Şekil 4.64. Model 6'da 60° açıyla uygulanan oblik yükleme altında spongioz kemikte ortaya çıkan Pmax (mavi) ve Pmin (sarı) dağılımları.....	134
Şekil 4.65. Model 6'da vertikal, 30° ve 60° oblik yüklemeler sonucu implantlarda ortaya çıkan Von Misses stres değerleri.....	135
Şekil 4.66. Model 6'da vertikal, 30° ve 60° oblik yüklemeler sonucu implantlarda ortaya çıkan Von Misses streslerinin dağılımları	135
Şekil 4.67. Tüm modellerde vertikal yükleme sonucu krestal kortikal ve spongioz kemikte ortaya çıkan karşılaştırmalı Pmax değerleri	136
Şekil 4.68. Tüm modellerde vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte ortaya çıkan Pmax değerleri.....	136
Şekil 4.69. Tüm modellerde vertikal yükleme sonucu spongioz kemikte oluşan Pmax değerleri.....	138
Şekil 4.70. Tüm modellerde vertikal yükleme sonucu krestal kortikal ve spongioz kemikte ortaya çıkan karşılaştırmalı Pmin değerleri	140
Şekil 4.71. Tüm modellerde vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmin değerleri.....	141
Şekil 4.72. Tüm modellerde vertikal yükleme sonucu spongioz kemikte oluşan Pmin değerleri	143
Şekil 4.73. Tüm modellerde 30° açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu kortikal ve spongioz kemikte ortaya çıkan Pmax değerleri.....	145

Şekil	Sayfa
Şekil 4.74. Tüm modellerde 30° açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu kortikal kemikte ortaya çıkan Pmax değerleri	145
Şekil 4.75. Tüm modellerde 30° açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu spongios kemikte ortaya çıkan Pmax değerleri	147
Şekil 4.76. Tüm modellerde 30° açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu kortikal ve spongios kemikte ortaya çıkan Pmin değerleri	149
Şekil 4.77. Tüm modellerde 30° açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu kortikal kemikte ortaya çıkan Pmin değerleri	150
Şekil 4.78. Tüm modellerde 30° açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu spongios kemikte ortaya çıkan Pmin değerleri	152
Şekil 4.79. Tüm modellerde 60° açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu kortikal ve spongios kemikte ortaya çıkan Pmax değerleri	154
Şekil 4.80. Tüm modellerde 60° açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu kortikal kemikte ortaya çıkan Pmax değerleri	154
Şekil 4.81. Tüm modellerde 60° açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu spongios kemikte ortaya çıkan Pmax değerleri	156
Şekil 4.82. Tüm modellerde 60° açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu kortikal ve spongios kemikte ortaya çıkan Pmin değerleri	158
Şekil 4.83. Tüm modellerde 60° açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu kortikal kemikte ortaya çıkan Pmin değerleri	159
Şekil 4.84. Tüm modellerde 60° açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu spongios kemikte ortaya çıkan Pmin değerleri	161
Şekil 4.85. Tüm modellerde vertikal ve oblik (30°-60°) yükleme sonucu kortikal kemikte ortaya çıkan Pmax değerleri	163
Şekil 4.86. Tüm modellerde vertikal ve oblik (30°-60°) yükleme sonucu spongios kemikte ortaya çıkan Pmax değerleri	164
Şekil 4.87. Tüm modellerde vertikal ve oblik (30°-60°) yükleme sonucu kortikal kemikte ortaya çıkan Pmin değerleri	165
Şekil 4.88. Tüm modellerde vertikal ve oblik (30°-60°) yükleme sonucu spongios kemikte ortaya çıkan Pmin değerleri	166
Şekil 4.89. Tüm modellerde vertikal yükleme sonucu implantlarda oluşan Von Misses değerleri.....	167
Şekil 4.90. Tüm modellerde 30° oblik yükleme sonucu implantlarda oluşan Von Misses değerleri.....	170

Şekil	Sayfa
Şekil 4.91. Tüm modellerde 60° oblik yükleme sonucu implantlarda oluşan Von Misses değerleri.....	173
Şekil 4.92. Tüm modellerde vertikal ve oblik yükleme koşulları altında 1. implantlarda oluşan Von Misses değerleri	175
Şekil 4.93. Tüm modellerde vertikal ve oblik yükleme koşulları altında 2. İmplantlarda oluşan Von Misses değerleri	176
Şekil 4.94. Tüm modellerde vertikal ve oblik yükleme koşulları altında 3. implantlarda oluşan Von Misses değerleri	177
Şekil 4.95. Tüm modellerde vertikal ve oblik yükleme koşulları altında 4. implantlarda oluşan Von Misses değerleri	178

SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış bazı simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler

Açıklama

nm	Nanometre ($1 \text{ nm} = 1 \times 10^{-9} \text{ metre}$)
N	Newton ($1 \text{ N} = 0,102 \text{ kilogram-kuvvet}$)
Mpa	Megapaskal ($1 \text{ Mpa} = 1 \times 10^6 \text{ Paskal}$)
Pa	Paskal ($1 \text{ Pa} = 1 \text{ Newton/metre}^2$)
GPa	Gigapaskal ($1 \text{ Gpa} = 1 \times 10^9 \text{ Paskal}$)
Ti-6Al-4V	Titanyum Alaşımı
Mm	Milimetre
M	Metre
E	Elastiklik Katsayısı
σ	Gerilim
ϵ	Şekil değiştirme
V	Poisson Oranı
σ_y	Von Misses gerilmesi
μ	Mikron

Kısaltmalar

Açıklama

2D	2 Dimensional (İki Boyutlu)
3D	3 Dimensional (Üç Boyutlu)
BMP	Bone Morphogenetic Protein (Kemik Morfogenetik Proteini)
BT	Bilgisayarlı Tomografi
CAD	Computer Aided Design (Bilgisayar Destekli Tasarım)
IGF	Insulin-Like Growth Factors

	(İnsülin Benzeri Büyüme Faktörleri)
IL	İnterlökin
M-CSF	Macrophage Colony-Stimulating Factor (Makrofaj Koloni Uyarıcı Faktör)
MRI	Magnetic Resonance Imaging (Manyetik Rezonans Görüntüleme)
PDGF	Platelet-Derived Growth Factor (Platelet Kaynaklı Büyüme Faktörü)
PGE	Prostaglandin-E
Pmax	Maximum Principal Stress (Maksimum Asal Stres)
Pmin	Minimum Principal Stress (Minimum Asal Stres)
RANKL	Receptor Activator of Nuclear Factor Kappa-B Ligand (Nükleer Kappa-B Ligand Reseptör Aktivatörü)
SESA	Sonlu Elemanlar Stres Analizi
TGF-β	Transforming Growth Factor-Beta (Dönüştürücü Büyüme Faktörü- Beta)
TNF-α	Tumor Necrosis Factor-Alpha (Tümör Nekrozis Faktör- Alfa)
VEGF	Vascular Endothelial Growth Factor (Vasküler Endotel Büyüme Faktörü)

1. GİRİŞ

Günümüzde dental implant uygulamaları diş eksikliklerinin giderilmesi ve hastanın fonksiyonel, estetik, fonetik ve psikolojik gereksinimlerini karşılamak amacıyla en çok tercih edilen tedavi yöntemlerinden biri haline gelmiştir. Dental implantolojinin giderek artan talep ile gelişmesinin sebebi olarak yaşam süresinin uzaması, yaşa bağlı gelişen diş kayıpları, hareketli protezlerde yaşanan tutuculuk sorunları, dişsizliğin yarattığı psikolojik etkiler, implant destekli protezlerin uzun dönemdeki başarılı sonuçları, toplum bilincinin ve eğitim seviyesinin artması gösterilmiştir [1].

Dental implantlar oldukça sık tercih edilmesine rağmen, düşük oral hijyen, kemik kalitesinin yetersiz oluşu, çeşitli sistemik hastalıklar ve biyomekanik faktörlere bağlı olarak implant başarısızlıkları görülebilir. Biyomekanik açıdan bakıldığında implant-kemik ara yüzündeki aşırı stres peri-implant kemik kaybına yol açacağından implant başarısızlığının potansiyel nedeni olabilir. Kemiğin mekanik yüklemeye vermiş olduğu tepki ve implant lokalizasyonunun doğru seçimi implantın uzun dönemdeki başarısını etkiler. İmplant aracılığıyla kuvvet kemiğe aktarıldığı için tedavinin dikkatli bir şekilde planlanması ve yapılması, kemikte uygun stres dağılımının sağlanmasına katkıda bulunur. Bu nedenle implant destekli bir protezde fonksiyonel yüklerin aktarılması ve ortaya çıkan stres dağılımı, sistemdeki her bir bileşenin fiziksel özelliklerine ve geometrik yapısına bağlıdır [2].

İmplant-kemik ara yüzündeki yük dağılımını ve çevre doku ile implant materyali üzerindeki kuvvet etkisini in vivo çalışmalarla belirlemek oldukça zordur; bu nedenle bir stres analizi yönteminin kullanılması, farklı dizayna ve materyal özelliğine sahip implantların biyomekanik davranışını anlamaya yardımcı olur. Bu amaçla dental implantolojide sıklıkla kullanılan yöntem sonlu elemanlar stres analizidir [3].

Sonlu elemanlar stres analizi, kompleks geometriye sahip yapıyı daha basit ve küçük bölgelere ayrılarak yapının tamamına ait mühendislik problemini çözmeyi amaçlar. Bu yöntem araştırmacıya karmaşık biyomekanik davranışlar sergileyen dental implantların stres dağılımını açıklayan sayısal veriler sunar [4]. Osseointegrasyonu arttırmak için implant materyali, şekli ve yiv özellikleri değiştirilerek sonlu elemanlar stres analizi ile modeller üzerinden değerlendirmeler yapılabilir. Ayrıca farklı klinik gereksinimler sebebiyle uygulanabilecek farklı tedavi yaklaşımlarında implant ve çevre doku üzerinde meydana

gelen streslerin incelenmesi amacıyla bu yöntemden faydalanılabilir [5]. Bu çalışmanın önemi, dişsiz anterior maksillada titanyum ve zirkonyum dental implantların farklı dizaynlarının ve konfigürasyonlarının biyomekanik davranışlarını sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile karşılaştırmak ve hastaların estetik beklentilerinin en yüksek yaşandığı anterior maksilla için alternatif tedavi seçenekleri sunabilmektir.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kemik

2.1.1. Kemik Histolojisi, Anatomisi, Fizyolojisi

Kemik, temel fizyolojik fonksiyonlara sahip olan özel bir mineralize bağ dokusudur. Kemik, birçok seviyede var olan kompleks, kalsifiye, canlı ve biyolojik bir bileşiktir. Diğer bağ dokularda olduğu gibi kemik dokusu da hücrelerden, liflerden ve ekstraselüller matriksten oluşur, ancak diğerlerinden farklı olarak ekstraselüller bileşenleri kireçlenir ve onu iskeletteki destekleyici ve koruyucu işlevi için ideal olan sert ve sıkı bir madde yapar [6].

Kemik dokunun görevleri: [6]

- Kemik, vücudun iç desteğini sağlaması,
- Kasların ve tendonların tutunması için temel oluşturması,
- Vücudu yerçekimine karşı dik tutarken kaslara karşı hareket etmesi için sert kaldıraç görevi görmesi ve bu nedenle hareketlilik için gerekli olması,
- Kranial ve torasik boşluklardaki hayati organları koruması,
- İçerisinde kemik iliği barındırması,
- Özellikle kalsiyum ve fosfat iyonları için depolama alanı olarak önemli bir metabolik role sahip olması ve böylece serum homeostazını koruması.

Hareketsiz görünmesine rağmen, kemik bir sürekli olarak osteoklastlar tarafından rezorbe olan ve osteoblastlar tarafından yeniden şekillenen oldukça dinamik bir dokudur. Kemik remodelasyonu eski kemiğin yeni kemik ile yer değiştirdiği 3 fazlı bir siklustan oluşan oldukça kompleks bir süreçtir: (1) Osteoklastlar tarafından kemik rezorbsiyonunun başlaması, (2) Rezorbsiyondan yeni kemik oluşumuna geçiş (ya da tersi), (3) Osteoblastlar tarafından yapılan kemik formasyonu [7]. Bu süreç osteoklastların, osteoblastların, osteositlerin ve yüzeyel osteojenik hücrelerin (bone lining cells) koordineli aktiviteleri sayesinde gerçekleşir [8]. Normal kemik remodelasyonu kırık iyileşmesi, iskeletsel adaptasyon ve kalsiyum hemostazı için gereklidir [9]. Diğer taraftan çeşitli kemik hastalıklarında kemik rezorbsiyonu ve formasyonu arasında dengesizlik görülebilir. Örneğin, Osteoporosis'te aşırı rezorbsiyon yeni kemik formasyonu ile karşılanamazken;

Osteopetrozis'te bunun tam tersi bir durum yaşanır [10,11]. Bu nedenle kemik formasyonu ve rezorbsiyonu arasında bir dengenin olması gerekir ve bu denge çeşitli lokal ve sistemik faktörlere (hormonlar, sitokinler, kemokinler ve biyomekanik uyarılma) bağlıdır [12].

Kemik kimyasal yapısı

Hücrel ve yapısal yönlerin dağılımı, kemik dokusunun karmaşık yapısını yansıtır ve aslında hiyerarşik bir organizasyona sahiptir. Kemik üç kompartmana ayrılabilir: hücrel bileşenler, hidratlanmış ekstraselüler organik matriks ve ekstraselüler mineral bileşenler. Ağırlık yüzdesinde ise, hücrel bileşenler, matriks ve mineral bileşenleri sırasıyla yaklaşık % 8, % 25 ve % 67 olarak belirtilmiştir [6].

Hücrel bileşenler

Kemikte biyolojik fonksiyonlarına göre farklı yerlerde bulunan dört farklı hücre tipi vardır: yüzeyel osteojenik hücreler (bone lining cells), osteoblastlar, osteoklastlar, osteositler.

Yüzeyel osteojenik hücreler

Yüzeyel osteojenik hücreler, osteoblastların acil öncül hücreleri olarak kabul edilir ve kemik oluşturan yüzeyde bulunan osteoblastlara yakın bir yerde bulunurlar. Yüzeyel osteojenik hücreler düz, ince ve uzun yapıdadır. Kemik oluşumu veya rezorbsiyonu geçirmeyen kemik yüzeylerinde bulunan aktif olmayan hücrelerdir. Havers kanalı duvarına bitişik olarak bulunup kemik yüzeyinde hücre bariyeri oluşturarak bölmeler arasında iyon geçişini kontrol eder [13,14].

Osteoblastlar

Osteoblastlar gelişme potansiyeli olan lokal yüzeyel osteojenik hücrelerden üretilir [15]. Mineralize bir matriks ya da lakuna ile çevrelendiklerinde osteosit olarak kabul edilir [16]. Osteoblastlar, membranla ilişkili alkalen fosfataz sentezleyen ve tip I kollajen ile çeşitli kollajen olmayan proteinleri içeren kemik matrisini düzenleyen tamamen farklılaşmış hücrelerdir. Osteoblastların implant yüzeylerine bağlanması kraniyofasiyal, dental ve ortopedik cerrahinin klinik başarısı için oldukça önemlidir. Osteoblastların materyallere bağlanması, çoğalması ve farklılaşmasıyla ilgili pek çok çalışma yapılmıştır [17,18].

Fibronektin ve vitronektin gibi farklı bağlanma faktörlerinin bu etkileşimde önemli rol oynadığı gösterilmiştir [19].

Osteoklastlar

Osteoklastlar kemik rezorbsiyonundan sorumlu çok çekirdekli dev hücrelerdir. Osteoklastlar kemik iliğinde bulunan, makrofaj ve monositlerin öncüleri olan pluripotent hematopoetik kök hücrelerinden köken alır. Osteoklastların membranı, kemik rezorbsiyonunun gerçekleştiği yer olan fırçamsı kenar (ruffled border) ve matrikse bağlanmasını sağlayacak mikofilamentlerden zengin düz bir alan olmak üzere 2 spesifik özelliğe sahiptir. Osteoklastlar rezorbe olacak bölgeye doğru hareket eder ve ardından fırçamsı kenarı ile mineralize kemik yüzeyine yapışır [20]. Osteoklastlar tarafından gerçekleştirilen kemik rezorbsiyonu çok aşamalı bir yol izlemektedir. Bu işlem olgunlaşmamış osteoklast prekürsörlerinin proliferasyonunu, kemik yüzeyi ile kurulan yakın teması, protonların sekresyonunu ve kemiğin organik ve inorganik bileşenlerin yapısını bozabilecek hidrolaz basamaklarını içerir [6].

Osteositler

Matriks mineralizasyonunun ardından, bazı osteoblastlar osteositlere dönüşerek içeride kalır. Mineralleşmiş kemik matriksi içinde osteositler izole edilmiş konumdadır. Fakat hücre gövdesi içeren lakunayı birbirine bağlayan kanaliküller aracılığıyla birbirleriyle ve kemik yüzeyindeki hücrelerle temas halinde bulunurlar [6]. Osteoblastlar, osteoklastlar ve yüzeyel osteojenik hücreler kemik yüzeyinde; osteositler iç kısımda yer alır. Osteositler kemikte en çok bulunan hücrelerdir [20]. Osteoid matriksin sentezlenmesine ve mineralizasyonuna katılır fakat öncelikli fonksiyonu kemik remodelasyonunu kontrol etmek ve yüklerin mekanik değişkenlerini tespit etmektir [21].

Kemik matriksinin temel bileşenleri

Organik matriks

Organik matriks (osteoid materyal) kemik kütlesinin üçte birini oluşturur. Özellikle kollajen olmak üzere temel olarak proteinlerden oluşur (Çizelge 2.1.). Organik matriksin iskelet sistemi üzerindeki önemi, osteogenezis imperfekta gibi bir kollajen hastalığında belirgin

şekilde ortaya çıkar. Fakat ekstraselüler mineralize matriks sadece kalsiyum ve fosfor için değil aynı zamanda kemik dokusunun bütünlüğüne ve işlevine katılan proteinler için de rezervuar görevi görür [22].

Çizelge 2.1. Osteoid matriks proteinleri

Osteoid matriks proteinleri	
Kollajen	Tip I, III, V, XII
Proteoglikanlar	Kondroitin sülfat Dekorin Biglikan Hyaluronan
γ -Karboksi Glutamat İçeren Proteinler	Osteokalsin γ -Karboksi glutamik asit içeren matriks proteini
Glikoproteinler	Osteonektin Alkalen fosfataz Fibronektin Trombospondin Osteopontin Vitronektin Kemik sialoproteini
Plazma Proteinleri	Albumin
Büyüme Faktörleri	IGF-I, II TGF- β PDGF

Kollajen fibriller

Ekstraselüler matriksin %90'ı kollajenden oluşmaktadır ve bunun neredeyse tamamı tip I (%95) kollajenden meydana gelmektedir [20].

Kollajen olmayan fibriller

- a. Proteoglikanlar: Kollajen olmayan proteinlerin %10'unu oluşturur. Osteoid matrikste kondroitin sülfat, dekorin, biglikan ve hyaluronan olmak üzere 4 tip proteoglikan bulunur [20].
- b. γ -Karboksi glutamat içeren proteinler: Osteokalsin ve γ -Karboksi glutamik asit içeren matriks proteinleridir. Osteokalsin, osteoblastlar ve plateletler tarafından sentezlenen küçük bir matriks proteinidir. D ve K vitaminine bağlı olan ve kollajen olmayan proteinlerin %15'ini oluşturan proteinlerdir [20].
- c. Glikoproteinler: Osteonektin tip I kollajene, kalsiyuma ve hidroksiapatite güçlü afinitesi olan bir glikoproteindir. Kollajen olmayan proteinlerin %25'ini oluşturur. Alkalen fosfataz ise fosforik esterlerden inorganik fosfat serbestleşmesini sağlayan bir enzimdir ve mineralizasyon için gereklidir [20].
- d. Plazma proteinleri: Plazma proteinlerinin büyük bir kısmı, organik kemik matrisinde plazmaya göre daha fazla bulunur [20].
- e. Büyüme faktörleri: Polipeptid yapıdadır. Vücudun farklı yerlerinden elde edilebildiği gibi kemikten de sentezlenebilir [23].

Mineral bileşenleri

Kemiğin mineral içeriği kalsiyum fosfat hidroksiapatittir [24]. Hidroksiapatit kristalleri ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$) formunda esas olarak kalsiyum, fosfat ve karbonattan oluşur; daha az oranda sodyum, potasyum, magnezyum ve florür içerir. Osteoblastlar mineralize olmamış organik matriks olan osteoidi sentezler. Mineral kristalleri, osteoidin kollajen lifleri etrafında düzenli bir şekilde çökelerek hidroksiapatiti oluşturur. İlk osteoid kalsifikasyonu tipik olarak sekresyonu takiben ilk birkaç gün içinde meydana gelir; ancak tamamlanması birkaç ay sürer [25].

Kemik tipleri

Makroskopik açıdan iki tip kemik dokusu bulunur: genellikle olgun kemiğin korteksleri ile ayırt edilebilir *kortikal (kompakt) kemik* ve kemiklerin merkezi bölgelerini oluşturan *spongioz (süngerimsi) kemik*. Kortikal ve spongioz kemik arasındaki farklılık onların porozitelerinden kaynaklanır. Esas olarak osteon kanallarının sağladığı boşluklar olmak

üzere, Volkman kanalları, kanaliküller ve rezorpsiyon lakunaları nedeniyle kortikal kemiğin porozitesi % 5-30 (yoğunluk yaklaşık 1,8 g/cm³) arasında değişir. Spongioz kemiğin porozitesi ise damar ve kemik iliğinin intertrabeküler boşlukları sebebiyle % 30-90 (yoğunluk yaklaşık 0.1-0.9 g/cm³) arasındadır [26].

Bir kemik kesitinde, toplam kemik kütlesinin % 80'ini kortikal kemik, % 20'sini spongioz kemik oluşturur. Uzun kemiklerin gövdeye göre daha geniş olan uç kısımlarına *epifiz* denir ve ince bir kompakt kemik tabakasıyla kaplanmış spongioz kemikten oluşur. Uzun kemiklerin ortadaki, uzun, silindirik kısmına *diafiz* denir. Büyük bir kısmı kortikal kemikten oluşur; iç kısmında orta ilik boşluğu çevresinde ince bir spongioz kemik bölgesi bulunur. El bileği ve ayak bileği gibi kısa kemiklerde genellikle tamamen kortikal kemikle çevrili spongiz kemik gövdeleri vardır. Kafatasını oluşturan yassı kemiklerde, iç ve dış kompakt duvarlar arasındaki, spongioz kemik dokusu *diploe tabakası* olarak adlandırılır [27].

Mikroskopik açıdan kemik dokusu 2 doku tipinden oluşur: *lameller kemik* ve *örgü (woven) kemik*. Örgü veya immatür kemikte, kollajen lifleri bir örgü deseni şeklinde rastgele dizilir. Lameller kemikte, kollajen lifleri paralel tabakalar ve demetler halinde sıralanmıştır. Örgü kemikte birim hacime düşen osteosit sayısı, lameller kemiğe göre daha yüksektir ve eşit olmayan bir şekilde dağılmıştır. Örgü kemik embriyolojik gelişim ve kırık iyileşmesi sırasında ortaya çıkan ilk kemiktir. Ayrıca bazı kemik tümörleri ve metabolik kemik hastalıklarında hızlı kemik oluşumu sırasında da meydana gelir. Örgü kemik dokusu vücutta çok az yerde bulunur; genellikle geçicidir ve yetişkinlerde lameller kemik ile yer değiştirir. Daha düşük mineral içeriği, düzensiz kollajen lifleri ve daha yüksek oranda osteosit içermesi örgü kemiğin daha hızlı oluştuğunu ancak lameller kemikten daha zayıf olduğunu gösterir [6].

Kemiğin morfolojik yapısı

Osteon (ya da Havers sistemi) kan damarları, sinirler, gevşek bağ dokusu ve endosteum içeren, küçük bir merkezi kanalı çevreleyen, eş merkezli iç içe geçmiş lameller kompleksini ifade eder. Ardışık lameller arasında, birbirlerine *kanaliküller* ile bağlanmış, her biri osteosite sahip olan *lakunalar* bulunur. Bir osteonun tüm hücreleri merkezi kanaldaki mikro damarlardan besin ve oksijen alır. Her bir osteonun dış sınırı, *sement çizgisi* adı verilen kollajen bakımından daha zengin bir katmandır. Osteonlar birbirinden sement çizgisi ile

ayrılır. Her osteon, genellikle diyafizin uzun eksenine paralel uzun bir silindirdir. Osteonların merkezinde yer alan Havers kanalları birbiriyle, periostla ve kemik iliği boşluğuyla *Volkman kanalları* sayesinde iletişime geçer [27].

Periosteum ve endosteum

Kemiğin internal-eksternal yüzeylerini kaplayan ve kemik oluşturan hücreleri içeren tabakalara sırasıyla endosteum ve periosteum denir. Periosteumun dış tabakasında küçük kan damarları, kollagen fibriller ve fibroblastlardan oluşan yoğun bir bağ dokusu yer alır. Periosteal kollajen fibril demetleri Sharpey lifleri olarak adlandırılır. Bu lifler periosteumu kemiğe bağlar. Periosteumun iç tabakası ise daha çok hücreli komponent içerir. Bunlar yüzeyel osteojenik hücreler, osteoblastlar ve osteoprogenitör hücreler olarak adlandırılan mezenkimal kök hücreleridir. Osteoprogenitör hücreler özellikle büyüme ve kemiğin onarımı sırasında osteoblastların farklılaşmasında önemli rol oynar. Periosteumun öncelikli fonksiyonu kemik dokusunu beslemek ve özellikle apozisyonel kemik büyümesi ya da kemik onarımı sırasında yeni osteoblast desteğini sürdürmektir. İçeride ise oldukça ince bir tabaka olan endosteum tabakası kemik trabeküllerini kaplar. Periosteumdan çok daha ince olmasına rağmen, endosteum da osteoprogenitör hücreler, osteoblastlar ve yüzeyel osteojenik hücrelere sahiptir [27].

Kemik oluşumu (osteogenezis)

Osteogenezin tanımlanan 2 farklı modeli vardır: kemik oluşumunun doğrudan primitif yoğun vasküler bağ dokusundan gerçekleştiği intramembranöz kemikleşme ve mevcut kıkırdakta kemik oluşumunun gerçekleştiği endokondral kemikleşme.

Intramembranöz kemikleşme

Kafatasındaki yassı kemiklerden olan frontal, parietal, oksipital ve temporal kemiklerde intramembranöz kemikleşme görülür. Yoğunlaştırılmış vasküler bağ dokusunda mezenkimal hücreler çoğalır ve doğrudan preosteoblastlara ve daha sonra kemik matriksini sentezlemeye başlayan osteoblastlara dönüşür. Kemik matriksi kısa bir süre içinde mineralize olur ve osteoblastlar büyüyen kemikte osteositler olarak kalır. Periferde mezenkimal hücreler osteoblastlara farklılaşmaya devam eder. Osteoblastlar trabeküllerin

yüzeyinde kemik oluşumuna devam ederek örgü kemikten oluşan primer spongioz tabakayı oluşturur. Eğer trabeküler tabaka kalınlaşmaya devam ederse primitif kortikal tabaka oluşur. Kemik düzensiz, eş merkezli, iç içe geçmiş katmanlar halinde birikir ve oluşan bu yapı Havers sistemine benzerlik gösterir ancak örgü kemikten oluşur (primer osteon). Diğer alanlarda trabeküler kalınlaşma durur. Vasküler bağ dokusu boşluğu yavaş yavaş hematopoetik dokuya dönüşür ve primitif spongioz kemik meydana gelir. Daha sonra bu primer ya da primitif kemik remodelasyona uğrar ve böylece aşamalı olarak olgun lameller kemiğe geçiş gösterir [6].

Endokondral kemikleşme

Vertebra, pelvis ve ekstremita kemikleri ilk önce endokondral ossifikasyon adı verilen bir işlemde kemik ile değiştirilen kıkırdak modelleri olarak oluşturulur. Sadece yüzeyde apozisyonun görüldüğü kemiğin aksine, kıkırdakta interstisyel büyüme modeli vardır. Kıkırdak dokunun hacmine yeni hücreler eklenebilir ve ekstrasellüler matriksi düzenleyerek hacmini arttırabilir. Böylece hem uzunluğunu hem de çapını artmış olur. Bu durum, uzun kemiklerin uzunlamasına büyümesinde olduğu gibi, hızlı büyüme gerektiren prenatal dönemde ve çocukluk çağında bir avantajdır. Endokondral kemikleşmede bir dizi kompleks olay birbirini takip eder. Mezenkimal hücrelerin kondrositlere dönüşümü ile başlar. Oluşan kıkırdak model değişime uğrayarak mineralizasyona, damar invazyonuna ve kemik doku ile yer değişimine hazırlanır. Her iki kemikleşme tipinde de kemik matriksi birikimi ve mineralizasyonu aynı şekilde gerçekleşir. Önce spongioz kemik oluşur ve oluşan bu kemiğin çoğunluğu daha sonra yoğun kortikal kemiğe dönüşür [6].

Kemik remodelasyonu

Kemiğin gelişimi ve dönüşümünde 3 ana mekanizma vardır: uzunlamasına büyüme, modelleme ve remodelasyon. Uzunlamasına büyüme, büyüme döneminin sonunda büyüme plaklarının kapanması ile sona erer. Bu dönemde kemiğin makroskobik morfolojisi devamlı bir adaptasyon geçirir. Bazı yüzeyler sürekli rezorbsiyon altındayken, bazı yüzeyler ise sürekli modelleme olarak bilinen bir süreç içerisinde. Kemik modellemesinde bazı yerlere kemik eklenerek bazı yerlerden kemik çıkarılarak kemiğin son şekli ve boyutları ortaya çıkar. Remodelasyon ise iskeletin devamlı olarak yenilendiği bir süreçtir. Bu süreç fetal osteogenesis ile başlar ve hayat boyu devam eder. Kemik miktarında, geometrisinde veya

boyutunda büyük değişiklikler yaratmadan lameller kemiğin dönüşümüne neden olur. Remodelasyonun amacı iskeleti mekanik taleplerdeki değişikliklere hazırlamak, yorulma hasarının birikmesini önlemek, mikro boyutlardaki kırıkları onarmak, osteositlerin yaşayabilirliğini sağlamak ve iskeletin kalsiyum hemostazına katılmasını sağlamaktır. Kemik remodelasyonu farklı iskelet bölgeleri arasında önemli bölgesel farklılıklar göstermektedir. Aslında tüm kemik yüzeylerinde meydana gelir. Genel olarak, spongioz kemiğin remodelasyon aktivitesi kortikal kemiğe göre 5-10 kat fazladır. Remodelasyon sürecinde, lokalize osteoklastik rezorbsiyon ve ardından osteoblastik formasyon gerçekleşir [6].

Kemik iyileşmesi

Kemikte direkt (primer) veya indirekt (sekonder) iyileşme olabilir.

Primer kırık iyileşmesi

Primer kırık iyileşmesi, fragmanlar arasında bir kırıkta kallusu oluşmadan meydana gelen iyileşmeyi ifade eder. Fraktürü takiben inflamatuvar cevap olarak hematoma meydana gelir. Platelet ve makrofajlar fraktür alanına toplanır. İnflamatuvar sitokinler (IL-1, IL-6, TNF- α) ve PGE2 sentezlenir [28]. Bu sitokinler osteoprogenitör hücrelerin osteoblastlara, osteoklastlara ve endotel hücrelerine farklılaşması için gereklidir. Kırık parçaların direkt olarak birbirine rijit bir şekilde stabilize edilmesi durumunda kırık hattında endotel hücrelerin, periosteumun ve Havers sistemlerinin aracılığıyla mikroskobik düzeyde bir köprü oluşur. Primer kemik iyileşmesinde kırık uçlar rezorbe olmaz; fakat yeni Havers sistemleri bölgede tekrar kanüllerin oluşmasını sağlar. Kırık proksimale yeteri kadar yakın olduğu zaman, Havers sistemleri karşı fragmana geçebilir. Yeni Havers sistemi oluşma işlemi, fizyolojik kemik remodelasyonuna benzer şekilde, osteoklastlar ve osteoblastlar arasındaki yakın ilişkiye bağlıdır. Osteoklastlar kırık alanına geldiğinde, osteoblastların ileride osteona dönüştürecek kanalları meydana getirirler [29]. Bu durum VEGF, TGF- β ve BMP 5-6 artışına sebep olur. Böylelikle osteoblastlar tarafından yeni kemik oluşumu ve endotelial hücreler tarafından yeni damar üretimi uyarılır. Yeni lameller kemik oluşur [28].

Sekonder kemik iyileşmesi

Sekonder kemik iyileşmesi ya da endokondral kemikleşme kırıkta kallus aracılığıyla meydana gelen iyileşmeyi tanımlar. Fraktür hatlarının birbirleriyle direk kontağa gelmediği ya da göreceli olarak stabil olmayan kırık varlığında gözlemlenir. Tıpkı primer kemik iyileşmesinde olduğu gibi bu iyileşme tipinde de inflammatuar faz gerçekleşir. İnflammatuar fazdan sonra kırık hattında öncelikli olarak yeni kemik değil kırıkta kallus oluşur. Daha sonra kademeli olarak kemik ile yer değiştirir. Sekonder kemik iyileşmesi 3 fazda gerçekleşir: inflammatuar faz, onarım fazı ve remodelasyon [30].

İnflammatuar faz

Primer kemik iyileşmesine benzer şekilde ilk yaralanma hematoma oluşumuyla sonuçlanır ve inflammatuar yanıt başlar. Platelet ve makrofajlar kırık alanına girer. İnflammatuar sitokinler (IL-1, IL-6, TNF- α) ve PGE₂ salgılanır [28]. Bu sitokinler kemik iliği, kas, periferik kan ve periosteum gibi farklı yerlerden kondroprogenitör ya da osteoprogenitör hücrelerin toplanmasına neden olur. Ek olarak, kırık bölgesindeki hematoma, farklılaşan kondrositlerin kırıkta iskeleti oluşturmaya başlaması için sınır bölgesi görevi görür [30].

Onarım

Kırıkta Kallusu (Yumuşak Kallus) ve Periosteal Kemik Kallusu (Sert Kallus) Oluşumu

Hematoma takiben fibrinden zengin granülasyon dokusu oluşur. Kırık uçları arasında santral bölgede ve periostun dış kısmında endokondral kemikleşme başlar. Daha çok fibröz ve kırıkta dokudan oluşan yumuşak kallus dokusu meydana gelir. Zamanla bu yapı, kırıkta matriksin

mineralizasyonu, kondrositlerin apoptozu, damarlanma, osteoblastların çoğalması ve endokondral kemikleşme sonucu sert kallusa dönüşür. Aynı zamanda, kırık bölgesinde subperiosteal alanda fragmanları birbirine bağlayan intramembranöz kemikleşme ile sert kallus oluşumu gerçekleşir. İntramembranöz kemikleşmede mezenkimal kök hücreler osteoblastlara farklılaşır ve direkt kemik dokusu oluşur [31].

Damarlanma

İyileşme sürecinin başarılı olması için bölgenin yeniden kanlanması gerekir. Enkondral kemikleşmede kondrosit apoptozu kan damarlarının bu bölgeye doğru büyümesi ve ilerlemesini sağlar. Damarlanmada anjiyopoetin ve VEGF rol oynar. İyileşmenin erken dönemlerinde anjiyopoetin 1 ve 2 seviyesi artar [32]. Osteoblastlardan ve hipertrofik kondrositlerden salınan VEGF, damarlanmada kritik role sahiptir; endoteliyal mezenkimal hücre çoğalmasını uyarır, damar invazyonunu sağlayarak avasküler kırık dokusunun vasküler kemik dokusuna dönüşümünü sağlar [31].

Mineralizasyon ve kırıkta kallus rezorpsiyonu

Yumuşak kallusun sert kallus ile yer değiştirmesi sürecinde M-CSF (makrofaj koloni uyarıcı faktör), RANKL (nükleer kappa ligand reseptör aktivatör), osteoprotegerin ve TNF- α etkisiyle mineralize kırıkta doku rezorpsiyonu başlar [33]. Kallus dokusundaki kondrositlerin sitoplazmasında ayrıştırılan kalsiyum granülleri, ekstrasellüler matrikse taşınarak buradaki fosfat ile birleşir ve mineral depolaması başlar. Kalsiyum fosfat depolarından apatit kristaller oluşur. Yapılan çalışmalarda mineralizasyona Tip 1 kollajen, osteokalsin, osteonektin ve alkalin fosfataz seviyelerine bakılarak sert kallus oluşumunun 14. günde en yüksek seviyede olduğu tespit edilmiştir [34]. Sert kallus oluşumu arttıkça, mineralize kırıkta, örgü kemik ile yer değiştirir ve iyileşme dokusu mekanik olarak daha rijid hale gelir. Onarım kırık uçlarında birleşme olana, kortikal kemik uçlarında devamlılık sağlanana kadar devam eder. İyileşme dokusu oluşumunun hızı, miktarı, içeriği ve şekli farklılık gösterebilir. Kemiğin spongios ya da kortikal yapısı, çevre yumuşak doku desteği ve stabilitesine göre iyileşme değişkenlik gösterir [31].

Remodelasyon

Sert kallus dokusu normal kemiğin biyomekanik özelliklerine sahip değildir. Sert kallusun, santral kavitesi olan lamellar kemiğe dönüşmesi gerekir. Osteoklastların etkisiyle sert kallus rezorpsiyonu ve osteoblastların etkisiyle lamellar kemiğin oluşumu arasında bir denge mevcuttur. Kırık onarımı esnasında 3. ve 4. haftalardan itibaren başlayan remodelasyon yani yeniden şekillenme süreci, klinik olarak iyileşme sonrası da yıllarca devam edebilir [31]. Yapılan çalışmalarda, kemiğe özgü alkalin fosfataz ve osteokalsin değerlerinin, artmış

osteoklastik ve osteoblastik aktivite sinyallerini yansıtacak şekilde uzun yıllar sürdüğü gösterilmiştir [35].

2.1.2. Maksilla

Maksillofasiyal embriyoloji

Yüz taslağı, stomodeum etrafında intrauterin hayatın 4. haftasının başlarında görülmeye başlar. Beş adet yüz taslağı, stomodeumun etrafında çıkıntılar şeklinde görülür: tek frontonazal çıkıntı, çift maksiller çıkıntı, çift mandibuler çıkıntı. Çift olan çıkıntılar, birinci çift brankiyal veya faringeal arkuslardan köken alırlar. Bu çıkıntılar, 4. haftada nöral krestten arkuslara göç eden nöral krista hücrelerinin çoğalmasıyla oluşur. Bu hücreler, yüz ve ağız bölgelerindeki kıkırdak, kemik ve ligamentleri içine alan bağ doku elemanlarının başlıca kaynağıdır. Frontonazal çıkıntının frontal kısmı alını, nazal parçası stomadeumun sınırını ve burunu meydana getirir. Maksiler çıkıntıdan maksilla, temporal kemiğin yassı parçası ve zigomatik kemik, mandibuler çıkıntıdan ise mandibula gelişir. Dördüncü haftanın sonunda, frontonazal çıkıntının kalınlaşmasıyla (nazal plaklar) burun ve nazal kavite taslakları meydana gelir. Bu plakların kenarlarındaki mezenşim çoğalarak medial ve lateral nazal çıkıntılar denilen at nalı biçimindeki yükseklikleri oluştururlar. Lateral nazal çıkıntıdan burun kanatları, medial nazal çıkıntıdan ise burun septumu gelişir. İntermaksiller segmentten filtrum, maksillanın premaksiller kısmı ve bu bölgedeki dişeti, primer damak ve iki adet üst kesici diş gelişir. Sekonder damak, maksilla çıkıntılarının iç yüzeylerinden uzanan iki mezenşim çıkıntısından 6. haftada gelişmeye başlar. Lateral damak çıkıntıları birbirlerine doğru uzarlar ve dilin üzerinde horizontal konuma gelirler. Bu çıkıntılar, giderek birbirine yaklaşır ve orta hatta birleşir [36].

Maksilla anatomisi

Kafatası kemiklerinin beyni çevreleyen kısmına *nörokranyum*; nazal sinüsleri, ağız boşluğunu, farinksi, yüzü oluşturan kısmına *visserokranyum* denir. Kafatasının yaklaşık %25'ini içeren visserokranyumun büyük bir kısmını ise çeneler oluşturur. Nörokranyum da kendi arasında ikiye ayrılır; kafa tabanı kemikleri ve kalvaryum. Kafa tabanı kemikleri encondral kemikleşme ile oluşur. Kalvaryum ve yüz kemikleri ise intramembranöz kemikleşir [37].

Maksillanın bir gövdesi ile processus zygomaticus, proc. frontalis, proc. alveolaris ve proc. palatinus olmak üzere 4 adet çıkıntısı vardır. Maksillanın anterolateral yüzeyi yanağın ön kısmının iskeletini oluşturur. Orta hatta, maksillanın iki taraftaki alveolar prosesleri intermaksiller suturde buluşur ve apertura piriformis adı verilen nazal fossanın açıklığını oluşturmak üzere lateral olarak ayrılır. Apertura piriformisin alt sınırında, orta hatta, anterior nazal spina denilen kemik çıkıntısı yer alır. Maksillanın anterolateral yüzeyinde fossa caninadan oluşan bir içbükeylik söz konusudur. Superiorda maksillanın anterolateral yüzeyi orbita tabanını oluşturur. İnfraorbital kenarın altında maksiller sinirin ve maksiller arterin infraorbital dalının fasiyal plana çıktığı infraorbital foramen bulunur. Maksillanın posterolateral yüzeyi (infratemporal yüzey) infratemporal fossanın ön duvarını oluşturur. Maksillanın anterolateral ve posterolateral yüzeyleri zygomatik prosesden birinci molar dişin olduğu alandaki alveolar kemiğe uzanan bir kemik sırtta buluşur. Bu sırta zygomatiko-alveolar krest denir. İnfratemporal yüzeyin posterior konveksitesine tuber maksilla denir ve posterior maksiller dişleri ilgilendiren posterior superior alveolar sinir ile ilişkili küçük foraminalleri içerir. Zygomatik proses maksillanın hem anterolateral hem de posterolateral yüzeylerinden uzanır. Maksilla gövdesinin altında üst dişleri içeren alveolar proses bulunur. Nazal fossanın lateral duvarı büyük ölçüde maksillanın medial yüzeyinden oluşur. Maksilla gövdesinin merkezinde, en büyük paranasal sinüs olan maksiller sinüs bulunur. Maksiller sinüsün şekli piramide benzer. Tabanı burunun lateral duvarına, tepesi maksillanın zygomatik prosesine bakar. Sinüsün anterior duvarı maksillanın fasiyal yüzeyi, posterior duvarı maksillanın infratemporal yüzeyidir. Maksiller sinüsün çatısından infraorbital damar-sinir paketi; ön duvarından ise anterior superior alveolar damar-sinir paketi geçer. Posterior superior alveolar sinir ve damarları sinüsün posterior yüzeyindeki kanallardan geçer. Maksiller sinüsün medial duvarında burunun orta meatusuna açılan sinüs ostiumu yer alır. Bu açıklık sinüs tabanının çok üstünde yer aldığından, drenaj için pozisyonu uygun değildir. Bu nedenle maksiller sinüs enfeksiyonları cerrahi müdahale gerektirebilir. Üst çene posterior bölgedeki dişlerin kökleri maksiller sinüs ile ilişkili olabilir. 1. ve 3. molarların ve 2. premoların kökleri sinüsten biraz daha uzakta yer alabilirken, sinüs ile en yakın ilişki 2. molar dişin kökleri (özellikle palatinal kök) arasındadır. Bazı durumlarda kök ile sinüs arasında sadece mukoza bulunur. Bu nedenle bu bölgedeki cerrahi müdahaleler sırasında oral kavite ve maksiller sinüs arasında oluşabilecek oroantral fistülden kaçınmak adına dikkatli olunmalıdır. Maksiller sinüs çok sayıda goblet hücrelerinin de bulunduğu solunum epiteli ile döşenmiştir. Sinüs, infraorbital sinir ve maksiller sinirin superior alveolar dalları tarafından innerve edilir. Maksiller sinüsün önünde lakrimal fossa adı verilen derin dikey bir

oluk yer alır. Bu fossa, nazolakrimal kanalı oluşturmak için lakrimal kemiğin alt kenarını karşılar. Maksiller sinüsün arkasında, palatinal kemiğin dik plakası ile daha büyük palatinal sinir ve arteri taşıyan bir kanala dönüştürülen palatinal fossa uzanır. Maksillanın tabanı palatinal kemiğin horizontal laminası ile birlikte sert damağı oluşturur. Maksillanın palatinal prosesleri orta hatta birleşerek median palatal suturu oluşturur. Anteriorda, santral kesici dişlerin arkasında nazopalatin sinirin içinden geçtiği insisiv kanal bulunur. Maksillanın palatinal prosesleri arka tarafta palatinal kemiğin horizontal laminası ile transvers palatal suturu oluşturur. Bu kavşakta, içinden büyük palatinal damar-sinir paketinin geçtiği büyük palatinal foramen yer alır. Bu foramenin arkasında daha küçük palatinal foramenler vardır. Palatinal kemiğin horizontal laminasının arka sınırında posterior nazal spina adı verilen bir kemik çıkıntısı bulunur. Sert damağın arka kenarına, tensor veli palatini kaslarının tendonları tarafından oluşturulan yumuşak damağın aponeurozu tutunur [38].

Maksiller alveoler kemik anatomisi

Maksiller alveoler kemik, maksillanın gövdesinden aşağıya doğru uzanır ve soket içerisinde yer alan dişleri destekler. Alveollerin şekli dişlere uygulanan fonksiyonel taleplerle ilgilidir. Diş kayıplarının yaşandığı durumlarda alveollerde rezorbsiyon görülür. Alveoler proses 2 kortikal kemik tabakasından ve bunların aralarında dişlerin yerleştiği soketlerden oluşur. Her soketin arasında interalveol veya interdental septa uzanır. Her soketin formu ve derinliği desteklediği dişe göre değişir. Çok köklü dişlerde soket interradyiküler septa tarafından bölünür. Ön grup dişlerin soketlerinin apikali nazal fossaya, arka grup dişlerin soketlerinin apikali maksiller sinüse yakınlık gösterir. İç tarafta ince bir kompakt kemik tabakası diş soketini kaplar ve diş ile bu tabaka arasında periodontal ligament bulunur. Dış tarafta bukkal/labial ve palatinal/lingual yüzeylerde daha kalın kompakt kemik tabakası iç ve dış alveolar plakları oluşturur. Bu alveoler plaklar arasında bölgeye bağlı olarak değişen miktarlarda spongioz kemik bulunur. Kortikal ve spongioz kemiğin bu kombinasyonu minimum ağırlıkta maksimum dayanıklılığı sağlar [38].

Alveoler kemiğin rezorbsiyon paterni

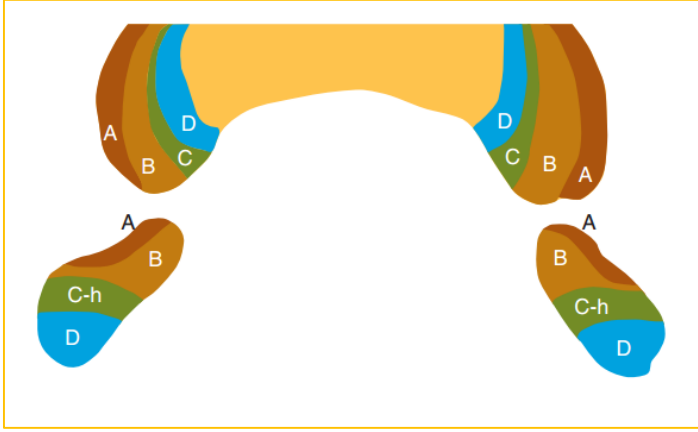
Diş kaybından sonra yaşanan alveoler kemik kaybı kronik, progresif ve kümülatif bir kemik rekonstrüksiyon hastalığıdır. Çeşitli lokal ve sistemik faktörler rezidüel kret rezorbsiyonuna yol açabilir (Çizelge 2.2.) [39].

Çizelge 2.2. Rezidüel kemik rezorpsiyonuna yol açan faktörler

Lokal faktörler	Sistemik faktörler
1. Diş çekimi sonrası ortaya çıkan kret şekli, kalite ve kantitesi gibi durumlar 2. Dişsizlik 3. Dişsiz krete protez üzerinden aktarılan ısırma kuvvetleri	1. Hastanın yaşı 2. Cinsiyeti 3. Kalsiyum eksikliği 4. Kalsiyum ve potasyum metabolizması bozuklukları 5. Sistemik osteoporozis 6. Çeşitli hormon dengesizlikleri

Dişsiz anterior maksillanın rezorbsiyonu, anterior mandibulaya göre daha yavaş gerçekleşiyor gibi görünmesine rağmen anterior mandibuladaki mevcut kemiğin orijinal yüksekliği anterior maksilladan 2 kat fazladır. Sonuçta maksiller atrofi daha yavaş gerçekleşmesine rağmen, bir implant hastası için potansiyel kemik aynı sıklıkla etkilenir. Dişsiz anterior maksiller kret boyutundaki değişiklikler özellikle çoklu diş çekimlerinin yapıldığı vakalarda oldukça çarpıcı (yükseklik ve genişlikte % 70'e varan değişim) olabilir. Ayrıca birçok hasta, maksiller protez yapılmadan önce diş çekimi sonrası eş zamanlı alveolektomi prosedürleriyle de kemik kaybeder. Rezidüel kret maksillada palatinal, mandibulada lingual yönde diş pozisyonuyla ilişkili olarak kaybedilen diş sayısına bakılmaksızın çenelerin tüm bölgelerinde rezorbe olur. İlk kemik kaybından sonra, maksilla orta hatta doğru rezorbe olmaya devam eder. Ancak mandibular bazal kemik orijinal alveoler kemik pozisyonundan daha geniştir ve geç mandibula rezorbsiyonunun daha fasiyal yönde ilerlemesine neden olur. Bu durum, mandibula pozisyonunda belirgin bir değişime ek olarak, protez kullanan kişinin, protrusiv bir çene ve alt dudağa sahip klasik bir görünüme yol açar (Şekil 2.1.) [40].

Posterior maksilla kemik hacmini diğer bölgelere göre daha hızlı kaybeder. Periodontal hastalık sadece diş kaybından önce kemik kaybına neden olmakla kalmaz; aynı zamanda diş çekiminden sonra da alveoler kemik kaybına sebep olabilir. Ayrıca diş kaybından sonra maksiller sinüs kret tepesine doğru genişler. Sonuç olarak, posterior maksilla, diğer intraoral bölgelere kıyasla kemik ogmentasyonuna daha sık ihtiyaç duyar [40].



Şekil 2.1. Maksilla ve mandibuladaki rezorbsiyon paterni

Cawood ve Howell 1988 yılında yayınladıkları çalışmada 300 kafatası üzerinde rezorbsiyon paternini değerlendirmiş ve şu sonuçlara ulaşmışlardır: [41]

- Bazal kemikte pek fazla değişiklik görülmez. Görülen değişiklikler uygun olmayan protez ve yük dağılımı ile ilişkili olabilir.
- Alveoler kemikte vertikal ve horizontal rezorbsiyon bir arada görülür.
- Rezorbsiyon paterni bölgeler arasında farklılık gösterir. Maksillada ve anterior mandibulada vertikal ve horizontal yönde kemik kaybı; posterior mandibulada daha çok vertikal yönde kemik kaybı izlenir.
- Rezorbsiyonun miktarı bölgeler arasında farklılık gösterir.

Alveoler kemik sınıflamaları

Dental implantlardaki başarı oranı mevcut kemiğin hem hacminden hem de yoğunluğundan etkilenir. Kemik yoğunluğu ve hacminin doğru analizi klinikte hasta seçimi, implant tipi ve cerrahi teknik ile ilgili karar vermeyi kolaylaştıracaktır. Kemik yoğunluğunu ve şeklini değerlendirmek için çeşitli sınıflama sistemleri geliştirilmiştir [42].

Kemik kalitesi açısından alveoler kemik sınıflaması

1970 yılında Linkow [43] kemik yoğunluğunu 3 kategoride sınıflamıştır:

Sınıf 1: İdeal kemik yapısı, küçük kansellöz boşlukları olan eşit aralıklı trabeküllerden oluşur.

Sınıf 2: Kemik paterni daha düzensiz, biraz daha büyük kansellöz boşluklara sahiptir.

Sınıf 3: Kemik trabekülleri arasında geniş kemik iliği boşlukları vardır.

Linkow sınıf 3 yapıdaki kemiğe uygulanan implantların gevşek bağlantıya sahip olacağını, sınıf 2'nin tatmin edici sonuçlar vereceğini ve sınıf 1'in implant destekli protezler için en ideal ortamı sağlayacağını belirtmiştir [44].

1985 yılında Lekholm ve Zarb [45], alveoler kemiğin yoğunluğunu 4 gruba ayırarak sınıflamıştır (Şekil 2.2.):

Sınıf 1: Neredeyse bütün çene homojen kortikal kemikten oluşur.

Sınıf 2: Kalın kortikal kemik tabakası yoğun bir trabeküler kemik tabakasını çevreler.

Sınıf 3: İnce kortikal kemik tabakası yoğun bir trabeküler kemik tabakasını çevreler.

Sınıf 4: İnce kortikal kemik tabakası düşük yoğunluklu trabeküler kemik tabakasını çevreler.



Şekil 2.2. Lekholm ve Zarb'ın alveoler kemik kalitesi sınıflaması

Konuyla ilgili literatür incelendiğinde, Schnitman ve ark., Lekholm ve Zarb'ın tanımladığı sınıf 2 ve 3 kemik yapısında bulunan implantların sağ kalım oranları arasındaki farkı % 10 bulmuştur [46]. Johns ve ark. sınıf 3 kemikteki implant başarısızlık oranını % 3, sınıf 4 kemikteki oranı % 28 olarak rapor etmiştir [47]. Smedberg ve ark. sınıf 4 kemikteki implant başarısızlık oranını % 36 olarak belirtmiştir [48]. Standart cerrahi uygulama, protetik yaklaşım ve implant dizaynı ile bütün kemiklerde aynı sonuca ulaşamaz. Ayrıca bu literatür verileri, implantların sağ kalım oranları için kemik yoğunluğunun da önemli olduğunu ve kemik yoğunluğuna göre farklı protokoller uygulanabileceğini göstermektedir [44].

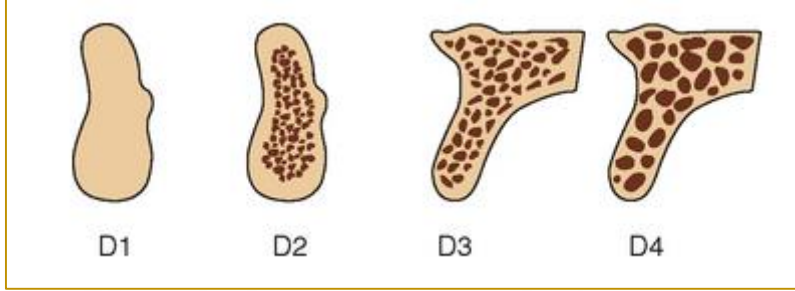
1988 yılında Misch [49] kemik yoğunluğunu 4 kategoride sınıflamıştır (Şekil 2.3.):

D1 kemik: Yoğun kortikal kemiktir.

D2 kemik: Yoğun kortikal kemiğe ve kalın trabeküler kemiğe sahiptir.

D3 kemik: Daha ince kortikal ve trabeküler kemiğe sahiptir.

D4 kemik: Neredeyse hiç kortikal kemik yoktur.



Şekil 2.3. Misch'in alveoler kemik kalitesi sınıflaması

D1 kemik maksillada neredeyse hiç görülmez; nadiren mandibulada görülebilir. Mandibulada ise anteriorda daha sık görülür. D2 kemik mandibulada en sık görülen kemik tipidir. Özellikle anterior mandibulada olmak üzere posterior mandibulada da görülebilir. Maksillada D2 kemiğin görülme olasılığı mandibulaya göre daha düşüktür. Maksillada da posterior bölgeye nazaran anterior ve premolar bölgede görülme olasılığı daha yüksektir. D3 kemik maksillada oldukça yaygındır. Anterior maksilla ve özellikle premolar bölgede olmak üzere posterior maksilla sıklıkla D3 kemiğe sahiptir. Hastaların posterior mandibulasının neredeyse yarısı D3 kemiğe sahipken, anterior mandibulaların % 25'inde D3 kemik görülebilir. En yumuşak kemik olan D4 kemik en sık posterior maksillada özellikle molar bölgede ya da sinüs greft ogmentasyonunun ardından görülür. Daha düşük olasılıkla anterior maksillada da D4 kemik görülebilir [44].

Periapikal ve panoramik radyografiler kemik yoğunluğunun değerlendirilmesinde yararlı olmayabilirler. Çünkü lateral kortikal tabaka trabeküler kemik görüntüsünü sıklıkla engeller. Ayrıca özellikle D2 ve D3 kemikteki farklılık bu tip radyografilerde gözle net olarak anlaşılamayabilir. Bu nedenle kemik yoğunluğunun belirlenmesi amacıyla bilgisayarlı tomografiler (BT) kullanılabilir. Bilgisayarlı tomografiden aksiyel görüntüler elde edilir. Her aksiyel görüntü 260000 piksele sahiptir ve her pikselin doku yoğunluğu ile ilgili bir BT numarası (Hounsfield birimi) vardır. Genel olarak yüksek BT numarası dokunun daha yoğun olduğunu gösterir. Misch [44], Hounsfield birimi ile kemik yoğunluğu arasındaki ilişkiyi şu şekilde kurmuştur :

D1 kemik: >1250 Hounsfield birimi

D2 kemik: 850-1250 Hounsfield birimi

D3 kemik: 350-850 Hounsfield birimi

D4 kemik: 150-350 Hounsfield birimi

Kemik miktarı açısından alveoler kemik sınıflaması

Dişsiz çenelerdeki kemik rezorpsiyonu ile ilgili çok sayıda sınıflama yapılmıştır. Cawood ve Howell, Misch ve Judy, Lekholm ve Zarb rezorbe kemiği sınıflandıran araştırmacıların önde gelenleridir [41,45,50].

Cawood ve Howell'in [41] 1988'de yapmış oldukları maksilla ve mandibuladaki rezorpsiyon sınıflaması halen kullanılmaktadır. Bu sınıflamaya göre 6 grup kret vardır (Şekil 2.4.):

Sınıf I: Dişli kret

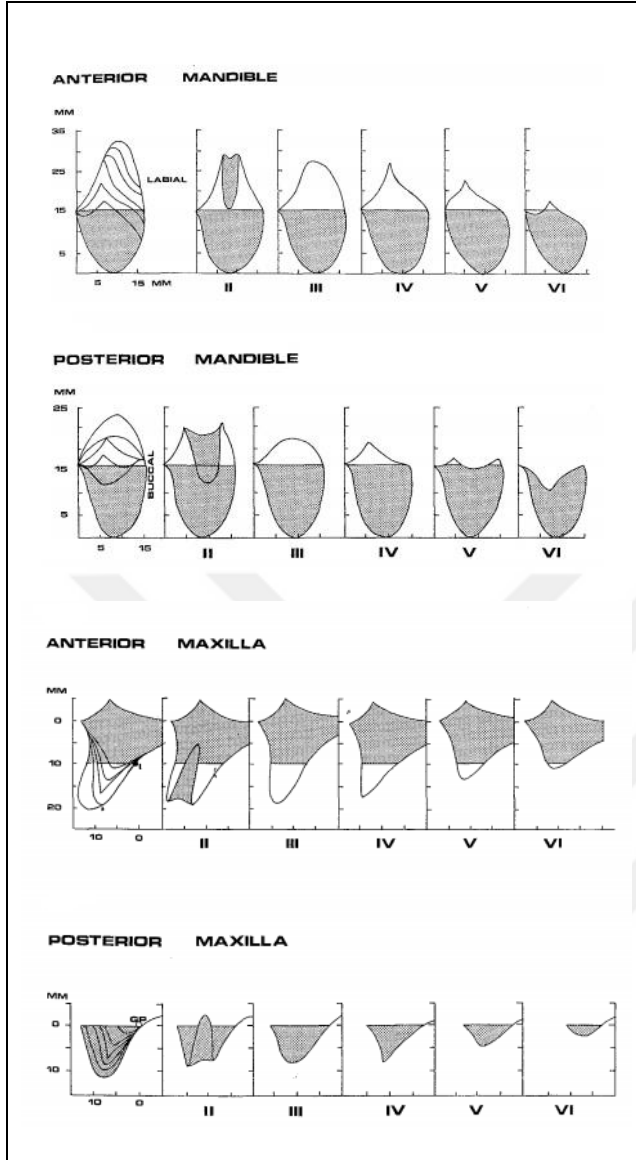
Sınıf II: Diş çekimi sonrası iyileşmesini yeni tamamlamış kret

Sınıf III: Uygun yükseklik ve genişlikte olan, yuvarlak formdaki kret

Sınıf IV: Uygun yükseklikte olan, ancak genişliği yetersiz olan bıçak sırtı formundaki kret

Sınıf V: Genişliği ve yüksekliği yetersiz olan düzleşmiş formdaki kret

Sınıf VI: Çeşitli derecelerde bazal kemik kaybını içeren, basık, negatif forma sahip kret



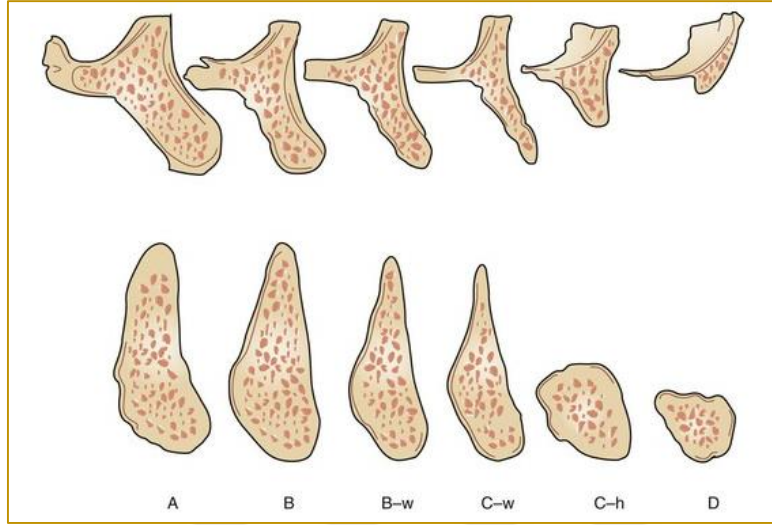
Şekil 2.4. Cawood ve Howell'in alveoler kemik şekli sınıflaması

Misch ve Judy [50], alveoler kemik şeklini 4 temel gruba, 6 sınıfa sınıflamıştır. Bu sınıflamada "h" harfi yetersiz yüksekliği, "w" harfi yetersiz genişliği ifade etmektedir. Çekim sonrası kalan mevcut kemiğin durumu, yükseklik-genişlik miktarı, uygulanacak tedavi seçeneklerini de içeren bir sınıflamadır (Şekil 2.5.):

A: Diş çekiminin takibinde kalan kemiktir. Tüm boyutlarda kullanılabilen uygun bir kemiktir. B: Az veya orta derecedeki rezorpsiyon durumudur. Genellikle yeterli kemik yüksekliği vardır, ancak kemik genişliği azalmış olabilir.

C: Tek veya daha fazla boyutta (yükseklik, genişlik, kemik açısı, kron boyu/ kemik yüksekliği oranı) yetersiz olan kemiktir. Mevcut kemikte önce genişlikte, daha sonra yükseklikte azalma olur.

D: Uzun dönem dişsizlik ve sonucundaki rezorpsiyonla beraber, alveolar proçes bazal kemiğin de rezorpsiyonuyla tamamen kaybedilir ve yaygın atrofi ile karakterizedir.



Şekil 2.5. Misch ve Judy'nin alveoler kemik şekli sınıflaması

Lekholm ve Zarb [45], alveoler kemik şeklini 5 grupta sınıflamışlardır:

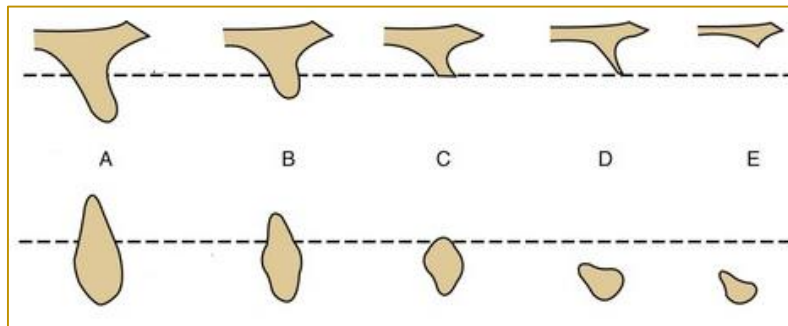
A: Alveoler kemiğin çoğu mevcut

B: Rezidüel krette az miktarda rezorbsiyon mevcut

C: Rezidüel krette rezorbsiyon ileri düzeyde, sadece bazal kemik alanı mevcut

D: Bazal kemikte az miktarda rezorbsiyon mevcut

E: Bazal kemikte ciddi rezorbsiyon mevcut



Şekil 2.6. Lekholm ve Zarb'ın alveoler kemik şekli sınıflaması

Kısmi dişsiz arkların sınıflaması

Diş hekimleri arasında etkili iletişimi sağlamak ve hastalar için en uygun tedavi planını tartışmak için kısmi dişsiz arkların sınıflandırılması oldukça önemlidir. Kısmi dişsiz arklar çeşitli yöntemlere göre sınıflandırılmıştır. E. Kennedy tarafından önerilen Kennedy sınıflaması sadeliği ve uygulama kolaylığı nedeniyle en yaygın kullanılan sınıflamadır [51].

Kennedy sınıflaması kısmi dişsiz arkları 4 kategoriye ayırmaktadır: [51]

Sınıf 1: Doğal dişlerin arkasında çift taraflı dişsiz boşluk olan grup

Sınıf 2: Doğal dişlerin arkasında tek taraflı dişsiz boşluk bulunan grup

Sınıf 3: Boşluk sahanın önünde ve arkasında diş bulunan tek taraflı grup

Sınıf 4: Doğal dişlerin önünde tek, fakat orta çizginin iki tarafında boşluk bulunan grup

2.2. Dental İmplantlar

Maksilla ya da mandibuldaki diş kaybından sonra, alveol kret yüzeyine veya içine cerrahi olarak yerleştirilen ve üzerine sabit ya da hareketli protetik üst yapının uygulanacağı alloplastik materyallere ‘dental implant’ denir [40].

2.2.1. Dental implantlarda osseointegrasyon kavramı

Osseointegrasyon, bir implant gövdesine doğrudan kemik desteğinin olması olarak tanımlanır [52,53].

İmplant osseointegrasyonunun biyolojisi

İmplantasyona doku cevabı

İmplantın kemik içine yerleştirilmesinin ardından ilk iskeletsel yanıt kemik ile implant arasında hematoma oluşumu ile başlar; mezenşimal doku gelişimi, intramembranöz kemikleşme yoluyla örgü kemik formasyonu ve örgü kemiğin lameller kemiğe dönüşümü

ile devam eder. Kemik içine yerleştirilen implant ile temasa geçen ilk biyolojik yapı kandır. Alyuvarları, plateletleri ve inflamatuvar hücreleri içeren kan hücreleri implantı çevreleyen bölgeye göç eder ve burada aktive olarak sitokin, büyüme ve farklılaşma faktörleri salgılar. Kan hücrelerinin implant ile ilk etkileşimleri sonucu pıhtı oluşur. Oluşan fibrin matrisi, osteojenik hücrelerin göçü ve bu hücrelerin farklılaşması (osteoindüksiyon) için bir iskelet (osteokondüksiyon) görevi görür. Osteojenik hücreler, implant yüzeyinin çoğuyla doğrudan temas halindeyken osteoid dokuyu ve sonunda lameller kemiğe dönüşecek olan yeni trabeküller kemiği oluşturur [54,55].

İmplant çevresindeki kemiğin osteogenezisi

Peri-implant osteogenezisi, konakçı kemikle temasta ya da uzakta gerçekleşebilir. Uzak osteogenezisi, kemikten implant yüzeyine doğru gelişen yeni oluşturulmuş peri-implant kemik trabekülleri anlamına gelir. Tersine temas osteogenezisi, implanttan iyileşme kemiğine doğru gelişen yeni oluşturulmuş peri-implant kemiğini ifade eder. Yeni oluşan kemik trabekül ağı, implantın biyolojik olarak sabitlenmesini sağlar. Birçok mezenşimal hücre içerir ve geniş kan damarlarını çevreler. İnce kalsifiye osteoid doku tabakası osteoblastlar tarafından doğrudan implant yüzeyinde birikir. İmplantasyondan birkaç gün sonra osteoblastlar direk temasta oldukları implant yüzeyine kollajen matriks depolamaya başlar. İmplant yüzeyine yeni kalsifiye matriksin birikimi sonrası örgü kemik ve kemik trabekülleri düzenlenir. Örgü ve trabeküller kemik implant-kemik ara yüzündeki ilk boşluğu doldurur. Bu 3 boyutlu düzenli ağ yapısı erken implant yüklemesine karşı güçlü bir direnç sunar. İmplant çevresindeki erken trabeküller kemik oluşumu, cerrahiden 10-14 gün sonra başlar ve implantın biyolojik fiksasyonuna karşılık gelen doku sabitlemesini sağlar. Biyolojik fiksasyon, implantın yerleştirilmesi sırasında elde edilen mekanik anlamdaki primer stabiliteden farklıdır. Daha sonra örgü kemik aşamalı olarak yeniden düzenlenir ve yüksek mineralleşme sonucu lameller kemik oluşur. İmplantasyondan 3 ay sonra, titanyum implantların çevresinde örgü ve lameller kemiğin karışık dokusunun bulunması beklenir [56].

İmplant çevresindeki kemiğin remodelasyonu

İmplant yüzeyine temas eden kemik strese ve mekanik yüklemeye uyum sağlamak için morfolojik olarak remodelasyona uğrar. Remodelasyon sırasında, yeni osteon daireleri uzun

eksenleri implant yüzeyine paralel ve implantların uzun eksenine dik olacak şekilde sıralanır. Osteoid dokusu osteoblastlar tarafından üretilen osteogenezin devam ettiğini gösterir. Remodelasyona uğramış kemik implant yüzeyinden 1 mm'ye kadar uzayabilir [57,58].

Osseointegrasyona etki eden faktörler

Çeşitli faktörler osseointegrasyonu arttırabilir ya da inhibe edebilir. Osseointegrasyonu arttıran faktörler arasında implant tasarımı ve kimyasal bileşimi, implantın yüzey topografisi, malzemesi, şekli, uzunluğu, çapı, implant yüzey işlemleri gibi implanta ait faktörler bulunur. Ayrıca konak kemiğin durumu ve kendine özgü iyileşme potansiyeli, implant üzerine uygulanan mekanik stabilite ve yükleme koşulları, kemik grefti gibi faktörler de osseointegrasyonu etkiler. Osseointegrasyonu inhibe eden faktörler arasında aşırı implant hareketliliği, implantın uygunsuz gözenekli yapısı, radyoterapi, bazı farmakolojik ajanlar, osteoporoz, romatoid artrit, ileri yaş, beslenme eksiklikleri, sigara tüketimi ve böbrek yetmezliği bulunur [56].

2.2.2. Dental implantlarda stabilite

İmplant stabilitesi, kemik ve implant yüzeyi arasında direk yapısal ve fonksiyonel bağlantı olan osseointegrasyon için önemli rol oynamaktadır [53,59].

Dental implantlarda stabilite, primer ve sekonder stabilite olmak üzere 2 aşamada gerçekleşir [60]. Primer stabilite çoğunlukla kortikal kemik ile mekanik bağlanma sonucu ortaya çıkar. Sekonder stabilite, kemik rejenerasyonu ve remodelasyonu yoluyla ortaya çıkan biyolojik stablitedir [59,61]. Osseointegrasyon ve başarılı iyileşme için en önemli kriterlerden biri olan primer stabilite, implant dizaynına (çapına, uzunluğuna ve yiv özelliklerine) ayrıca cerrahi tekniğe, lokal kemiğin kalitesine ve miktarına bağlıdır [62,63]. Sekonder stabilite ise primer stabliteden, kemik modeli ve remodelasyonundan, implant yüzey özelliklerinden etkilenir [64].

Başarılı ve sürdürülebilir implant stabilitesi istenen bir klinik sonuçtur [65]. Bu nedenle implant stabilitesi ölçüm yöntemleri implant başarısının değerlendirilmesi bakımından oldukça önemlidir. İmplant stabilitesini değerlendirmek amacı ile çeşitli yöntemler kullanılmaktadır (Çizelge 2.3.) [66].

Çizelge 2.3. Dental implantlarda kullanılan stabilite ölçüm yöntemleri

Dental implant stabilite ölçüm metotları	
Histolojik Analiz	Ters Yönlü Tork Testi
Radyolojik Analiz	Çekme-İtme Testi
Hekimin Algısı	Gerilim Testi
Perküsyon Testi	Periotest®
Kesme Direnci Analizi	Rezonans Frekans Analizi
Yerleştirme Torku Ölçümü	

İmplant stabilite ölçüm testlerinin amaçları: [67]

İmplantların yükleme zamanları hakkında bilgi vermesi

İmplant stabilitesinin objektif ölçümü erken yükleme konusunda hekimin karar vermesine yardımcı olabilir. İmplant stabilitesi hakkındaki spesifik değerler, immedat yükleme için bir dahil etme kriteri olarak görev yapabilir.

Her hastaya özgü avantajlı olan protokolün seçimi

İmplant stabilitesinin objektif ölçümü sayesinde hekimler hastaya özgü protokol seçimleri konusunda daha iyi kararlar alabilirler. Başka bir deyişle, düşük implant stabilite ölçümleri immedat yüklenmenin tedavi sonucunu tehlikeye sokacağını gösterdiğinde, iki aşamalı protokol uygulanabilirken; yüksek implant stabilite ölçümlerinin kaydedildiği durumlarda implant hemen yüklenebilir.

Yüklemenin kaldırılması gereken durumlar

İmplant stabilitesinin objektif ölçümü yüklemenin kaldırılması ile ilgili doğru kararların alınmasını destekler. Sennerby ve Meredith, immedat yüklenmiş geçici bir protezi kalıcı bir protezle değiştirirken "düşük implant stabilite değerleri hakkında aşırı yüklemenin ve devam eden başarısızlığın bir göstergesi olabileceğini" belirtmişlerdir [68]. Düşük implant stabilite değerleri saptandığında yüklemenin ortadan kaldırılmasını; hatta ek implant yerleştirerek kalıcı protezi yüklemeden önce stabilite değerlerinin artışının beklenmesini önerirler.

Hasta-hekim arasındaki iletişimi olumlu yönde desteklemesi

İmplant stabilite ölçümleri hekim ve hasta arasındaki iletişimin gelişmesine yardımcı olur. Hekim karar vermenin temeli olarak öznel yargılardan ziyade ölçülebilir değerleri hastaya ifade ettiğinde tedavi seçeneklerini açıklamak daha kolaydır.

Vaka dokümantasyonu sağlaması

Objektif implant stabilite ölçümleri, ileride faydalı olabilecek implant tedavilerinin klinik sonuçlarını belgelemek için kullanılabilir.

2.2.3. Dental implant endikasyonları

- Total ya da parsiyel dişsiz hastalar
- Maksillofasiyal defektler
- Aşırı rezorbe kretin eşlik ettiği total diş eksiklikleri
- Hareketli bölümlü protez kullanımı sırasında zorlanan hastalar
- Hareketli protez kullanmayı reddeden hastalar
- Dişsiz alana komşu dişlere diş kesimi yaptırmak istemeyen hastalar
- Biyomekanik açıdan oldukça uzun dişsiz alan içeren sabit protez hastaları
- Herhangi bir dişsiz sahada veya tam protezin bulunduğu yumuşak dokularda meydana gelen ciddi değişiklikler
- Oral muskuler koordinasyon bozukluğu bulunan hastalar
- Protez stabilizasyonuna katkıda bulunmak amacıyla
- Tam protezlerden beklentisinin yüksek olduğu hastalar
- Aşırı bulantı refleksi olan hastalar
- Sayısı ve konumu yetersiz destek diş varlığında
- Mevcut tek diş eksikliğinde
- Endodontik ya da cerrahi olarak tedavi edilemeyen dişlerde çekimi takiben implant uygulaması [69]

2.2.4. Dental implant kontrendikasyonları

- İntravenöz bifosfonat kullanımı

- Akut ya da terminal dönemdeki hastalıklar
- Psikiyatrik bozukluklar
- İmplant bölgesini içeren radyoterapi
- Kontrol altında alınamamış metabolik hastalıklar
- Büyüme çağındaki bireyler
- İmplant cerrahisi bakımından kemik kalınlığı, yüksekliği ve kalitesinin yetersizliği
- Uygunsuz motivasyon ve yetersiz oral hijyen
- Gebelik
- Protetik olarak restore edilemeyecek vakalar
- İlaç bağımlılığı, aşırı alkol ve sigara tüketimi
- İmplant yerleştirilecek bölgeyi içeren çeşitli periodontal hastalıklar
- Parafonksiyonel alışkanlıklar
- Hastanın gerçekçi olmayan estetik beklentileri [69]

2.2.5. Dental implant cerrahisinde dikkat edilmesi gereken anatomik yapılar

İmplant cerrahisi öncesi detaylı bir değerlendirme yapmak hem cerrahiyi kolaylaştırır hem de operatif ve postoperatif komplikasyonları azaltır. Maksilla ve mandibulada implant cerrahisi sırasında dikkat edilmesi gereken birden çok anatomik yapı mevcuttur.

Mandibulada dental implant cerrahisi yapılırken mandibuler kanal ve içindeki nörovasküler oluşumlar, mental foramen ve mental nörovasküler oluşumlar, insisiv kanal ve içindeki nörovasküler oluşumlar, sublingual, submental, mylohyoid arterler-mandibulanın lingual korteksi, lingual sinir, lingual arter ve ven, submandibuler fossa korunmalıdır [70].

Maksillada dental implant cerrahisi yapılırken de insisiv foramen ve içindeki nörovasküler oluşumlar, major palatinal foramen ve içindeki nörovasküler oluşumlar, infraorbital arter, sinir ve arteriyel anastomozlar, nazal kavite ve maksiller sinüs korunmalıdır [70].

2.2.6. Dental implant uygulamalarında karşılaşılan komplikasyonlar

Misch ve Wang [71] dental implant uygulamalarında karşılaşılan komplikasyonları 4 kategoride değerlendirmişlerdir (Çizelge 2.4.).

Çizelge 2.4. Dental implant uygulamalarında karşılaşılan komplikasyonlar

Tedavi planı ile ilgili komplikasyonlar	Anatomi ile ilgili komplikasyonlar	Prosedür ile ilgili komplikasyonlar	Diğerleri
Hatalı açılama	Sinir hasarı	Primer stabilite eksikliği	İatrojenik
Uygunsuz implant lokalizasyonu	Kanama	Mekanik komplikasyonlar	İnsan hatası
İletişim eksikliği	Kortikal tabaka perforasyonu	Mandibula fraktürleri	
	Komşu dişin devitalizasyonu	Yutma ve aspirasyon	
	Sinüs perforasyonu		

Tedavi planı ile ilgili komplikasyonlar

Kapsamlı ve iyi organize edilmiş tedavi planları başarılı implant tedavisine ve uzun vadeli hasta memnuniyetine yol açar. Hasta seçimi başarı veya başarısızlığın en önemli belirleyicisidir [71].

Hatalı açılama

Bukko-lingual, apiko-koronal ve mesio-distal pozisyonlar göz önünde bulundurularak uygun implant açısının gelecekteki proteze göre belirlenmesi gerekir. Sadece mevcut kemiğe göre implantları yerleştirmek sıklıkla uzun süreli biyomekanik dengesizliğe ve zayıf estetik sonuçlara yol açar. Oklüzyon dışında kalan vakalar için çeşitli kurtarma teknikleri olsa da (özel ya da açılı abutment kullanımı gibi) ameliyatın başında implantın açısının doğru bir şekilde planlanması gerekir. Bu amaçla cerrahi kılavuzlar implantın yerleştirme açısının kontrol edilmesine yardımcı olabilir. Doğal dentisyonda mandibuler dişler linguale eğimlidir. İmplant yerleştirilirken buna dikkat etmek gerekir. Aksi takdirde bu durum lingual konkavitenin perforasyonuna, lingual boşluğun daralmasına veya lingual arterin zarar görmesine sebep olabilir. Yanlış implant düzenlemesine yol açan bir başka problem türü ise osteotomi sırasında parmak dayanağının kullanılmasıdır. İmplant kavitesinin hazırlanması sırasında parmak dayanağının kullanılması, implant drillerinin uzunluğu nedeniyle drilin sabitlenmiş ele doğru açılmasıyla sonuçlanabilir. Bu durum hatalı implant açılmasına sebep olur [71].

Uygunsuz implant lokalizasyonu

Komşu dişler implant gövdesinden en az 1,5 mm uzakta olmalı ve yatay kemik kaybını önlemek ve estetiği korumak için bitişik implantlar arasında 3-4 mm'den fazla mesafe olmalıdır [72,73]. Ayrıca protez üzerindeki ek baskıları ve crossbite'ı önlemek için oklüzyon hattına göre ortalanmalıdır [71].

İletişim eksikliği

Ameliyat sonrasında ortaya çıkabilecek durumlar (enfeksiyon, kanama, şişlik, ağrı, parestezi, nevralji, kırık, eklem ağrısı, kas spazmı, diş hassasiyeti, konuşma değişikliği, trismus) hakkında hastanın bilgilendirilmesi gerekir. Ameliyat sonrası iyileşme süresi boyunca bir komplikasyon meydana gelirse, acil durumda kullanabileceği irtibat bilgilerinin verilmesi önerilir [71].

Anatomi ile ilgili komplikasyonlar

Sinir hasarı

Alt çeneye uygulanan implant cerrahisi sırasında inferior alveolar, mental, insisiv ve lingual sinire dikkat etmek ve korumak gerekir. Mandibuler kanal panoramik filmde tam olarak izlenemeyebilir; bilgisayarlı tomografi ile değerlendirmek daha doğru sonuçlar verebilir. Sinir hasarının olası nedenleri arasında zayıf flep tasarımı, travmatik flebin yarattığı yansıma, yanlış yapılan intranöral enjeksiyonlar, yüksek flepte mental sinirde traksiyon, osteotominin penetrasyon derinliği ve implant gövdesinin mandibuler kanala baskı uygulaması sayılabilir [71]. Inferior alveoler sinirin hasar görmesine engel olabilmek için bazı klinisyenler mandibuler sinir bloğu yerine lokal infiltratif anesteziyi önermişlerdir [74]. Bu yaklaşım dril ile çalışılırken implant kavitesinin kanala çok yakın olmasını önlemek için yapılan bir tedbirdir. Aşırı penetrasyon sonucunda alveoler kortikal kısmı drile direnç koyarken, spongios kısıma geldiğinde bir anda nörovasküler yapının içine düşebilir. Hazırlanan implant kavitesinin apikali mandibuler kanalın kortikal tabakasının 1 mm üzerinde yer almalıdır. Cerrah implantın nöral anatomik yapıya çok yakın olduğu konusunda herhangi bir şüpheye düşerse radyografi almalıdır. Eğer implant nöral yapıya invaze olmuş durumdaysa implantın çıkarılması ve buraya daha kısa bir implantın yerleştirilmesi gerekir.

Birkaç gün içinde ya da aylar sonra küçük sinir hasarları genellikle iyileşir ancak kalıcı sinir hasarı da oluşabilir [71].

Kanama

Dental implantlarla ilişkili ağır hemoraji şeklinde majör komplikasyonlar gelişebilir. Goodacre ve ark., implant ile ilişkili kanama komplikasyonlarının %24 oranda görülme sıklığına sahip olduğunu bildirmişlerdir [75]. Potansiyel nedenler arasında yumuşak dokudaki arterlerin insizyonu, osteotomi hazırlığı ve lateral sinüs duvarı kaldırma prosedürleri vardır. Risk bölgeleri arasında sublingual fossa ve lingual korteksi içeren posterior mandibula da bulunur. Posterior superior alveoler ve infraorbital arterler maksiller alveoler kretin yaklaşık olarak 19 mm üzerinde yer alır ve bu arterlerin anastomozları sinüs lift ameliyatında lateral pencere preparasyonu sırasında risk oluşturabilir [71].

Kortikal tabaka perforasyonu

Bukkal kortikal tabakanın kalınlığı bölgeye göre değişiklik gösterir. Travmatik diş çekimleri kret genişliğinde belirgin azalmaya neden olabilir. Osteotomi sırasında, çok ince bukkal kemik tabakasının olduğu alana implantın yerleştirilmesi sırasında veya yan yana yerleştirilen implantların birbirine çok yakın olması durumunda fenestrasyon ya da dehiscens tarzda implant defekti görülebilir. Böyle bir durumda implant yerleştirilmesi sırasında membranlı ya da membransız partiküler kemik grefti ile düzeltme, primer stabilite sağlandığı sürece yapılabilir. Bukkal veya lingual kemiğin perfore olma ihtimalinin yüksek olduğu alanlarda flepsiz implant cerrahilerinden kaçınılmalıdır [71].

Sinüs membranı komplikasyonları

Maksiller posterior bölgede minimum rezidüel krestal kemik (<5 mm) varlığında maksiller sinüse yakınlık dental implantlar için problem yaratabilir. Bu tip vakalarda maksiller sinüs lift teknikleri posterior maksillaya uygun implantı yerleştirebilmek için vertikal yüksekliği arttırabilmek adına kabul edilebilir bir prosedür olmuştur. Sinüs komplikasyonları sıklıkla bu cerrahi işlem sırasında membran perforasyonunun gerçekleşmesiyle ortaya çıkar. İmplantın tamamının kemik içinde olmayıp bir kısmının sinüs membran mukozası ile ilişkili

olması bir diğer komplikasyondur. Daha az sıklıkla görülen başka bir komplikasyon ise dental implantın maksiller sinüse migrasyonudur [71].

Komşu dişin devitalizasyonu

Komşu dişlerin implant cerrahisinden önce detaylı bir şekilde değerlendirilmesi gerekir. Pulpal ve periradiküler durumlar, kök rezorbsiyonları ve geniş restorasyonlar kimi zaman gözden kaçabilmektedir. İmplant cerrahisi sonrası alevlenen endodontik problemlili komşu dişlerin neden olduğu implant patolojileri pek çok çalışmada rapor edilmiştir [76,77]. Şüpheli edilen komşu dişlere vitalite testlerinin ve radyografik incelemenin yapılması gerekir. Endodontik patoloji tespit edilirse, implant cerrahisinden önce kanal tedavisinin yapılması ya da dişin çekilmesi iyileşme boyunca implantın mikrobiyal invazyonunun engellenmesi ve muhtemel başarısızlığı önlemek adına önemlidir [71].

Prosedürle ilgili komplikasyonlar

Mekanik komplikasyonlar

Osteotomi sırasında cerrahi travma ile ilişkili mekanik komplikasyonlar görülebilir. Ericsson ve Albrektsson tarafından, tavşanlar üzerinde yapılan çalışmada 1 dakikadan daha uzun süren, dril osteotomisi sırasında 47 °C’de kemik rezorbsiyonu olduğu rapor edilmiştir [78]. Buna göre kemik drillenirken sıcaklık ya da süre artarsa osseointegrasyon için zararlı etkiye neden olan nekrotik doku meydana gelebilir. Ayrıca yoğun kortikal kemikte, drilin apikal yönde ilerleyebilmesi için daha fazla basınç uygulanması gerektiğinden, spongios yapıdaki kemiğe kıyasla osteotomi sırasında daha fazla sıcaklık artışı görülebilir. Osteotomi sırasında aşırı preparasyon ya da aşırı ısınma inaktif ya da aktif periimplantitis lezyonlarına neden olabilir. İmplant yerleştirildikten 1 ay sonra bile periapikal radyolusent alan radyografide izlenebilir. İnaktif lezyona örnek olarak daha fazla prepare edilmiş alana daha kısa implant yerleştirilmesi verilebilir. Klinik olarak bu lezyonlar asemptomatiktir ve radyografide periapikal radyolusent alan şeklinde izlenir. Bu radyolusent alan stabil kaldığı implant ile entegre olduğu sürece tedavi gerektirmez. Fakat cerrahi işlem sırasında mikrobiyal invazyona sebep olabilecek implant kontaminasyonu ya da ilgili bölgede daha önceden var olan inflamasyonlar (örneğin endodontik lezyonlar) aktif enfeksiyona neden olabilir [71].

Primer stabilite yokluğu

Primer stabilite yokluğu cerrahi bir komplikasyondur. Primer stabilitesi olmayan implantların çıkarılması ya da daha geniş çaplı implantın yerleştirilmesi gerekebilir. Stabil olmayan implant, implant başarısızlığına neden olan fibrotik kapsül oluşumuna yol açabilir [71].

Mandibula fraktürü

Mandibula en sık kırılan fasiyal kemiktir. İmplant cerrahisi için şiddetli atrofik mandibulada özellikle monokortikal greft ve ridge-split cerrahilerinde bu risk artar. Mandibula fraktürlerinin bir diğer nedeni kullanılan uzun implantlar olabilir. İmplant çapının ve uzunluğunun doğru planlanması bu açıdan da önemlidir [71].

Yutma ve aspirasyon

İmplant cerrahisinde kullanılan enstrümanlar oldukça küçük olduğundan oral kaviteye kolaylıkla düşebilir ve hasta tarafından kazara yutulabilir ya da aspire edilebilir. Aspire edilmesi durumunda hayatı tehdit edecek akut hava yolu obstrüksiyonlarına neden olabilir [71].

2.2.7. Dental implant sınıflaması

Dental implantlar kemikle olan ilişkilerine göre; kemik üzerine yerleştirilen (subperiosteal implantlar), kemik boyunca uzanan (transosteal implantlar) ve kemik içerisine yerleştirilen (endoosseoz implantlar) implantlar olarak sınıflandırılabilir [79].

Subperiosteal implantlar

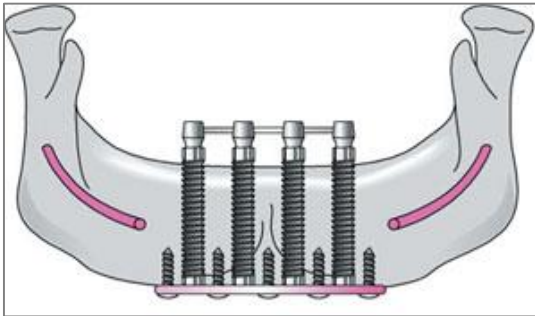
Kemiğin üzerinde, periosteumun altında olacak şekilde dizayn edilen, her iki çeneye de uygulanabilen, fibrointegrasyon ve kemik desteği ile stabil halde kalan kafes şeklinde hazırlanmış implantlardır (Şekil 2.7). Bu tip implantlarda stresler protezden geniş alanla desteklenen kemiğe dağıtılır. Endosseoz implantların yerleştirilmesinin zor olduğu aşırı derecede rezorbe olmuş çeneler için kullanılabilir [80].



Şekil 2.7. Subperiosteal implant

Transosteal (transmandibuler) implantlar

İleri derecede atrofik mandibulanın tedavisi için geliştirilen; aslında tüm implant tipleri arasında en travmatik olan ve teknik duyarlılık isteyen implant tipidir (Şekil 2.8.). Transosteal implantlarda mandibulanın altına yerleştirilen bir plak, bu plaktan çıkan simfiz bölgesinden kemik içerisine doğru ilerleyen 5 kortikal vida ve kretten oral kaviteye açılan 4 transosteal posttan oluşur. Travmatik olması, uygulama zorluğu, postların etrafında aşırı kemik kaybı görülmesi, mandibula fraktürleri, enfeksiyon, parestezi, postların etrafındaki hiperplazi yöntemin dezavantajları arasındadır [79,81].

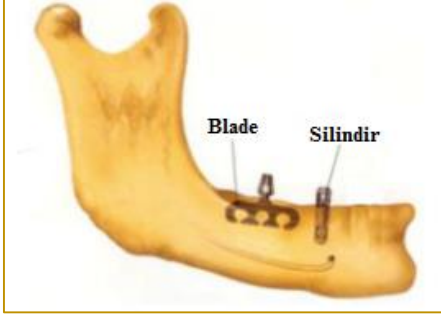


Şekil 2.8. Transmandibuler implant

Endoosseoz implantlar

Endoosseoz implantlar kemik içerisine yerleştirilen implantlardır (Şekil 2.9.). Maksilla ya da mandibulada yeterli kemiğin olduğu alana uygulanabilen, stabilizasyonunu osseointegrasyon ile sağlayan ve günümüzde en yaygın kullanılan implant çeşitidir. En önemli alt grubu kök formundaki implantlardır. Geçmişte blade, pin ya da plaka gibi çeşitli

formlarda kullanılmıştır. Günümüzde endosteal implantlar kısmi ya da total dişsizlik vakalarında kullanılmak üzere tek köklü diş formunda dizayn edilmiştir [40].



Şekil 2.9. Endoosseoz implantlar

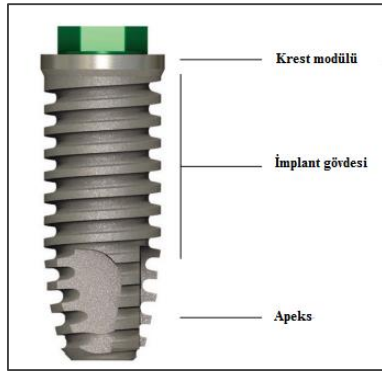
Kemik iyileşmesi sırasında sadece implant gövdesinin yerleştirildiği, abutment ve implant gövdesinin ayrı olduğu sistem daha sık kullanılmakla birlikte, abutment ve implantın birarada bulunduğu sistemler de bulunmaktadır. Yıllar içerisinde 2 parçalı implant sistemleri tek aşamalı, iki aşamalı ve immediat yaklaşım olmak üzere 3 farklı cerrahi yaklaşımla uygulanmıştır. İki aşamalı cerrahide, ilk kemik iyileşmesi gerçekleşene kadar implant gövdesi kemik içinde, yumuşak dokunun altında kalır. Tek aşamalı bir cerrahi yaklaşım sırasında implant gövdesi ve yumuşak dokunun üstündeki başlık ilk kemik olgunlaşması gerçekleşene kadar yerleştirilir. Bu yaklaşımda yumuşak dokunun üstündeki başlığı yerleştirmek için ikinci bir cerrahiye ihtiyaç kalmaz. İmmediat yaklaşımda ise implant gövdesi ve protetik abutment ilk ameliyatta yerleştirilir. Ameliyatı takiben 2 hafta içerisinde abutmenta (genellikle kısmi dişsiz hastalarda oklüzal temasın dışında bırakılarak) bir protetik restorasyon yapılır. Endosteal kök formundaki implantların silindirik, konik ve bunların kombinasyonu olmak üzere 3 ana tipi vardır [40].

Silindirik formdaki implantların kemiğe mikroskobik olarak tutunabilmeleri için bir yüzey kaplamasına (hidroksiapatit, titanyum plazma spreyi gibi) ya da özel bir yüzey koşuluna ihtiyaç vardır. Silindirik implantlar genellikle hazırlanmış bir kemik bölgesinin içerisine itilerek yerleştirilir. Konik formdaki implantlar biraz daha küçük hazırlanmış kemik bölgesine yerleştirilir ve ilk kemik fiksasyonu için makroskobik retansif eleman olan yivlere sahiptir. Ayrıca yüzey kaplamasına da sahip olabilirler. Kombinasyon tipi implantlar ise hem silindirik hem konik formu implantların makroskobik özelliklerine sahiptir. Ayrıca yüzey özelliklerinin değiştirilmesiyle mikroskobik retansiyondan da yararlanabilir. Genel bir kural

olarak, kombinasyon implant tasarımı baskıya uygun bir cerrahi yaklaşıma (silindirik implantlar gibi) ve oklüzal yükler için makroskobik bir implant tasarımına sahiptir [40].

2.2.8. Dental implant gövdesi bileşenleri

Dental implant gövdesi Şekil 2.10.'da gösterildiği üzere; kret modülü, implant gövdesi ve apeks bölgesi olmak üzere 3 bölümde değerlendirilir [40].



Şekil 2.10. İmplant gövdesi bileşenleri

İmplant gövdesi

Silindirik implant dizaynının avantajı, ulaşılması zor alanlarda bile yerleştirme kolaylığı sağlamasıdır. Ayrıca kapama vidası implant yerleştirilmeden önce implanta takılabilir. Örneğin maksilla posterior bölgede karşılaşılabilecek çok yumuşak D4 tipi bir kemiğe implant yerleştirilirken, hekim yivli implant dizaynına rotasyon yaptırarak implantı yerine yerleştirmek zorundadır. Bu durum implantın başlangıç fiksasyonunun kaybına yol açabilir. Silindirik implant bu tip yumuşak kemiklerde el ile baskı uygulanarak yerine yerleştirilebileceği için başlangıçta implantın fiksasyonunu sağlamak daha kolaydır. Silindirik implant sistemleri tek diş implant uygulamalarında özellikle komşu dişin klinik kron boyunun uzun olduğu vakalarda da avantaj sağlar. Çünkü bu tip vakalarda konik implantı yerleştirmek için ilave uzatıcı ekipmana ihtiyaç duyulur. Çoğu silindirik implantın yüzeyi pürüzsüzdür ve mermi şeklindedir. Kemik retansiyonu için biyoaktif yüzey kaplamasına sahiptir ve bu özel yüzey kaplaması implantın kemikle kontakt alanını artırır [40].

Konik implant gövdesi en sık kullanılan implant dizaynıdır. Yivler V şeklinde, payanda, ters payanda ve kare şeklinde olabilir. V şeklindeki yivler klinikte en uzun süre kullanılan dizayndır. Yivli implant gövdesi kemik-implant temas alanını arttırmak ve oklüzal yükleme sırasında stresin azaltılması için dizayn edilmiştir. Ayrıca yivli implant gövdesi, implantın yerleştirilmesi sırasında kemikle mekanik retansiyonun artmasını da sağlar [40].

Krest modülü

İmplantın krest modülü 2 aşamalı implant sistemlerinde protetik komponentleri sabitlemek için dizayn edilmiş implant gövdesi bileşenidir. Ayrıca implant gövdesinden implantın transosteal bölgesine geçiş kısmını temsil eder. Abutment bağlantı alanı, genellikle abutmentin oturduğu bir platforma sahiptir; platform, aksiyel oklüzal yüklere karşı fiziksel bir direnç sunar. İmplant gövdesi oklüzal yükleme altında ortaya çıkan stresi kemiğe iletecek bir tasarıma sahip olmasına rağmen krest modülü genellikle bakteri istilasını azaltmak için tasarlanmıştır. Krest modülü, pürüzsüz, parlatılmış bir yüzey olduğundan genellikle servikal boyun olarak adlandırılır. Krestal kemik kaybının yaşandığı durumlarda plak tutulumunun az olması için yüzeyinin pürüzsüz olması gereklidir [40].

Apeksi

İmplantın apeks kısmı genellikle hazırlanan kaviteye başlangıçta yerleştirme kolaylığı sağlaması için konikleştirilir. Bir implanta antirotasyonel özellik, implant gövdesinin apikal bölgesi boyunca uzanan oluklar ya da delikler sayesinde verilebilir [40].

İmplantın protetik bileşenleri: Abutment

Abutment, implantın bir protezi veya implant üst yapısını destekleyen kısmıdır. Abutment tasarımı ve materyaliyle ilgili pek çok seçenek vardır. Abutmentin üst yapı ile bağlantısı 3 farklı şekilde sağlanabilir: (1) Abutment ve üst yapı bağlantısı bir fiksasyon vidası aracılığıyla sağlanabilir, (2) Abutment ve üst yapı bağlantısı bir siman aracılığıyla sağlanabilir, (3) Hareketli protezler için abutment ve üst yapı bağlantısı özel ataçmanlar aracılığıyla sağlanabilir. Ayrıca abutment ile implant gövdesi arasındaki aksiyel ilişki düz ya da açılı abutment ile tarif edilir [40].

2.2.9. Dental implant makrogeometrisi

İmplant çapı

İmplant çapı, implantın en geniş olduğu alanda yivin tepesinden implantın karşı tarafında bulunan aynı noktaya kadar ölçülen boyuttur. Mevcut implantlar 3-7 mm çapında değişiklik gösterir. İmplant çapı hem cerrahi hem protetik gereksinimler göz önüne alınarak belirlenir. Alveoler kemiğin kortikal tabakalarından maksimum stabilite elde etmek için, implantların genişliği mümkün olduğu kadar bukkal ve lingual tabakaların çoğundan destek alacak şekilde tasarlanmıştır. Kısmi dişsiz veya tek diş eksikliği olan vakalarda kullanılan implantlar, komşu doğal dişlerin sınırlarına da uymalıdır. Biyomekanik açıdan bakıldığında, daha geniş çaplı implantların kullanımı, kemiğe maksimum miktarda bağlanmayı ve böylelikle çevredeki kemiğe stresin daha iyi dağıtılmasını sağlamaktadır. Geniş çaplı implantların kullanılması protez bileşenlerinin daha yüksek tork ile yerleştirilmesine de izin verir. Bununla birlikte geniş çaplı implantların kullanımı alveoler kemiğin genişliğine ve estetik gereksinimlere de bağlıdır [82].

İmplant uzunluğu

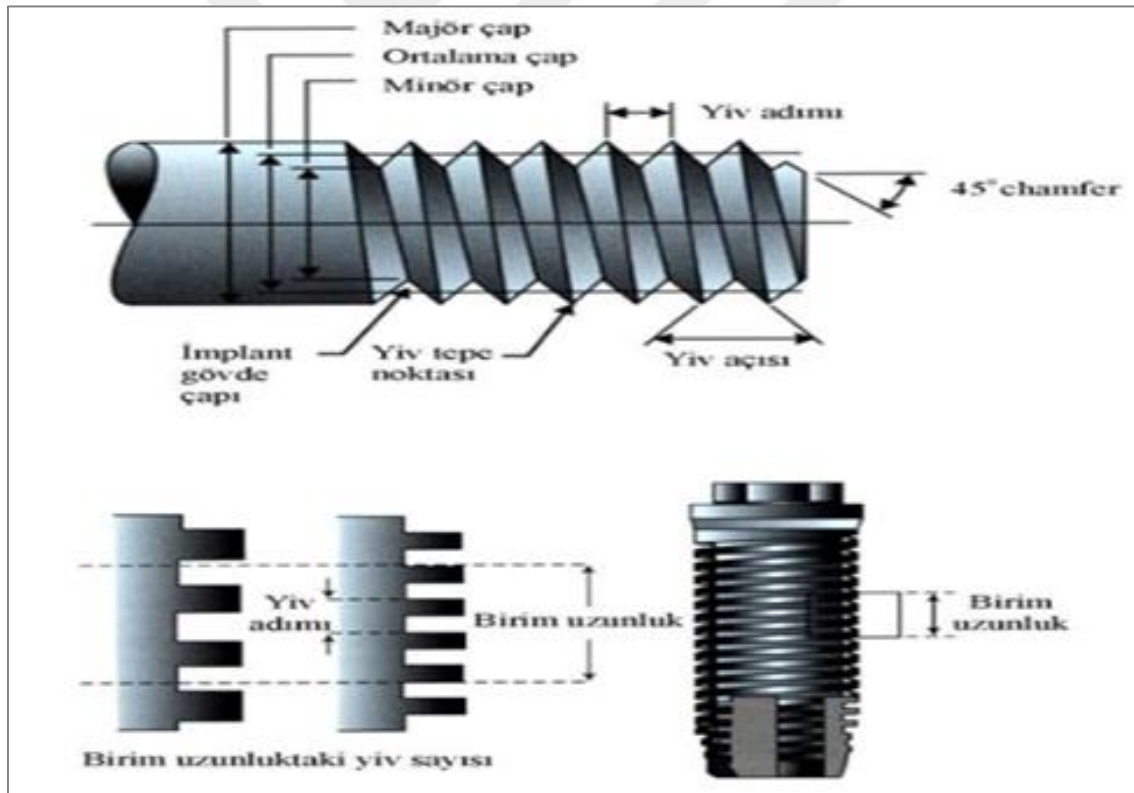
İmplant uzunluğu platformdan implant apeksine kadar ölçülen boyuttur [82]. Uzunluk ve başarı oranı arasında doğrusal bir ilişkinin olduğu kanıtlanmış olmamasına rağmen, çalışmalar daha kısa implantların istatistiksel olarak daha düşük başarı oranına sahip olduğunu göstermiştir [83,84]. Çoğu implant şirketi tarafından üretilen en kısa implant uzunluğu 7 mm'dir. Çenelerdeki anatomik yapıların ve mevcut kemiğin vertikal yüksekliğinin yarattığı kısıtlamalar nedeniyle kısa implantlar kullanılabilir. Fakat kısa implantların kullanımı pek fazla önerilmez; çünkü kemik-implant arayüzünde ortaya çıkabilecek aşırı stresleri önlemek adına oklüzal kuvvetlerin geniş bir yüzey alanına dağılması gerekir [82]. Al-Johany ve ark., implant çapına ve uzunluğuna göre implant sınıflamasını şematize etmişlerdir (Çizelge 2.5.) [85]

Çizelge 2.5. İmplant çapına ve uzunluğuna göre implant sınıflaması

İmplant çapı	Ekstra dar	Dar	Standart	Geniş
Ölçüm (x)	< 3.0 mm	$3 \geq x > 3.75$ mm	$3.75 \geq x > 5$ mm	≥ 5 mm
İmplant uzunluğu	Ekstra kısa	Kısa	Standart	Uzun
Ölçüm (x)	≤ 6 mm	$6 \geq x > 10$ mm	$10 \geq x > 13$ mm	≥ 13 mm

Yiv geometrisi

İmplantların kemik ile temas alanını arttırmak amacıyla implantlara yivler eklenmiştir. Yivler primer stabilizasyonun artırılmasını ve kemik-implant ara yüzeyindeki streslerin azaltılmasını sağlar [86]. Tasarımları yiv şekli, yiv adımı ve yiv derinliğine göre değişiklik göstermektedir (Şekil 2.11.) [87].

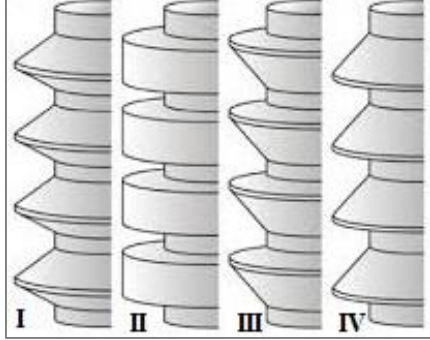


Şekil 2.11. İmplant geometrisi

Yiv şekli

Payanda (ters payanda), kare ve V şeklinde olmak üzere 3 temel yiv şekli vardır (Şekil 2.12.). Yivli implantlar silindirik ve konik tasarımlarda kullanılabilir [40]. İdeal yiv şeklinin,

oklüzal kuvvetleri kemik-implant ara yüzeyine azaltarak iletmesi ve özellikle bu ara yüzeyde en yıkıcı kuvvet olan kesme tipi stresi azaltması gerekir [88].



Şekil 2.12. İmplant yiv tasarımları: I. V şekilli, II. Kare, III. Payanda, IV. Ters payanda

Yiv adımı

Yiv adımı birim alandaki yiv sayısını ifade eder. Yiv sayısının artması durumunda birim alandaki yiv adımı da artar. Dolayısıyla implantın kemikle temas eden yüzey alanı da artar [40].

Yiv derinliği

Yiv derinliği, en geniş çaptaki yiv ile implant gövdesinin en derin noktası arasında farktır [40].

2.2.10. İmplant materyalleri

İdeal bir implant materyalinde bulunması gereken özellikler: [89]

- İritan, alerjik ve kanserojen özellik göstermemelidir.
- Dokuların fiziksel özellikleriyle biyomekanik açıdan uyumlu olmalıdır.
- Mekanik kuvvetler altında fiziksel değişiklikler göstermemelidir.
- Korozyona karşı dirençli olmalıdır.
- Çevresindeki dokularla biyouyumluluk göstermelidir.
- Hafif, dayanıklı ve aşınmaya karşı dirençli olmalıdır.
- Ekonomik olmalıdır.

Üretim aşamasında kullanılan implant materyalleri metaller, seramikler ve polimerler olmak üzere 3 gruba ayrılır. Yerleştirildikleri dokuda oluşturdıkları biyolojik yanıtı göre ise biyotolere, biyoinert ve biyoaktif olarak sınıflandırılır. Biyotolere materyaller, yerleştirildikleri dokuda ret cevabı oluşturmazlar. Fakat materyalin etrafında fibröz kapsül meydana gelir. Biyoinert materyallerin yüzeylerinde apozisyon ve bunun sonucunda osseointegrasyon görülür. Biyoaktif materyallerde ise yüzeyde yeni kemik oluşumu ve çevre dokuyla kimyasal bağlantı görülür. Bu nedenle biyoinert ve biyoaktif materyaller osteokondüktif materyal olarak değerlendirilirler [90].

Titanyum

Titanyum biyolojik olarak inerttir ve yüzeyinde metali ortamdan ayıran bir titanyum oksit tabakasının kendiliğinden oluşması nedeniyle korozyona karşı yüksek dirence sahiptir. Bu oksit tabakasının kalınlığı 3-10 nm arasındadır. Titanyum yüzeylerde bulunan koruyucu ve stabil oksit tabakası uygun osseointegrasyonu sağlar. Oksit tabakasının stabilitesi tabakanın yapısına ve kalınlığına bağlıdır. Dental implantlarda titanyumun oldukça biyouyumlu olmasını sağlayan bu oksit tabakasıdır [91].

Titanyum ve titanyum alaşımları günümüzde dental implant üretiminde tercih edilen materyaldir. Alaşım olmayan titanyum, 1-4 arasında çeşitli saflık derecelerine sahiptir. Derecelendirme korozyon direnci, kırılma ve dayanıklılık ile ilgilidir: 1. derece, en yüksek saflığa, en yüksek korozyon direncine, biyomimlenebilirliğe ve en düşük dayanıklılığa sahip iken; 4. derece en yüksek dayanıklılığa ve orta derecede şekillendirilebilirliğe sahiptir. Dental implantların çoğu en yüksek dayanıklılığa sahip olduğu için 4. derecedeki alaşım olmayan titanyumdan yapılır [91].

Dental implant yapımında kullanılmak üzere titanyum alaşımları özel olarak üretilir. Kullanılan spesifik alaşım, saf titanyumdan daha yüksek akma dayanımına ve yorulma dayanımına sahip olan 5. derece titanyum alaşımıdır. Genellikle 5. Derece alaşım Ti-6Al-4V olarak belirtilir ve kimyasal kompozisyonu %6 alüminyum, %4 vanadyum ve %90 titanyum içerir. Avantajları üstün korozyon direnci, yüksek yorulma dayanımı ve düşük elastik modülüdür [91].

Alaşım olmayan saf titanyum sınırlı mekanik özelliklere sahiptir. Özellikle ısırma kuvvetlerinin yüksek olduğu posterior bölgede mekanik özellikleri daha iyi olan Ti-6Al-4V alaşımlar tercih edilmelidir [91].

Zirkonyum

Seramik implantların ilk jenerasyonu alüminyum oksitten yapılmıştır. Alüminyum oksit implantlar osseointegre olmuş fakat biyomekanik özellikleri tatmin edici bulunmamıştır. Sonuç olarak 1990'ların başında piyasadan geri çekilmiştir. Zirkonyum dioksit (zirkonya) seramikler, geliştirilmiş özellikleri sayesinde alüminyum oksite alternatif bir materyal olmuştur. İlk olarak kron ve abutment yapımında kullanılmıştır. Günümüzde tetragonal zirkonya polikristalleri dental implantlar için tercih edilen seramiktir [92].

Zirkonyanın beyaz, opak rengi, biyouyumluluğunun iyi olması ve bakteri plağına düşük afinite göstermesi tercih edilme nedenlerinden sadece birkaçıdır. İn vitro deneylerde mutajenik veya kanserojenik bir etki görülmemiştir. Zirkonya ayrıca düşük ısı iletkenliği, yüksek bükülme dayanıklılığı (900-1200 MPa), uygun kırılma direnci, aşınma ve korozyon direnci gibi çeşitli umut verici fiziksel ve mekanik özelliklere sahiptir [92]. Ayrıca çok düşük bir ihtimal olmasına rağmen, titanyum korozyona maruz kalabilir; dolayısıyla, uzun ömürlülük ve dayanıklılığı teorik olarak zirkonyumdan daha düşüktür [91].

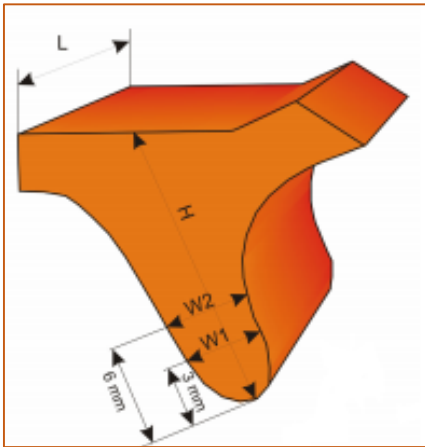
Zirkonyumun en önemli dezavantajı kimi zaman oluşan kırılmalardır. Bunun en büyük nedeninin düşük sıcaklıkta veya ortamda su varlığında zirkonyumun degradasyona uğramasının olduğu düşünülmektedir [92].

Başlıca endikasyonu anterior restorasyonlarda metallerin yerine geçmesi ve restorasyonun estetik özelliklerini geliştirmesidir [91]. Dişeti ile uyumunun değerlendirildiği çalışmalarda; zirkonyumun titanyuma göre daha az plak tuttuğu ve dişeti uyumunun titanyumdan daha iyi olduğu gösterilmiştir. Ayrıca bazı durumlarda titanyum implantlarda yaşanan dişeti kenarında metal yansıma yapmadığı için doğala en yakın görüntü zirkonyum implantlarla sağlanabilmektedir. Bu sonuç estetik beklentilerin yüksek olduğu anterior bölgede önem arz etmektedir [93].

2.2.11. Anterior maksillaya uygulanan dental implant cerrahisi

İmplantın başarı kriterleri arasında sağlıklı bir osseointegrasyon ve fonksiyonel bir rehabilitasyonun yanı sıra estetik gereksinimleri karşılaması da yer alır. Optimal estetikte implant rehabilitasyonu için yeterli kemik hacminin, optimal implant pozisyonunun (mesiodistal, apikokoronal, bukkolingual ve açısı), stabil ve sağlıklı implant çevresi yumuşak dokuların, estetik yumuşak doku konturlarının ve ideal profilin sağlanması gerekir. İmplant destekli tek diş restorasyonlarında kemik desteğinin seviyesi ve çevresindeki yumuşak doku boyutları implant tedavisinin estetik sonuçlarını etkileyen önemli faktörleri oluşturmaktadır. Alveoler kemik kreti implant ve komşu dişler arasındaki papilin varlığını da etkiler. Ayrıca implant destekli restorasyonların komşu dentisyon ile simetrik olması gerekmektedir [94].

Optimal implant pozisyonunun sağlanabilmesi adına komşu diş ile implant arasında en az 1.5 mm mesafenin olabilmesi için komşu dişler arasındaki mesiodistal mesafenin 6-9 mm olması gerekir. Apikokoronal implant pozisyonu komşu serviko-enamel hattın 2 mm aşağısında olmalıdır. Doğal bukkal ve proksimal restoratif kontur, implantın bukkal kemik çıkıntısından 3-4 mm dışarı doğru yönlendirilmesiyle sağlanabilir. İmplantın boyun kısmının önündeki bukkal tarafta en az 2 mm kemik bırakılmalıdır. Başarılı sonuçlar için her implantın çevresindeki kemik kalınlığının en az 1 mm olması gerekmektedir. Juodzbals ve Raustia estetik bölgenin dental implant tedavisi için çene kemiği hakkında yapılan bir sınıflandırma sistemi önermişlerdir (Şekil 2.13.) (Çizelge 2.6.) [94].



Şekil 2.13. Dişsiz maksilla segmenti. (H: yükseklik, W: kalınlık, L: genişlik)

Çizelge 2.6. Dental implant tedavisinde estetik bölge için çene kemiği sınıflaması

Dişsiz çenelerdeki segment parametreleri		Dişsiz çenelerdeki segment tipleri (risk dereceleri)		
		Tip I (düşük risk)	Tip II (orta dereceli risk)	Tip III (yüksek risk)
Yükseklik (mm)	Maksilla	>10	$8 > x \geq 10$	≤ 8
	Mandibula	>10	$8 > x \geq 10$	≤ 8
Kalınlık (mm)		Optimal implant çapı + 3	Optimal implant çapı + < 3	Optimal implant çapı + ≤ 0
Genişlik (mm)		Kontralateral diş eşit	Kontralateral diş ile asimetrik < 1	Kontralateral diş ile asimetrik ≥ 1
Alveoler kemikteki vertikal pozisyonu (mm)		≤ 1	$1 > x \geq 3$	> 3
İnterdental kemiğin tepe noktasının yüksekliği (mm)	Mesial	3-4	$1 \geq x > 3$	< 1
	Distal	3-4	$1 \geq x > 3$	< 1

2.3. Sonlu Elemanlar Stres Analizi

Sonlu elemanlar stres analizi (SESA), bir yapıdaki kritik gerilme ve sapmanın lokalizasyonu ve büyüklüğünü bulmak için kullanılabilecek sayısal bir yöntemdir. SESA'da, bir mühendislik yapısı daha basit geometriye ve teorik çözüme sahip olan daha küçük bölgelere (elemanlara) bölünmüştür. Elemanlar tüm yapıyı temsil eder ve yapının tamamının çözümüne katkıda bulunur. Yapının tam geometrisini, özellikle de keskin eğrileri temsil etmek zordur. Genel olarak, çok dereceli bir polinom (daire, parabol, kübik eğri vb.) düz bir eleman kenarı ile yaklaşırlır. Bu nedenle, bir eğriyi çok sayıda düz kenar ile temsil etmek gerekir [95].

Karmaşık geometriye ve yüke sahip mühendislik yapılarının analiz edilmesi çok zordur. Bununla birlikte, SESA ile bu tip bir yapı kolayca analiz edilebilir. Bu analizi yapabilmek için yapının geometrisini ve sınır koşullarını çok iyi bilmek gerekir. SESA yazılımı gerilmeler, sapmalar ve reaksiyonlar ile sonuçların yorumlanmasında kullanılan araçları içeren bir çözüm sunar. Bir yapıyı modellemek için tekniklerin kapsamlı bir şekilde anlaşılması gerekir; sınır koşulları ve prosedürün sınırlamaları çok önemlidir. Bu teknikte yapı çok küçük fakat sonlu boyutlu elemanlara ayrılmıştır. Bu nedenle sonlu eleman analizi

adı verilir. Bu elemanların bireysel davranışları bilinmektedir ve bu bilgiye dayanarak tüm yapının davranışı belirlenir [95].

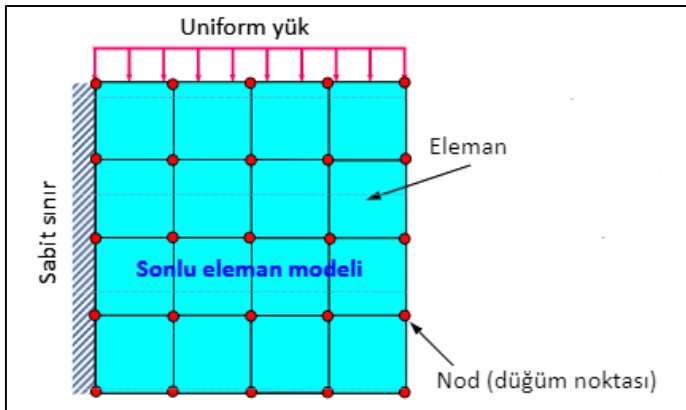
2.3.1. SESA’da kullanılan çözüm tekniği

Sonlu eleman analizinde problemin çözümü 3 aşamada gerçekleşir: [95]

- Yapının modellenmesi ya da hazırlık (pre-proccesing) aşaması
- Analiz aşaması
- İşlem sonu düzenleme (post-processing) aşaması

Yapının modellenmesi ya da hazırlık (pre-proccesing) aşaması

Yapı bir bilgisayar destekli tasarım (CAD) programı kullanılarak modellenir. Son SESA modeli, tüm yapıyı toplu olarak temsil eden elemanlardan oluşur. Elemanlar sadece yapının bölümlerini değil; aynı zamanda mekanik davranışını ve özelliklerini de simüle eder. Basit geometriye sahip bölgeler daha az sayıda eleman ile temsil edilebilirken; geometrinin karmaşık olduğu bölgelerde şekli doğru bir şekilde temsil etmek için eleman sayısının artırılması gerekir. Elemanlar düğümlerde birleştirilir (Şekil 2.14). Hazırlık aşamasında yapının geometrisi ile birlikte yapının sınır şartları, yükleri ve mekanik özellikleri de tanımlanmaktadır. Bu nedenle hazırlık aşamasında tüm yapı tamamen geometrik model tarafından tanımlanır. Düğüm ve elemanlarla temsil edilen bu yapıya ağ modeli (mesh) denir [95].



Şekil 2.14. Temsili sonlu eleman modeli

Analiz aşaması

Analiz aşamasında, geometri, sınırlamalar, mekanik özellikler ve yükler, her elemanın matriks denklemlerini oluşturmak için uygulanır ve bunlar daha sonra yapının evrensel matriks denklemini üretmek için birleştirilir. Yapısal denklem şu şekildedir: [95]

$$\{F\} = [K]\{u\}$$

Burada;

$\{F\}$: eksternal kuvvet matriksini,

$[K]$: Evrensel sertlik matriksini,

$\{u\}$: Yer değiştirme matriksini ifade eder.

Denklem daha sonra sapmalar için çözülür. Sapma değerleri kullanılarak, stres, gerilme ve reaksiyonlar hesaplanır. Tüm sonuçlar saklanır; grafik ve çizelge oluşturmak için kullanılır [95].

İşlem sonu düzenleme (post-processing) aşaması

Sonlu elemanlar analizinin son aşamasıdır. Analiz aşamasında elde edilen sonuçlar ham veri şeklindedir ve yorumlanması gerekir. Analiz sonrası, verileri işleyebilmek için CAD programından yararlanılır. Sonuçların grafik aracılığıyla gösterilmesi, yapının davranışını anlamayı ve yorumlamayı kolaylaştırır [95].

Kullanıcı programa şu aşamalarda katkıda bulunur: [95]

- Yapıyı temsil eden geometriyi oluşturma
- Malzeme özellikleri, yükleme durumları ve sınır şartlarını sağlama
- Sonuç verilerinin analizi

2.3.2. Dental implantolojide SESA

Dental implantolojide sonlu elemanlar stres analizi ilk kez 1976'da Weinstein tarafından kullanılmıştır [96]. Daha sonra, SESA dental implantolojinin birçok yönüne hızla uygulanmıştır. Dental implantların mekanik davranışını simüle etmedeki temel zorluk,

kemik dokusunun modellenmesi ve uygulanan mekanik kuvvete oluşturduğu yanıttır. Modelleme ve çözme sürecini mümkün kılmak için bazı varsayımların yapılması gerekir. Kemik ile implant geometrisinin detaylı modelini, malzeme özelliklerini, sınır koşullarını ve kemik-implant arayüzünü içeren bu varsayımlar SESA sonuçlarının doğruluğunu önemli ölçüde etkiler. [97,98].

Kemik ve implant geometrisinin varsayımları

SESA modellemesinde ilk adım, bilgisayarda ilgilenilen yapının geometrisini temsil etmektir. Son zamanlarda, dijital görüntüleme tekniklerinin gelişmesi, anatomik olarak doğru modellerin ortaya çıkmasına sebep olmuştur. Bunlar, bilgisayarlı tomografi (BT) veya manyetik rezonans görüntüleme (MRI) verileri kullanılarak 2D veya 3D bilgilerin doğrudan SESA ağlarına dönüştürülmesi için özel yazılımların kullanılmasını içerir [99].

Malzeme özellikleri

Materyal özellikleri, bir yapıdaki stres ve gerilme dağılımını büyük ölçüde etkiler. Materyaller SESA'da izotropik, enine izotropik, ortotropik ve anizotropik olarak modellenebilir. İzotropik bir malzemede, özellikler her yönde aynıdır ve bu nedenle sadece iki bağımsız materyal sabiti vardır. Bir anizotropik malzeme, farklı yönlerde ölçüldüğünde farklı özelliklere sahiptir. Anizotropinin derecesine bağlı olarak birçok malzeme sabiti vardır. (enine izotropik, ortotropik, vb.) Rapor edilen çalışmaların çoğunda, materyallerin homojen, linear olduğu ve iki malzeme sabiti (Young modülü ve Poisson oranı) ile karakterize edilen elastik malzeme davranışına sahip olduğu varsayılmaktadır [99].

Sınır koşulları

Stres ve gerilme dağılımları, uygulanan yükler ve kısıtlamalar ile birlikte denge denklemlerinin çözümünden elde edilebilir. Denge denkleminde, yapıdaki her noktada bulunan kuvvetlerin ve momentlerin toplamının sıfır olması, kısmi diferansiyel denklemler kümesi olarak ifade edilir. Bu denklem seti, yapıya uygulanan yükler veya kısıtlamalar ile birlikte, streslerin ve gerilmelerin ayrıntılı bir açıklamasını elde etmek için çözülmesi gereken bir sınır değer problemini içerir. Bununla birlikte, implant-kemik sisteminin karmaşıklığı ve kemik özellikleri, bu sınır değer problemini çözmek için analitik tekniklerin

kullanılmasını engeller. Kesintisiz analitik çözümlere alternatif olarak sayısal yaklaşım yöntemleri kullanılmaktadır. Kesin analitik çözümlerin uygun yaklaşımlarını elde etmek için optimize edilebilecek güçlü bir sayısal yöntem olarak sonlu elemanlar analizi kullanılır. Sonlu elemanlar analizinde fiziksel sistemler, kısmi diferansiyel denklemler ve ayrık yaklaşımlar kullanılarak çözülen sınır koşulları ile modellenmiştir. Modelleme aşamasında ortaya çıkan hatalar, fiziksel modelin aşırı basitleştirilmesinden, uygun olmayan sınır koşullarından veya sayısal yaklaşım yöntemlerinden kaynaklanabilir [100].

Kemik-İmplant ara yüzü

Çoğu SESA çalışmasında osseointegrasyonun optimal seviyede olduğu; başka bir deyişle, implantın kortikal ve trabeküler kemiğe mükemmel bir şekilde adapte olduğu varsayılır. Bu aslında klinik durumu tam olarak yansıtmaz. Fakat implanttan kemiğe yük transferinin etkisini net bir şekilde anlayabilmek için bu varsayım gereklidir. İmplanttan kemiğe yük aktarımının sıkıntısız yapılabilmesi için dikkatli bir modelleme yapmak gerekir. Güncel SESA programları kemik-implant arasındaki kontağı simüle etmek için farklı kontak algoritmaları sunar [99].

2.3.3. SESA'nın avantajları

- Kompleks geometriye sahip cisimler SESA ile rahatlıkla ve güvenle analiz edilebilir.
- Çok sayıda bağlantı noktasına sahip olan cisimler rahatlıkla analiz edilebilir.
- Değişik geometri ve yapıya sahip cisimler kolaylıkla analiz edilebilir.
- Sorunu basite indirgeyerek sorunların anlaşılmasına ve çözümlenmesine olanak sağlar. Başka bir deyişle, neden-sonuç ilişkisine bağlı ortaya çıkan sorunlar, yapının küçük bir kısmında çözümlenerek, bütün yapıya ait kuvvetler ve yer değiştirmeler bakımından yapının tamamı için formüle edilebilir.
- Sınır şartlarının uygulanması kolaydır.
- SESA karmaşık yapılarda ve problemlerde neden-sonuç ilişkilerini hesaplamak için etkin bir şekilde kullanılabilir. Analitik ve deneysel yöntemlere göre çok daha hassas sonuçlar verir [3].

2.3.4. SESA'nın dezavantajları

- Analizde kullanılan gerekli ekipmana sahip bilgisayar programlarının maliyeti yüksektir.
- Teknolojinin ilerlemesiyle birlikte kullanılan bilgisayar programlarının düzenli şekilde güncellenmesi gerekir.
- Analiz; önceden yapılan araştırmaların doğruluğu ve malzeme özelliklerinin programa yüklenmesi gibi anahtar noktalara bağlıdır [3].

2.3.5. SESA ile ilgili kavramlar

Kuvvet

Kuvvet cisimlerin hareket durumunu ya da şeklini değiştirebilen etkidir. Birimi “Newton (N)”dur. Doğrultu, yön ve şiddet gibi vektörel özellikleri bulunur. Kuvvet iç ve dış kuvvet olmak üzere iki grupta incelenebilir. Dış kuvvet diğer cisimler tarafından o cisme yapılan etkidir, iç kuvvet ise cismin varsayılan parçaları arasındaki etki-tepki kuvvetleridir. Mekanik bir cismin tüm yüzeyine etki eden kuvvetlerin incelenmesi sırasında cisim önce parçalara ayrılır; ve her parça diğerinden bağımsız olarak ayrı bir cisim olarak düşünülür [101].

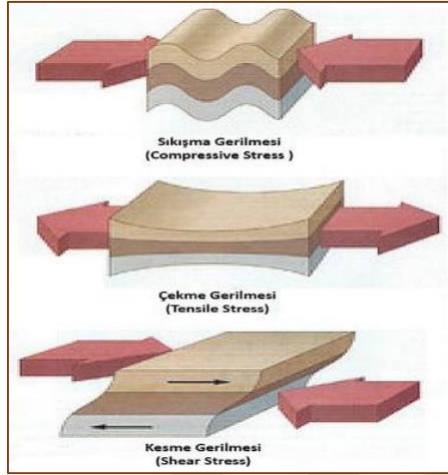
Gerilme (stres)

Eksternal bir kuvvete karşı, cismin birim alanında oluşturduğu tepkiye gerilme (stres) denir. Temel olarak “Gerilim = Kuvvet / Alan” formülü ile hesaplanır. Birim olarak “N/m²” ve Pa (Pascal) kullanılabilir. Dış hekimliğindeki çalışmalarda, incelenen nesneler genellikle milimetre cinsinden ölçüldüğü için gerilme birimi olarak megapaskal (MPa veya N/mm²) kullanılmaktadır. Cisimde kuvvet uygulaması sonucu üç tip gerilme oluşabilmektedir [101].

Bu gerilme tipleri: [101]

- Sıkışma Gerilmesi (Compressive Stress): Cismi sıkıştırmak amacıyla, aynı doğrultuya sahip farklı yöndeki iki kuvvetin oluşturduğu strestir.
- Çekme Gerilmesi (Tension stress): Cismi uzamaya zorlayan, bütünlüğünü bozmaya yönelik, aynı doğrultudaki ters yönlü iki kuvvetin oluşturduğu strestir.

- Kesme “Makaslama” Gerilmesi (Shear Stress): Farklı düzlemdeki ters yönlü paralel iki kuvvetin oluşturduğu strestir. Kuvvetler uygulandıkları bölgeyi zıt yönde kaymaya zorlarlar (Şekil 2.15.).



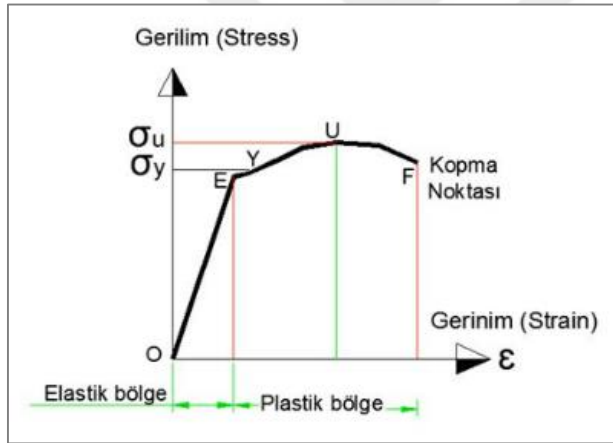
Şekil 2.15. Sıkışma, çekme ve kesme tipi gerilmelerin cisim üzerine etkileri

Makaslama gerilimlerinin sıfır olduğu üç boyutlu elemanlarda asal gerilim değerlerinden bahsedilir. Kemik gibi kırılğan yapıdaki maddelerde asal gerilim değerlerinden faydalanılır. En yüksek gerilme stresini Maksimum Asal Gerilim (P_{max}) ifade eder ve pozitif bir değere sahiptir. Öte yandan en yüksek sıkışma gerilimini Minimum Asal Gerilim (P_{min}) ifade eder ve negatif bir değere sahiptir. Bu stres tipleri arasında hangisinin daha büyük mutlak değeri varsa elemanın o stres tipinin etkisi altında olduğu kabul edilir. Örneğin cismin düğüm noktasında gerilme tipi stres 60 Mpa, sıkışma tipi stres – 40 Mpa ise, o düğüm noktasında gerilme tipi stres daha çok etkindir ve bu sonuca göre gerilme tipi stres dikkate alınmalıdır [101].

Gerinim (Şekil değiştirme, strain)

Şekil değiştirme, cisme kuvvet uygulandığında birim boyutta meydana gelen boyutsal değişimdir. Gerilme kuvvetleri nesnede şekil değiştirmeye de neden olur. Şekil değiştirme sadece bir büyüklük olup kuvvet değildir. Gerinim denklemi, “Gerinim (Strain) = Boyuttaki Değişim / Cismin Başlangıç Boyutu” şeklinde hesaplanır. Genellikle gerinim değeri yüzde (%) ile ifade edilir. 1 Gerinim (Strain) % 100 uzamayı gösterirken; 1000 Mikrogerinim (Microstrain) ise % 0,1 uzamayı gösterir [101].

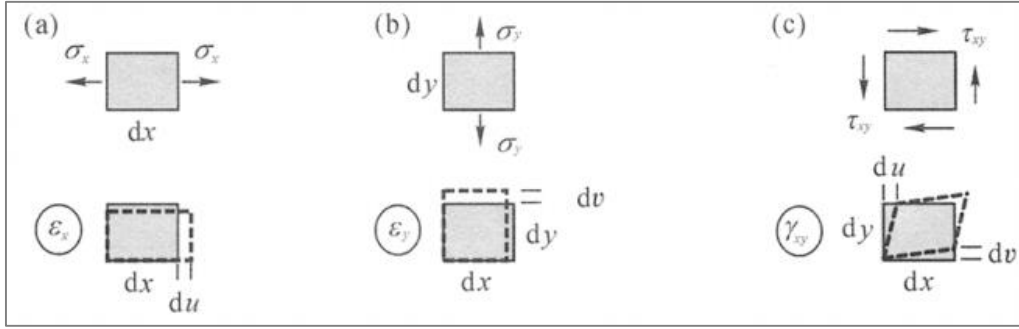
Cisim üzerinde gerinim temel olarak elastik veya plastik şekil değişikliği olarak kendini gösterir. Elastik şekil değişimi geçicidir ve kuvvetin kalkmasıyla birlikte cisim eski şekline geri döner. Plastik şekil değişiminde kalıcı şekil değişikliği oluşur. Bu iki durumun arası olarak kabul edilen elastoplastik şekil değişikliğinde ise cisimde oluşan şekil değişikliği kuvvetin kalkmasıyla birlikte bir miktar orijinal şekline dönmesine rağmen cisim yine de ilk şeklini alamaz. Cisme uygulanan kuvvet, cismin dayanabileceği gerilim kuvvetinden daha büyükse cisimde kopmalar ya da kırılmalar meydana gelebilir [101]. Şekil 2.16.'da verilen grafikte E noktasına kadar elastik deformasyon görülür. Elastik bölgede deformasyon stres ile doğru orantılıdır. O-E arasında kalan bölgede "Hooke" kanunu geçerlidir. E-Y arası hızlı bir deformasyon görülür. Deformasyon Y noktasını (Yield noktası) geçerse kalıcı olur. U noktası malzemenin dayanabileceği maksimum stres noktasıdır. Bu noktadan sonra uzama devam ederse malzemenin dayanımı azalmaya başlar ve F noktasında kopma meydana gelir.



Şekil 2.16. Elastik ve plastik şekil değişikliği

Hooke kanunu

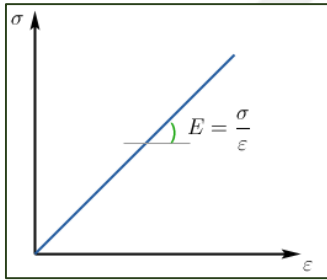
Belirli gerilme sınırları içerisinde cisimdeki gerinimin, gerilim ile doğru orantılı olarak artması "Hooke Kanunu" olarak nitelendirilir. Bu kanun bir maddenin bozulması ile bozulmaya neden olan kuvvetin arasındaki ilişkinin doğru orantılı olduğunu söylemektedir (Şekil 2.17). Gerinim-gerilme arasındaki ilişkiyi gösteren eğri, cisme kuvvet uygulandığında cisimde meydana gelebilecek bozulma miktarını tahmin etmeye yardımcı olur. Bu eğrideki düz eğim kuvvet katsayısını (k) ifade eder; cismin sertlik derecesini göstermektedir. Yüksek esneklik katsayısı sert (rijit), düşük esneklik katsayısı esnek materyalleri tanımlar [101].



Şekil 2.17. Hooke kanununa göre sırasıyla x, y ve xy düzlemindeki gerinimler

Elastisite katsayısı (Young's modülü)

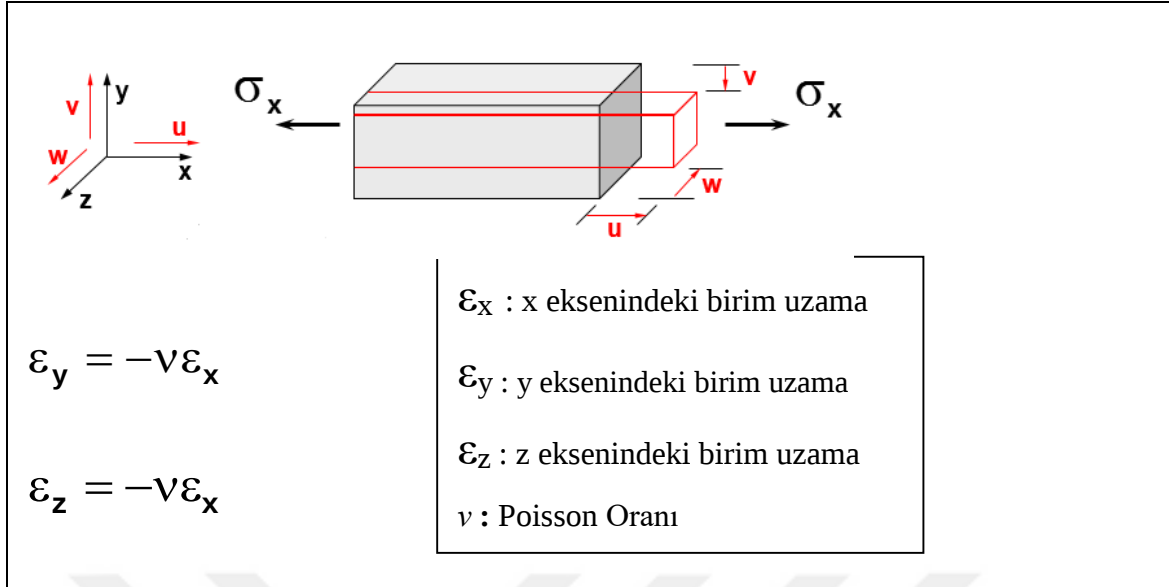
Elastisite (esneklik) katsayısı; elastikiyet sınırları içinde maddenin sertliğini gösteren bir katsayıdır. Bu katsayısı gerilmenin, birim uzamaya bölünmesi ile hesaplanır (Şekil 2.18.). Her materyalin elastisite katsayısı için farklı değerler bulunmaktadır. Elastisite katsayısı arttıkça, cismin uzamaya karşı göstereceği direnç de artacak demektir [101].



Şekil 2.18. Elastisite katsayısı (E: elastisite katsayısı, σ : Gerilim, ϵ : şekil değiştirme)

Poisson oranı

Poisson oranı, kuvvetin uygulandığı materyalde görülen genişlikteki birim uzamanın, uzunluktaki birim uzamaya olan oranıdır. Bu oran, bir eksenindeki gerilim ile bu gerilimin diğer eksenlerde oluşturacağı deformasyon arasındaki ilişkiyi gösterir. Bir nesneye çekme kuvveti uygulandığında, kuvvet yönünde uzama, diğer yönlerde ise kısalmaya meydana gelir. Sıkışma kuvvetleri altında ise cismin uzunluğu azalırken genişliği artmaktadır (Şekil 2.19.). Bir eksenindeki uzama diğer eksenlerde kısalmayla sonuçlanacağından negatif değer taşır; fakat mutlak değer içinde değerlendirilir. Yumuşak olan materyallerin poisson oranı daha yüksektir [101].



Şekil 2.19. Poisson oranı

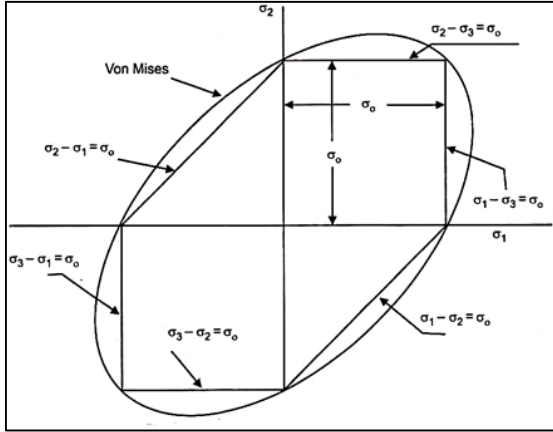
Von Misses stresi (gerilmesi)

Von Misses stresi, esneyebilir (sünek, ductile) materyaller için şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanan bir değerdir. Von Misses Stresi, elemanlar üzerindeki gerilmeler ve makaslama gerilmelerinin ortalamasıdır. Kırılma dayanıklılığının ölçen analizlerde kullanılır. Cisim üzerindeki gerilme dağılımları ve yoğunlukları hakkında bilgi edinmek için kullanılır. İki veya üç boyutta oluşan gerilmeleri bir araya getirerek, tek yönde yüklenen cismin gerilme mukavemetini ifade eder [101].

Şekil değiştirme enerjisinin belli bir sınırı aşması ile cisimde hasar başlar. Böylece bu teori;

$$2\sigma_y^2 = (\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2$$

Bağıntısı ile verilir. Burada σ_y malzemenin içinde oluşan diğer tüm gerilmelerin yerine kullanılan eşdeğer (von misses) gerilmesidir. Bu teori ise Şekil 2.20'deki gibi bir elips ile gösterilir.



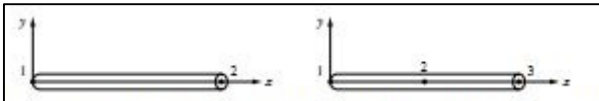
Şekil 2.20. Von Mises teorisi

2.3.6. SESA’da kullanılan eleman tipleri

Sonlu elemanlar analizinde yapı küçük elemanlara bölünür. Bu elemanlar yapının geometrisine uyum gösterir. Bölgenin mekanik özelliklerini ve geometrisini yansıtır. Yapıdaki eleman seçimi mühendislik değerlendirmesine ve önceki SESA deneyimlerine bağlı olarak yapılır. Temel prensip, elemanların boyutunu iyi sonuçlar verecek kadar küçük ve hesaplama süresini azaltacak kadar büyük tutmaktır. Sonuçların hızla değiştiği yerlerde (değişen geometri, keskin köşeler vb.) küçük elemanların kullanılması istenir. Geometrinin nispeten sabit olduğu yerlerde büyük elemanlar kullanılabilir. SESA’da yapısal bir modelin ayrıklaştırılması mesh üretimi anlamına gelir. Ticari SESA programlarının çoğu otomatik mesh üretme kapasitesine sahiptir. Bu programlarda kullanıcı eleman tipi, mekanik özellikler, kısıtlamalar ve yükleme hakkındaki bilgileri sağlar [95].

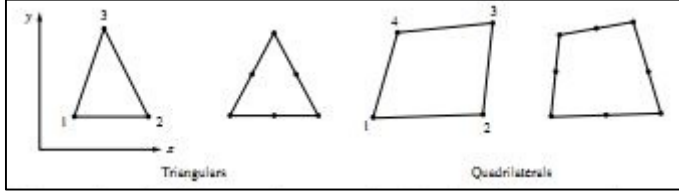
Eleman tipleri

Çizgisel (line) elemanlar: 2 düğümü birbirine bağlayan çizgi, bir çizgi elemanın temsil eder (Şekil 2.21.). Kesit alanının eleman boyunca sabit olduğu kabul edilir [95].



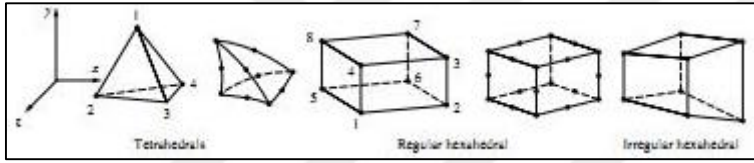
Şekil 2.21. Çizgisel elemanlar

İki boyutlu katı (2D solid) elemanlar: Elemanlar aynı düz yüzey geometrisine sahiptir. 2 boyutlu katı elemanlar sabit kalınlıkta düzlemsel elemanlardır. Şekil 2.22.'de gösterildiği üzere, 3 veya 4 düğüm ile üçgen (triangular) ya da dörtgen (quadrilateral) şekildedir [95].



Şekil 2.22. İki boyutlu katı elemanlar

Üç boyutlu katı elemanlar: Elemanlar üç boyutlu yapıya sahiptir. Üç boyutlu katı elemanlar 4 yüze (tetrahedral) ya da 6 yüze (hexahedral) sahiptir (Şekil 2.23.). Temel elemanların köşe düğümleri ve düz kenarları vardır, ancak düğüm sayısı ve kenar geometrisi değişebilir [95].



Şekil 2.23. Üç boyutlu katı elemanlar

2.3.7. SESA'da sonuçların değerlendirilmesi

SESA yönteminde doğru kesitlerin oluşturulması, düğümlerdeki stres miktarının eksiksiz ve doğru bir şekilde değerlendirilmesi ve diğer modellerle sonuçların karşılaştırılmasıyla birlikte anlamlı sonuçların elde edilmesi en önemli noktalardır [3].

İmplant-kemik ara yüzeyinde oluşabilecek sıkışma, çekme ve makaslama olmak üzere 3 ana kuvvet vardır. Kemik sıkışma tipi kuvvetlere daha dayanıklıdır. Çekme tipi kuvvetlere daha az; makaslama tipi kuvvetlere ise en az dayanıklıdır [44]. Sıkışma tipi kuvvetler implant-kemik ara yüzeyinde daha sıkı kontaktın oluşmasına sebep olurken; çekme ve makaslama tipi kuvvetler implant-kemik ara yüzeyinde yıkıcı etkiler ortaya çıkarır. İmplant destekli protezler için en iyi tolere edilebilen sıkışma tipi kuvvetlerdir [101]. Bu nedenle çekme ve makaslama tipi kuvvetleri en aza indirecek geometrilere sahip implantların üretilmesi gerekir.

Üç boyutlu bir elemanda, makaslama tipi tüm stres bileşenleri sıfır olduğunda en büyük stres değeri ortaya çıkar. Bu durum altındaki normal streslere; Asal stres (Principle Stress) adı verilir. Asal stresler maksimum asal stres (P_{max}), ara asal stres ve minimum asal stres (P_{min}) olmak üzere üç gruba ayrılır [101].

Asal stres değerleri kırılğan (gevrek) materyaller hakkında bilgi verir. Maksimum asal stres, modele ait en yüksek çekme gerilimini; minimum asal stres modele ait en yüksek sıkışma gerilimini ifade eder. Von Misses değerleri esneyebilen (sünek) materyaller hakkında bilgi verir. Ayrıca Von Misses değerleri, plastik deformasyon ile ilgilidir ve Yield noktasını tanımlamak için kullanılır. Bir materyalin Yield noktasının aşılması durumunda materyal plastik deformasyona maruz kalır [3].



3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada anterior maksilla bölgesindeki farklı makrodizayna ve konfigürasyona sahip titanyum ve zirkonyum dental implantların vertikal ve oblik yükler altında kortikal-spongioz kemik ve implantlar üzerinde oluşan stres değerleri ve dağılımları incelenmiştir.

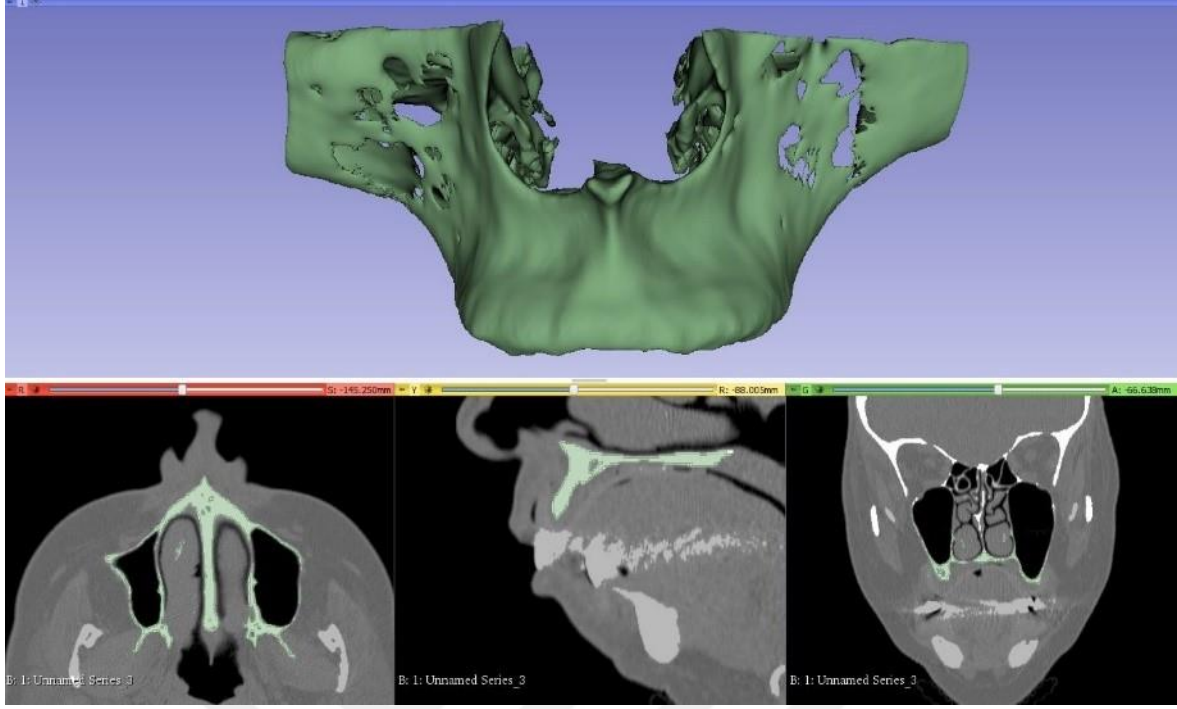
Bu çalışmanın gerçekleştirilmesinde Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı'nın arşivinden alınan 2018 yılına ait bilgisayarlı tomografi (BT) görüntülerinden faydalanılmıştır ve özel bilgisayar programları sayesinde bu görüntüler ilgili modellere dönüştürülmüştür.

Ardından sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile modeller üzerinde statik lineer analizler gerçekleştirilmiştir. Analizler sonunda elde edilen bulgular dağılım skalaları ile değerlendirilmiştir. Tüm stres değerleri, renk ve miktar skalalarıyla gösterilmiştir. Sonrasında elde edilen sonuçlar karşılaştırılmalı olarak değerlendirilmiştir.

3.1. Sonlu Elemanlar Modelinin Hazırlanması

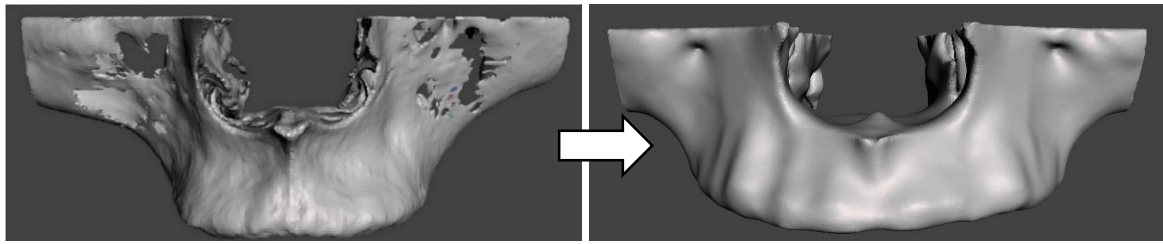
3.1.1. Maksilla modelinin hazırlanması

Maksiller kemik modellemesi amacıyla tam dişsiz erişkin bir kadın hastadan alınan 0.5 mm aralıklar ile çekilmiş 271 adet bilgisayarlı tomografi (BT) görüntüsü 3D Slicer açık kaynak yazılımında işlenmiş ve 3 boyutlu maksilla modeli elde edilmiştir (Şekil 3.1.). Kortikal kemik yapısının belirgin olması adına Hounsfield Unit eşik değeri 574 ile 4452 aralığında seçilmiştir. Elde edilen model, hatalı yüzlerin düzenlenerek noktasal boşlukların doldurulması amacı ile Autodesk Mesmixer yazılımına aktarılmıştır.



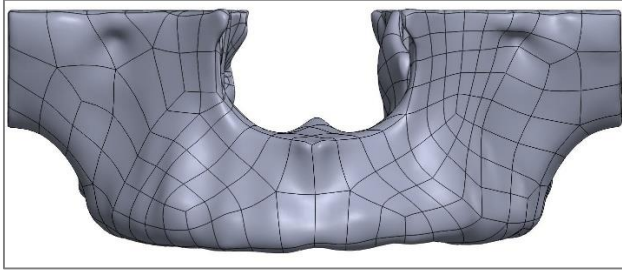
Şekil 3.1. 3D Slicer yazılımında elde edilen maksilla modeli

Meshmixer üzerinde model geometrisinde bulunan hatalar düzeltilerek açıklıklar kapatılmıştır. Ardından model üzerinde bulunan keskin köşeler ve sivri uçları yok etmek için yumuşatma (smoothing) işlemi uygulanmıştır. Tek bir katman (kortikal tabaka) olarak modelleme işlemi tamamlanan maksilla bölgesi Stereolithography uzantılı dosya formatında dışa aktarılmıştır (Şekil 3.2.).



Şekil 3.2. Autodesk Meshmixer yazılımında düzenlenen maksilla modeli

Stereolithography formatında bulunan maksilla modeli Solidworks yazılımına aktararak yüzeyleştirme işlemi gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.3.). Yüzeyleştirme işleminin amacı yazılım üzerinde implant yerleştirme işlemi için sonlu elemanlar modelini oluşturmaktır. Yüzeyleştirme işleminin ardından 1 mm ofset ile kortikal yapının içi boşaltılmıştır. İç kısmı boş olan maksilla modeline spongiöz kemik yapı eklenerek katmanlı kemik yapısı elde edilmiştir. Sonuç olarak kortikal kemik kalınlığı 1 mm olarak belirlenmiştir.



Şekil 3.3. Solidworks yazılımında yüzeleştirme işlemi uygulanan maksilla modeli

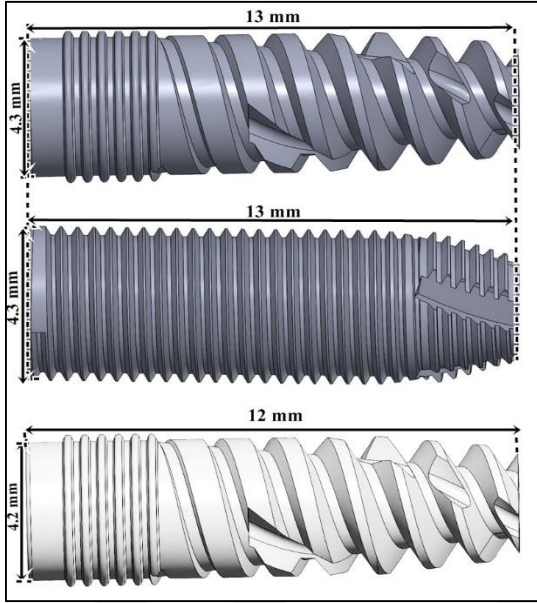
3.1.2. İmplantların ve protetik üst yapı modellerinin hazırlanması

Bu çalışmada implant modelini oluşturmak üzere, günümüzde yaygın olarak tercih edilen bir implant sistemi (NobelBiocare, Gothenburg, Sweden) seçilmiştir. Nobel Biocare implant sistemlerinin 3 farklı tipinin (Nobel Active, Nobel Parallel Conical Connection ve Nobel Pearl) ve yine aynı firma tarafından üretilen abutmentın fiziksel özellikleri kullanılarak implant ve abutment modelleri Solidworks yazılımında tasarlanmış ve maksilla modeli üzerine yerleştirilmiştir.

Çalışmada kullanılan implantların boy ve çap özellikleri aşağıdaki gibidir:

- *Nobel Active* implant sisteminde bulunan 4.3 mm çapında ve 13 mm uzunluğundaki implant
- *Nobel Parallel Conical Connection* implant sisteminde bulunan 4.3 mm çapında ve 13 mm uzunluğundaki implant
- *Nobel Pearl* implant sisteminde bulunan 4.2 mm çapında ve 12 mm uzunluğundaki implant

Tasarlanan konik (Nobel Active) ve silindirik (Nobel Parallel Conical Connection) geometriye sahip iki farklı titanyum implant ile zirkonyum implant (Nobel Pearl) modeli sırasıyla Şekil 3.4.'te gösterilmiştir.



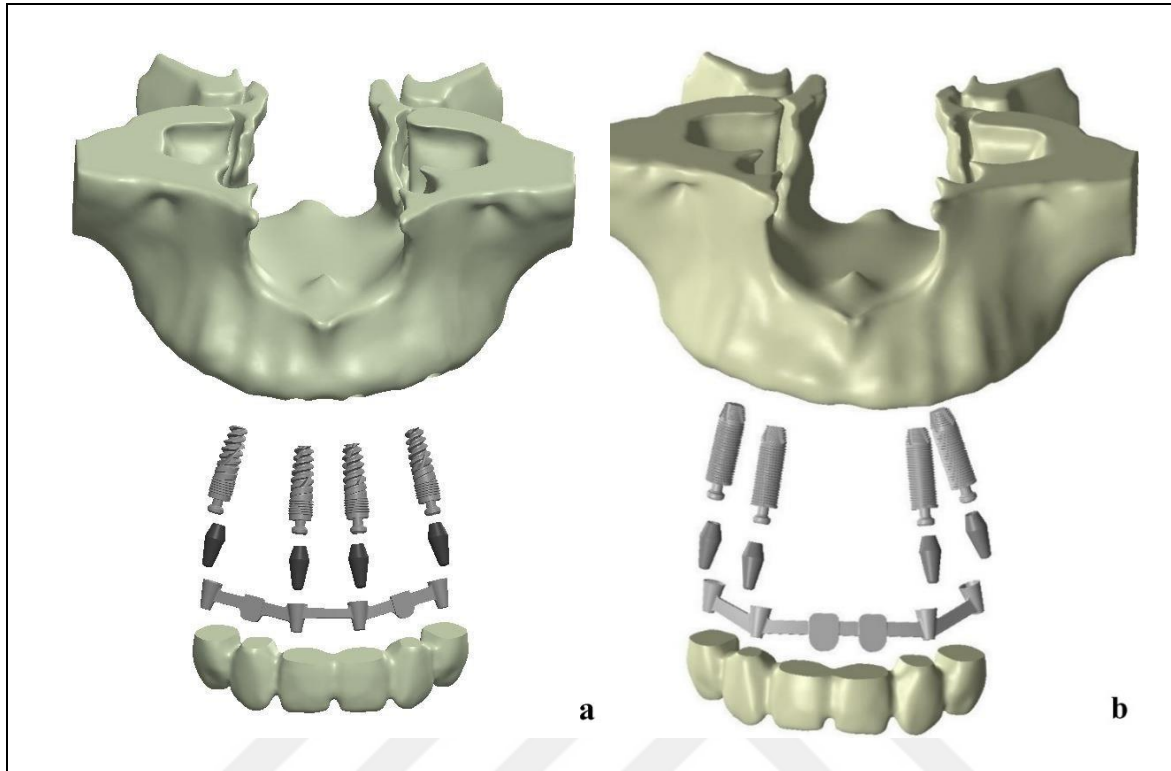
Şekil 3.4. İmplant modelleri

İmplantlar üzerine vidalar ile bağlanacak olan abutment modelleri Solidworks yazılımında modellenmiştir (Şekil 3.5.).



Şekil 3.5. İmplant, abutment vidası ve abutment modeli

Tasarımı gerçekleştirilen implantlar Solidworks üzerinde 2 farklı lokalizasyonda olacak şekilde maksillaya yerleştirilmiştir. İmplantlar için yerleşim düzeni bilateral santral-kanin diş bölgesi ve bilateral lateral-kanin diş bölgesi şeklinde oluşturulmuştur. Şekil 3.6.'da a) bilateral santral-kanin diş bölgesine konik implantların yerleştirildiği modelin, b) bilateral lateral-kanin diş bölgesine silindirik implantların yerleştirildiği modelin parçalı görünümü yer almaktadır.

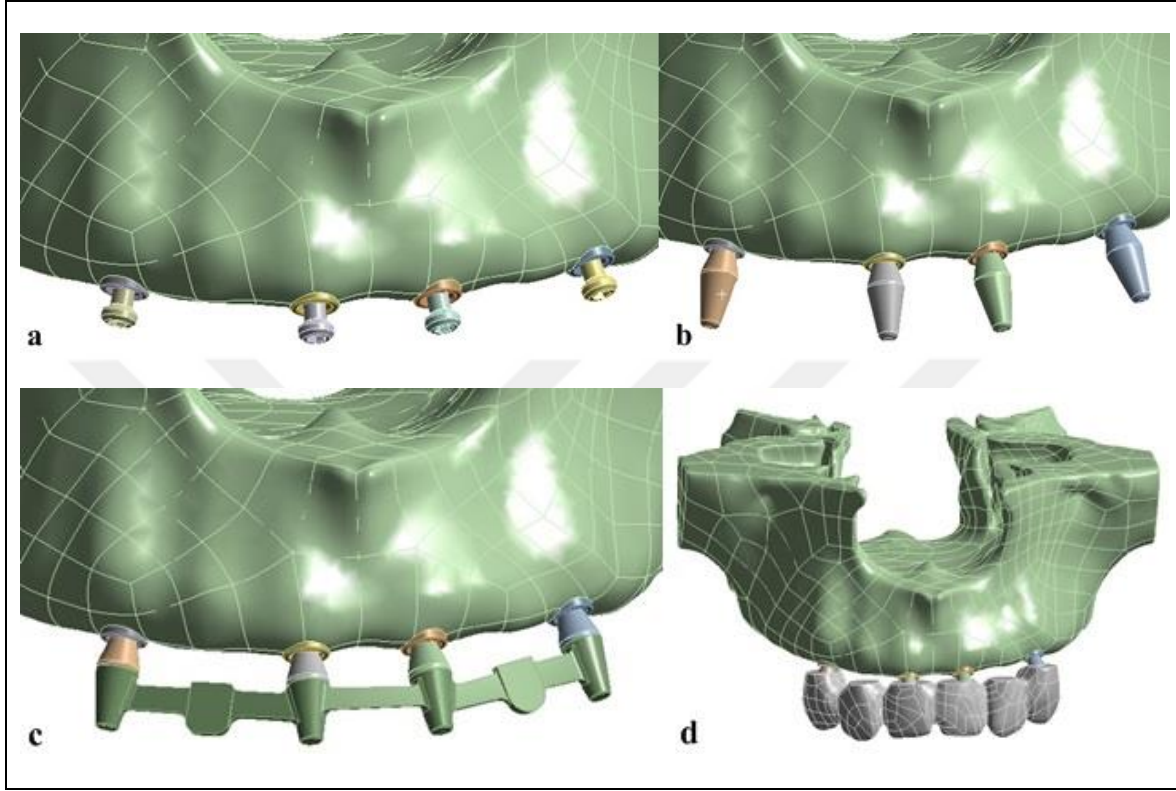


Şekil 3.6. Farklı lokalizasyonlarda yer alan konik ve silindirik implantların kullanıldığı maksilla modelinin parçalı görünümü

3 farklı implantın 2 farklı lokalizasyonda yerleştirildiği bu çalışmada toplam 6 model elde edilmiştir. Oluşturulan 6 model şu şekilde sıralanabilir:

1. Model: Konik geometriye sahip Ti implant bilateral olarak santral ve kanin diş bölgelerine yerleştirilmiştir.
2. Model: Konik geometriye sahip Ti implant bilateral olarak lateral ve kanin diş bölgelerine yerleştirilmiştir.
3. Model: Silindirik geometriye sahip Ti implant bilateral olarak santral ve kanin diş bölgelerine yerleştirilmiştir.
4. Model: Silindirik geometriye sahip Ti implant bilateral olarak lateral ve kanin diş bölgelerine yerleştirilmiştir.
5. Model: Zr implant bilateral olarak santral ve kanin diş bölgelerine yerleştirilmiştir.
6. Model: Zr implant bilateral olarak lateral ve kanin diş bölgelerine yerleştirilmiştir.

Model 1’deki maksilla-implant kompleksi ile üst yapı bileşenlerine ait geometrik modeller Şekil 3.7.’de gösterilmiştir. Şekil 3.7.’de maksilla-implant kompleksi modeli ile a) abutment vidası, b) abutment, c) core ve d) nihai köprü restorasyonu modelleri yer almaktadır.

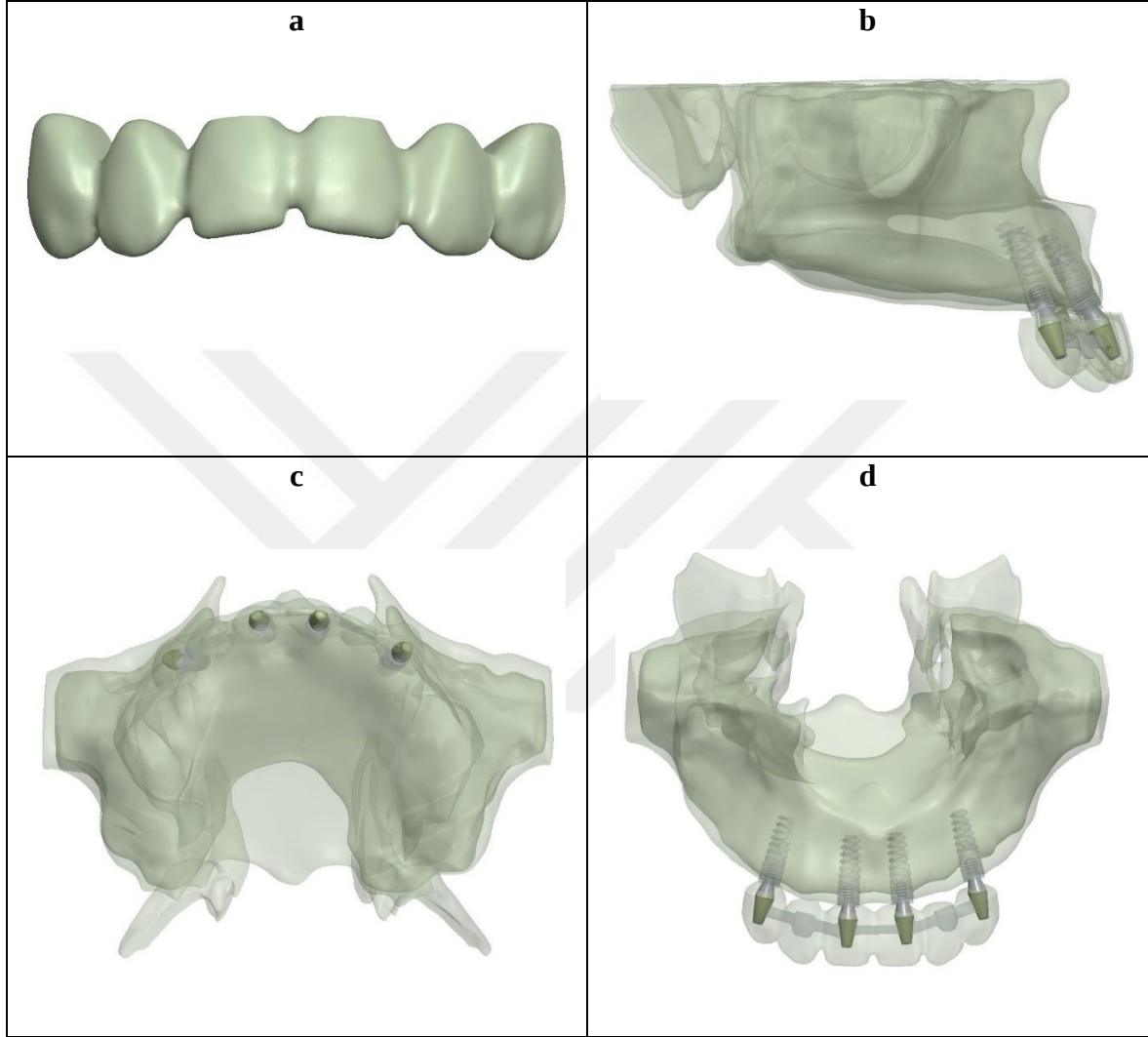


Şekil 3.7. Model 1’e ait geometrik modeller

3.1.3. Protetik köprü modelinin hazırlanması

Bu çalışmada uygun implant tedavisi ile implant destekli 6 üyeli köprü restorasyonu sayesinde estetik beklentilerin yüksek olduğu dişsiz anterior maksillanın rehabilitasyonu amaçlanmaktadır. Elde edilen tüm modeller üzerine maksillada bilateral olarak santral-lateral-kanin dişleri kapsayan 6 üyeli köprü restorasyonu modellenmiştir. Geleneksel metal destekli feldspatik porselene kıyasla daha estetik sonuçlar alabilmek adına zirkonyum destekli feldspatik porselen ile yapılması planlanan köprü restorasyonu için ayrı ayrı core ve veneer tabaka modelleri elde edilmiştir. İmplantların her bir yerleşim durumuna göre Solidworks yazılımında aksiyel duvarlarda 0.8 mm ve oklüzal bölgede 1 mm kalınlığında olacak şekilde bir zirkonyum core hazırlanmıştır [102]. Core tabaka, feldspatik porselenden oluşan veneer tabaka ile kaplanmıştır. Şekil 3.8.’de implant destekli köprü restorasyonunun eşlik ettiği maksilla modeli a) 6 üyeli köprü modeli, b) maksilla üzerinde implantasyon

işlemi sonrası yandan, c) alttan ve d) önden görünüşü verilmiştir. Anterior maksilladaki dişler modellenirken dişlerin morfolojileri ve boyutları hakkında Wheeler'in yaptığı çalışma dikkate alınmıştır [103].

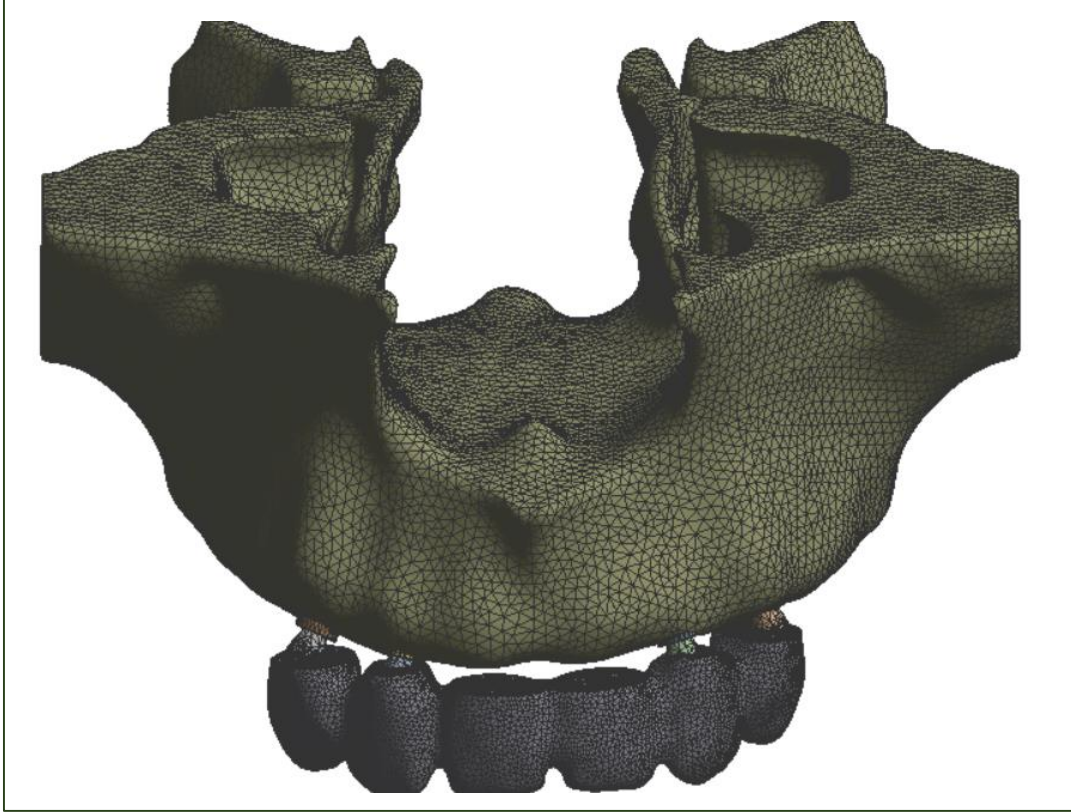


Şekil 3.8. İmplant destekli köprü restorasyonunun eşlik ettiği maksilla modelinin yandan, alttan ve önden görünüşü

Anterior maksilladaki implant destekli köprü protezinin yerleşiminin ardından altı farklı model *.x_t formatında sonlu elemanlar modeli olarak dışa aktarılmıştır. Dışa aktarılan modeller ANSYS üzerinde bölümlendirilmiştir.

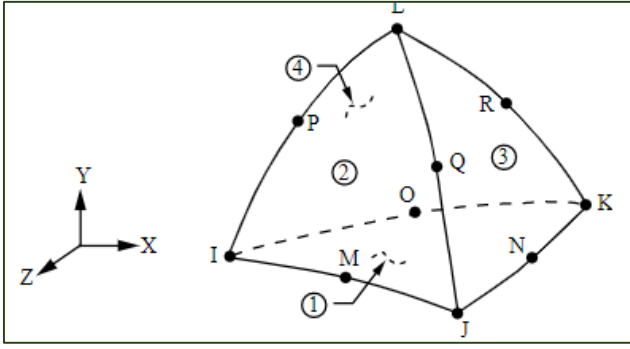
3.2. Üç Boyutlu Yapıların Meshlenmesi

Sonlu elemanlar analizinin gerçekleştirilmesi için maksilla-implant sistemini oluşturan her bir eleman uygun mesh yapılarına bölünmüş ve Şekil 3.9.'da komple sistem olarak gösterilmiştir.



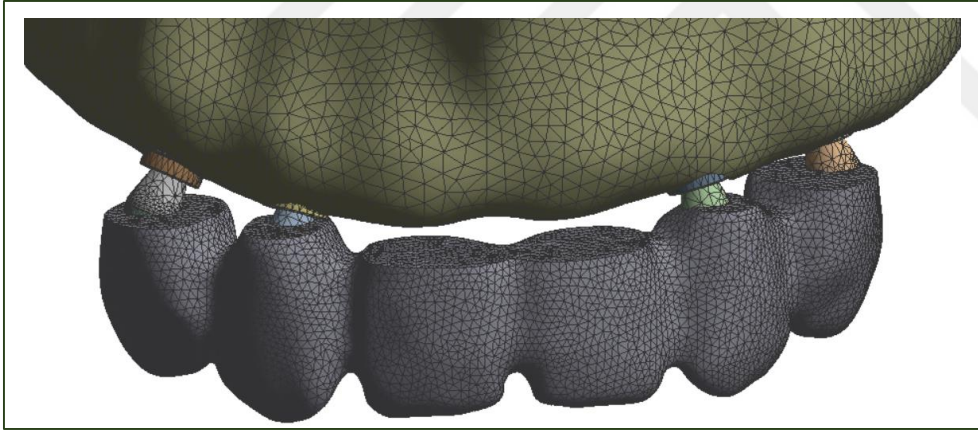
Şekil 3.9. Maksilla ve implant sisteminin meshli görünümü

Yukarıda verilen yapı 2.868.139 üçgen elemandan ve 1.979.479 düğümden oluşmaktadır. Meshlemede kullanılan eleman Solid 187 olup Şekil 3.10.'da gösterildiği gibi 10 düğümden oluşmaktadır ve her bir düğümün 3 serbestlik derecesi bulunmaktadır.



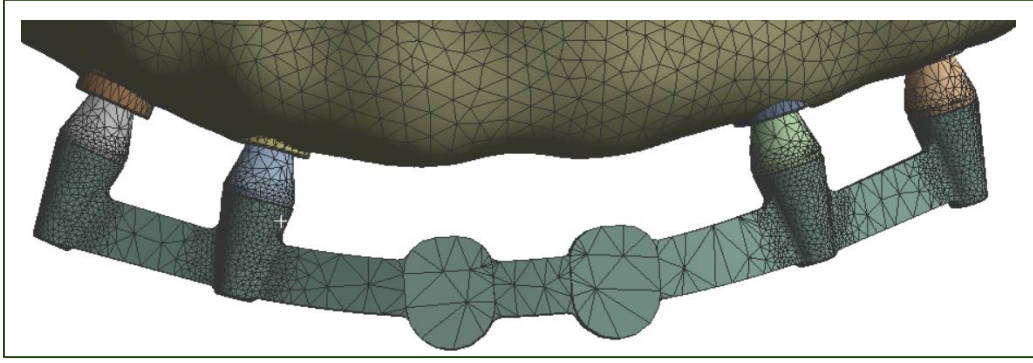
Şekil 3.10. Solid 187 elemanın geometrisi

Öncelikle komple yapı aynı kriterler dikkate alınarak meshlenmiş, sonrasında gerilme açısından kritik yerler çok daha küçük elemanlara bölünmüştür. Örneğin geometrik olarak kompleks yapıya sahip kortikal kemik için üçgen elemanın kenar büyüklüğü 0.5 mm olacak şekilde seçilmiş olmasına rağmen kortikal kemik 1 mm olacak şekilde mesh atılmıştır (Şekil 3.11.).



Şekil 3.11. Farklı eleman büyüklüğüne sahip meshli yapı

Kemik-implant sisteminde özellikle Şekil 3.12.'de gösterilen core ile abutment arasındaki kontakten dolayı bu bölgelere eleman büyüklüğü 0.25 mm olacak şekilde kontak elemanlar tanımlanmıştır.



Şekil 3.12. Core ile abutmentlar arasında oluşturulan kontak elemanlar

3.3. Sistemin Birleştirilmesi

Matematiksel modellerin tamamlanmasının ardından SESA programının matematiksel modeller üzerinde çalışabilmesi ve sonuçların doğru alınabilmesi adına analiz programına sistem elemanlarının ayrı ayrı tanımlanmış olması gerekmektedir [104]. Bu çalışmadaki sistem elemanları maksiller kemik dokusu, implant, vida, abutment ve protetik üst yapılar olarak belirlenmiştir.

Çalışmamızda kortikal ve spongioz kemiğin yük aktarımlarının kendi iç özelliklerine uygun bir şekilde gerçekleştiği; kortikal ve spongioz kemiğin izotropik, homojen ve doğrusal olarak elastik olduğu varsayılmıştır [105]. İmplantlar ile periimplant dokuları, implantlar ile vidalar, vidalar ile abutmentlar, abutmentlar ile protetik üst yapı arasındaki bağlantılar, yük aktarımı kesintisiz olacak şekilde dizayn edilmiştir.

Literatürdeki benzer çalışmalar referans alınarak kemik ile implantlar arasındaki bağlantının %100 osseointegrasyonu simüle edecek şekilde olduğu varsayılmıştır [106].

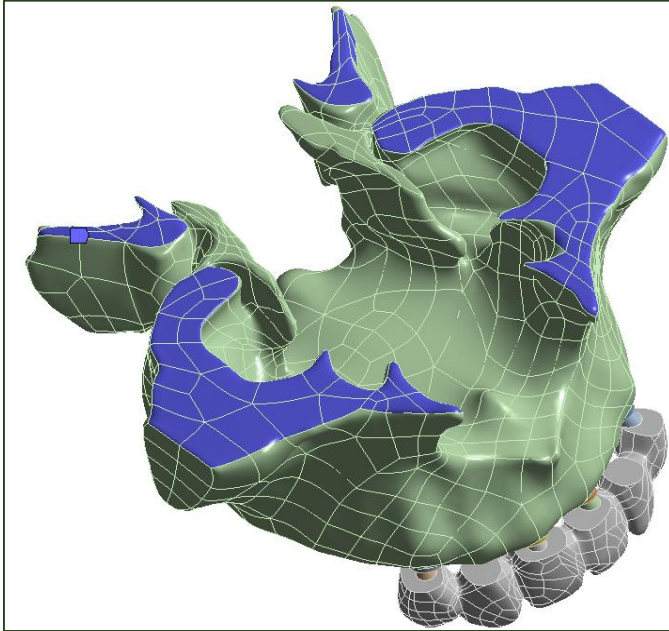
Model 1-2, Model 3-4 ve Model 5-6 grupları arasında kendi aralarında aynı, birbirlerinden farklı implantlar kullanılmıştır. İmplant lokalizasyonları Model 1-3-5'te aynı, Model 2-4-6'da aynı olacak şekilde hazırlanmıştır. Tüm modellerde aynı lokalizasyonda yer alan implantlar için şartlar eşit şekilde oluşturulmuştur.

Modellerde kullanılan tüm malzemelerin izotropik, homojen ve doğrusal olarak elastik olduğu kabul edilmiştir [107]. Mekanik sonlu eleman simülasyonu için kullanılan özellikler literatürden elde edilmiş ve Çizelge 3.1.'de gösterilmiştir [105,108,109].

Bu çalışmada literatürdeki benzer çalışmalarda da olduğu gibi implant üstü protetik yapının abutmentlara simante edilmiş olduğu kabul edilmiştir. Siman tabakasının malzeme değerlerinin düşüklüğü ve tabakanın inceliği nedeniyle analiz sonuçlarına minimum etki edeceği düşünülerek ihmal edilmiş ve siman aralığı kontak yüzey şeklinde tanımlanmıştır [110,111].

3.4. Sınır Şartları

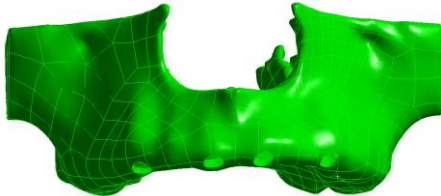
Maksilla-implant sisteminde, Şekil 3.13.'te gösterilen alanlar seçilerek bu alanlara karşılık gelen düğüm noktalarında serbestlik dereceleri sıfır olacak şekilde sabitlenmiştir.



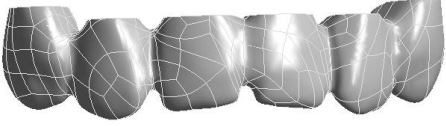
Şekil 3.13. Maksilla-implant sistemine uygulanan sınır şartları

3.5. Sistemdeki Parçaların Malzeme Özellikleri

Çizelge 3.1. Parçaların malzeme özellikleri (E: elastisite katsayısı (GPa), ν : Poisson Oranı)

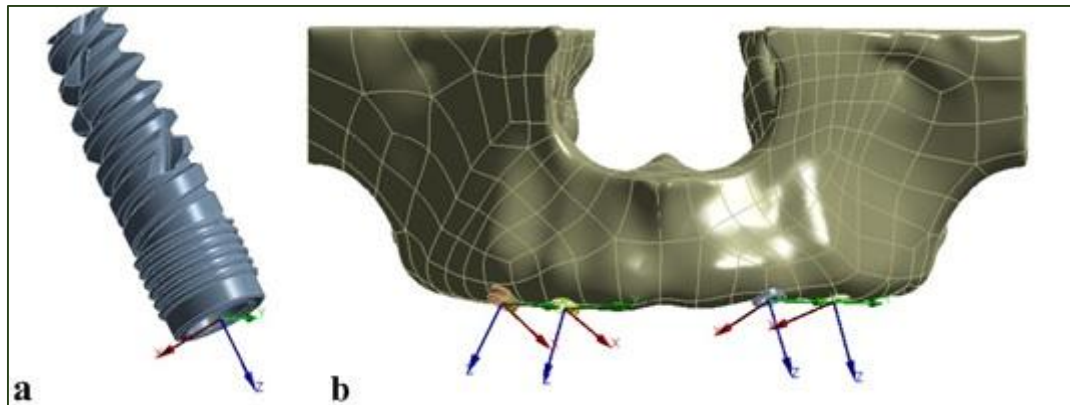
Parça Resmi	Parça İsmi	Malzeme	Malzeme Özellikleri	Referanslar
	Kortikal Kemik	Kortikal Kemik	$E = 13.70$ $\nu = 0.30$	Mello ve ark. [108]
	Trabeküler Kemik	Trabeküler Kemik	$E = 1.37$ $\nu = 0.30$	Mello ve ark. [108]
	İmplant (konik)	Titanyum	$E = 110.0$ $\nu = 0.35$	Mello ve ark. [108]
	İmplant (silindirik)	Titanyum	$E = 110.0$ $\nu = 0.35$	Mello ve ark. [108]
	İmplant	Zirkonyum	$E = 200$ $\nu = 0.31$	Çağlar ve ark. [105]
	Core Tabaka	Zirkonyum	$E = 200$ $\nu = 0.31$	Çağlar ve ark. [105]

Çizelge 3.1. (devam) Parçaların malzeme özellikleri (E: elastisite katsayısı (GPa), ν : Poisson Oranı)

	Abutment	Zirkonyum	$E = 200$ $\nu = 0.31$	Çağlar ve ark. [105]
	Veneer Tabaka	Felspatik Porselen	$E = 82.8$ $\nu = 0.35$	Mello ve ark. [108]
	Vida	Titanyum	$E = 110$ $\nu = 0.28$	Poletto-Neto ve ark. [109]

3.6. Yükleme Koşulları

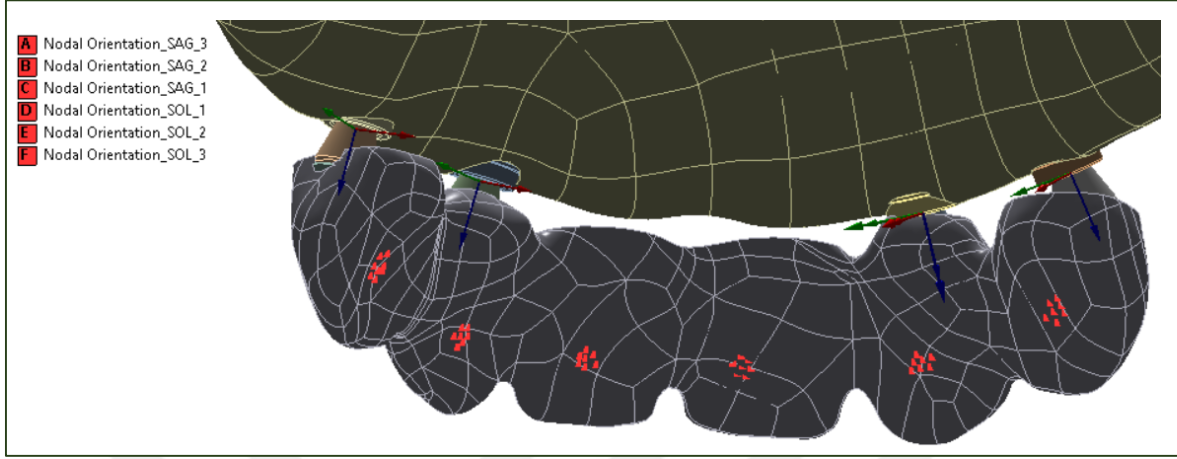
Çiğneme kuvvetlerini simüle edecek kuvvet vektörünü uygulamak için öncelikle Şekil 3.14.'te gösterildiği gibi her bir implant üzerinde lokal koordinat sistemi tanımlanmış ve bahsedilen kuvvetlerin yönelimi bu koordinat sistemi dikkate alınarak uygulanmıştır.



Şekil 3.14. İmplantlar üzerinde tanımlanan lokal koordinat sistemleri

Kuvvetlerin uygulama noktası olarak her bir kronun insizal kenarından 2 mm yukarıda yer alan ve palatinal yüzey üzerinde bulunan 7 adet düğüm noktası Şekil 3.15.'te gösterildiği

gibi seçilmiştir. Klinik koşulları taklit edebilmesi için 2 mm overbite simüle edilmiştir [112,113].



Şekil 3.15. Kuvvet uygulama noktaları

Bu çalışmada Şekil 3.14.'te belirtilen koordinat sistemi ve Şekil 3.15.'te seçilen düğüm noktaları dikkate alınarak Çizelge 3.2.'de verilen 3 farklı kuvvet senaryosu maksilla-implant sistemine uygulanmıştır.

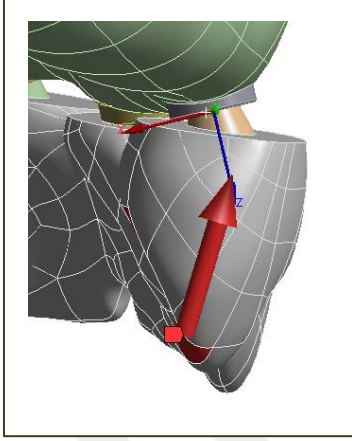
Çizelge 3.2. Maksilla-implant sistemine uygulanan 3 farklı kuvvet senaryosu

	Z-ekseni ile olan açı	F _x (N)	F _y (N)	F _z (N)
Senaryo 1	0	0	0	-100
Senaryo 2	30	-50	0	-86,60
Senaryo 3	60	-86,60	0	-50

Tüm modellere aynı şekilde olmak üzere, her bir krona ısırma kuvvetini yansıtmak için 100 N büyüklüğünde kuvvet uygulanmıştır [107,114,115]. Yükleme kuvvetinin büyüklüğü fizyolojik ısırma kuvvetleriyle uyum göstermektedir [116]. Çalışmamızda 3 farklı doğrultuda yükleme kuvveti uygulanmıştır: [117]

1. Vertikal yükleme: İmplantın uzun aksına paralel, abutmentin merkezinden geçecek doğrultuda 100 N'luk kuvvet uygulanmıştır.
2. 30° açıyla oblik yükleme: İmplantın uzun aksıyla 30° açı yapacak doğrultuda 100 N'luk kuvvet uygulanmıştır (Şekil 3.16.).

3. 60° açıyla oblik yükleme: İmplantın uzun aksıyla 60° açı yapacak doğrultuda 100 N'luk kuvvet uygulanmıştır.



Şekil 3.16. Yükleme kuvvetinin 30° açıyla oblik olarak etki ettiğini gösteren kuvvet vektörü

3.7. SESA Programında Analiz Sonuçlarının Elde Edilmesi

SESA analiz yönteminin kullanıldığı bu çalışmada sonuç verilerinin değerlendirilmesinde Borie ve ark.'nın yaptıkları çalışmadaki materyallerin mekanik özellik standartları temel alınmıştır [118].

Bu çalışmada, modeller üzerindeki stres dağılımlarının değerlendirilmesinde kortikal ve spongios kemik için Maksimum Asal Stres (Pmax, gerilme stresi) ve Minimum Asal Stres (Pmin, sıkışma stresi) değerleri; implantlar için Von Misses Stres değerleri kullanılmıştır. Kullanılan ölçüm birimi Mega Paskal (MPa)'dır.

Kemik gibi kırılğan (brittle) materyallerde asal gerilimden faydalanılır. Metal gibi sünek (ductile) materyaller için kullanılan Von Misses stres değeri, çekme ve sıkışma gerilmesi ayrımını yapmaz. [118]. Von Misses stres değerleri ile tüm yapıda meydana gelen makaslama kuvvetlerinin bileşke değerleri hakkında bilgi verir ve plastik deformasyonla ilgilidir [3].

Çalışmamızda elde edilen verilerde,

- Elde edilecek Maksimum Asal Gerilim (Pmax): Modelde meydana gelen gerilme tipi stresi,

- Elde edilecek Minimum Asal Gerilim (P_{min}): Modelde meydana gelen sıkışma tipi stresi ifade etmektedir [110].

Çalışmamızdaki sonlu eleman stres analizinin yapılabilmesi için ANSYS/Workbench Programından yararlanılmıştır. 3 farklı açıyla yükleme kuvvetinin uygulandığı 6 modelden toplam 18 sonuç elde edilmiştir.

SESA’da elde edilen veriler varyans içermeyen matematiksel hesaplamalar sonucu elde edildiği için bu verilerin istatistiksel analizi yapılmamıştır. Tüm stres değerleri grafik ve tabloların yanı sıra renk skalalarıyla gösterilmiştir.

9 stres değerine sahip renk skalası kortikal ve spongiöz kemik ile implantların stres dağılımlarını değerlendirmeye yardımcı olmuştur. Ölçekleme stres bölgesinin net bir şekilde görselleştirilmesini sağlamak için oluşturulmuştur. Analiz sonuçları maksimumdan minimuma uzanan değerler için kırmızıdan maviye değişen renk skalasında kendini göstermektedir. Skaladaki renkler ilgili çözümün değerlerini temsil eder. Çalışmamızdaki sonuç değerleri, ilgili materyalin ve alanın kritik değerleri kullanılarak literatürdeki diğer çalışmalarla karşılaştırılmıştır.

4. BULGULAR

Çalışmamızda 3 farklı implant tipi, 2 farklı lokalizasyonda yerleştirilmiş ve 3 farklı açıyla uygulanan yükleme koşulları altında dişsiz anterior maksillanın implant destekli protetik rehabilitasyonunu amaçlayan tedavi yaklaşımları; kortikal-spongioz kemikte ve implantlarda ortaya çıkan stres değerleri açısından sonlu eleman stres analizi yöntemiyle karşılaştırılmıştır.

Çalışmanın bu bölümünde her bir model için farklı yükleme koşullarındaki sonuç verileri ayrı başlıklar altında verilmiştir. Modellerdeki kortikal ve spongioz kemikte ortaya çıkan gerilme ve sıkışma stresleri (P_{max} ve P_{min} değerleri) grafiklerle, grafik içerisindeki tablolarla ve renk skalalarının eşlik ettiği stres dağılım görselleriyle birlikte değerlendirilmiştir. İmplantlar üzerinde oluşan Von Misses stresleri de aynı şekilde her bir model için ayrı ayrı incelenmiştir.

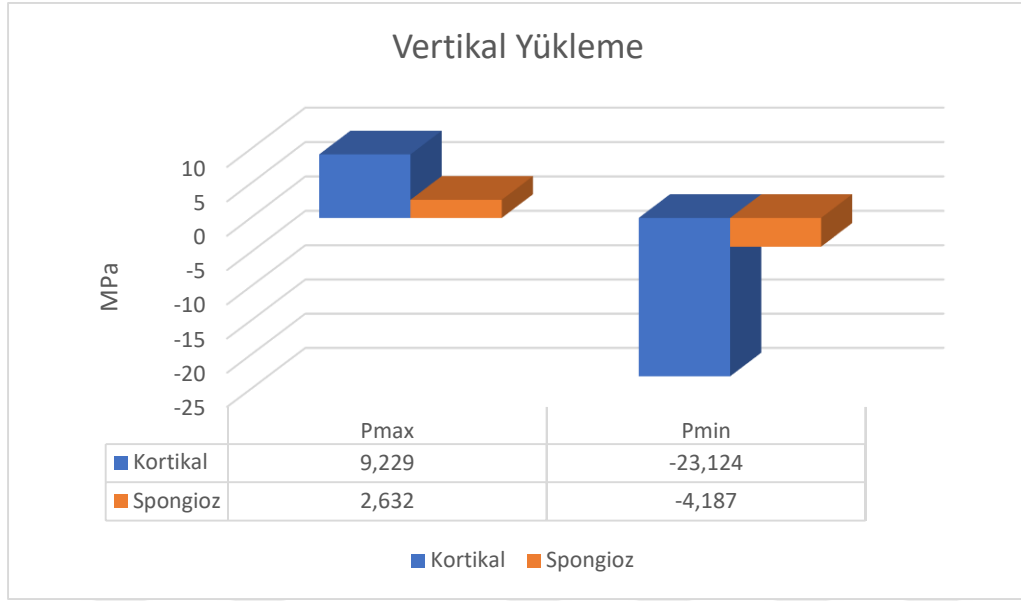
4.1. Modellerde Ölçülen Stres Değerleri

4.1.1. Model 1

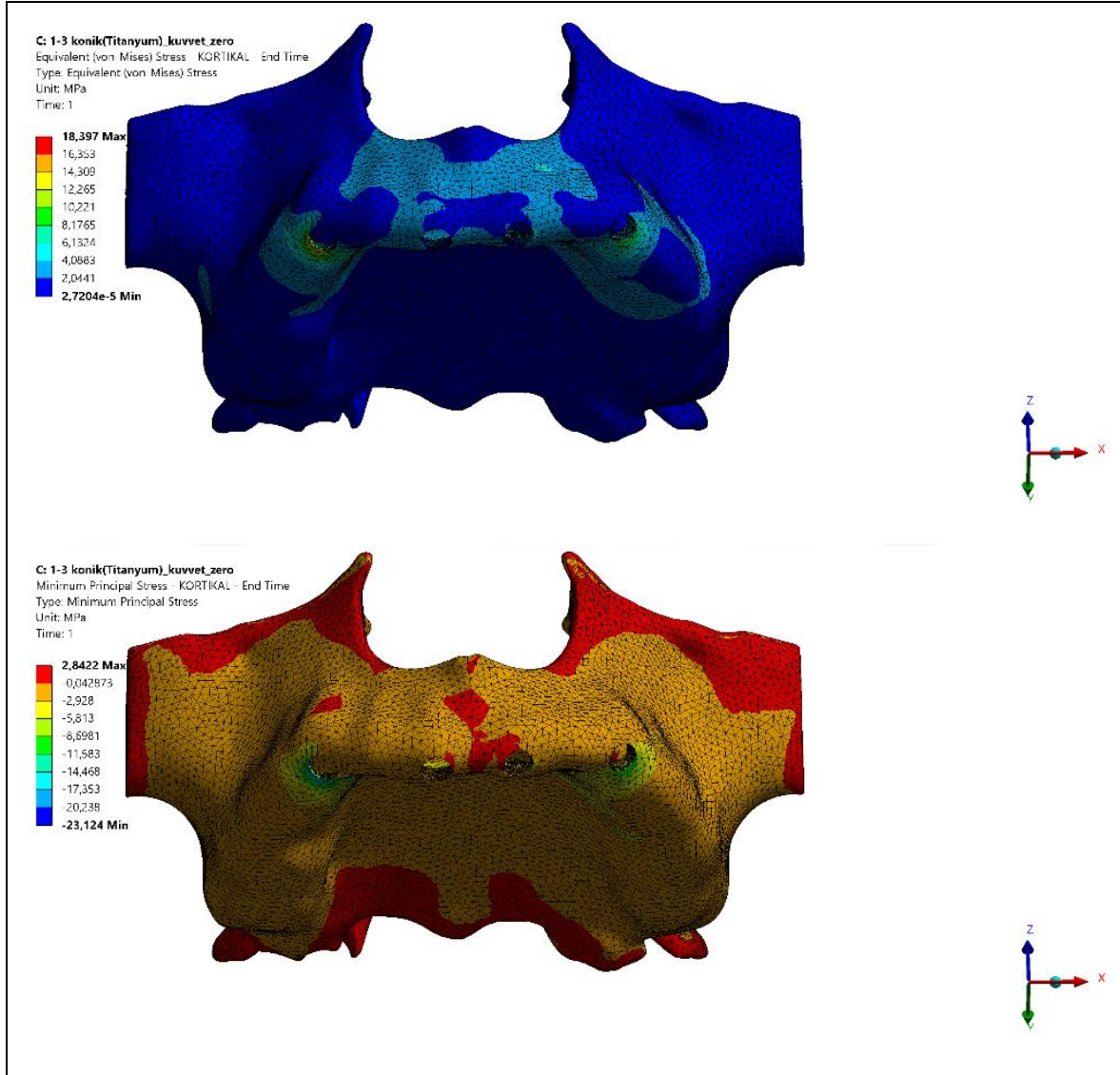
Model 1’de vertikal ve oblik yükleme sonucu implantların çevresindeki krestal kortikal kemik ile spongioz kemikte ortaya çıkan gerilme ve sıkışma tipi streslerin (P_{max} ve P_{min}) rakamsal değerleri, grafiksel dağılımları ve renk skalasının eşlik ettiği stres dağılım görselleri aşağıdaki gibidir.

Vertikal Yükleme

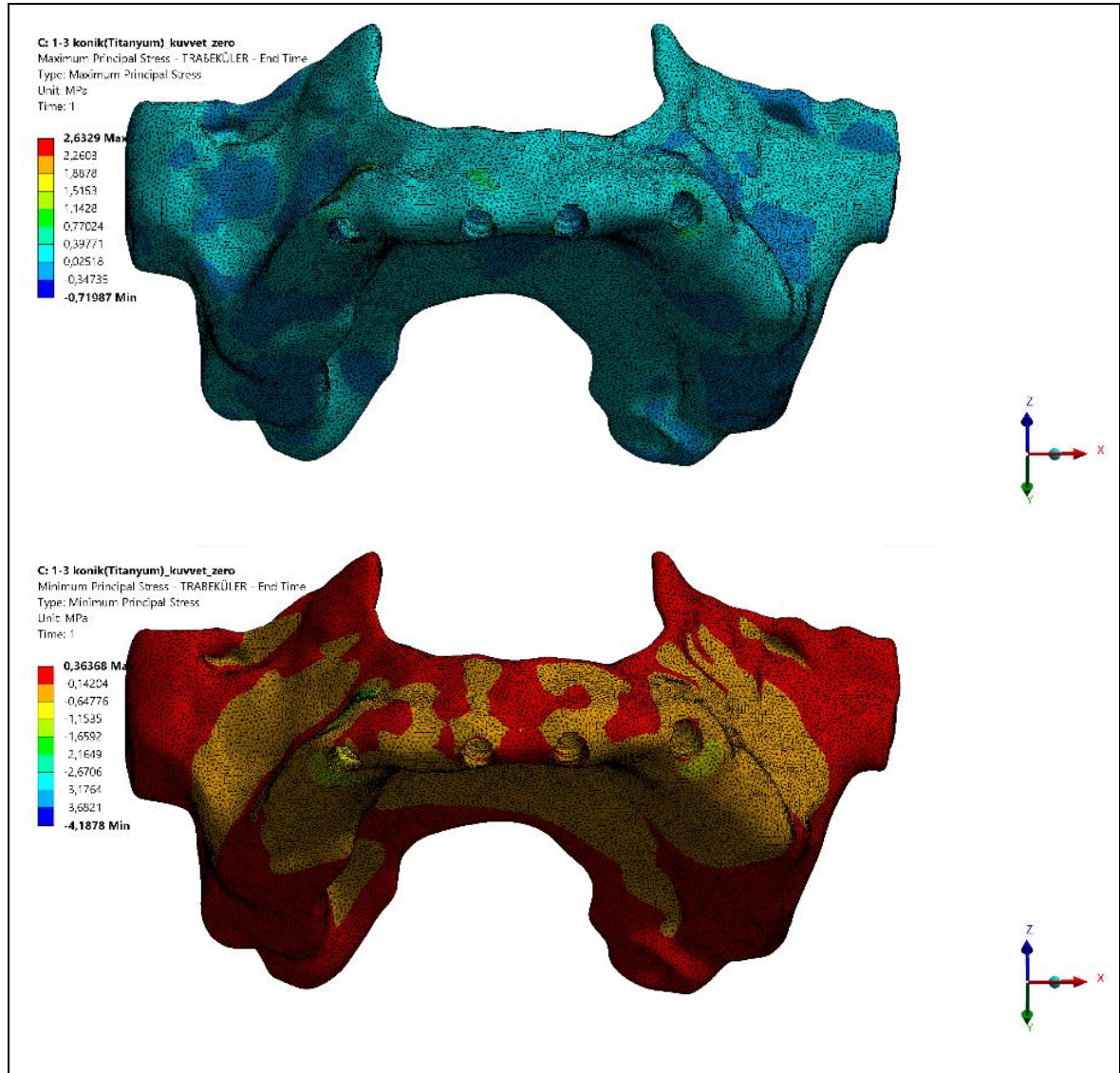
Vertikal yükleme sonucunda ortaya çıkan gerilme tipi stresler değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan P_{max} değeri 9,229 MPa, spongioz kemikte 2,632 MPa olarak ölçülmüştür. Sıkışma tipi stresler değerlendirildiğinde ise krestal kortikal kemikte oluşan P_{min} değeri -23,124 MPa, spongioz kemikte -4,187 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.1.). Renk skalasının eşlik ettiği stres dağılım görselleri Şekil 4.2. ve Şekil 4.3.’te verilmiştir.



Şekil 4.1. Model 1’de vertikal yükleme altında kortikal ve spongioz kemikte ortaya çıkan stresler



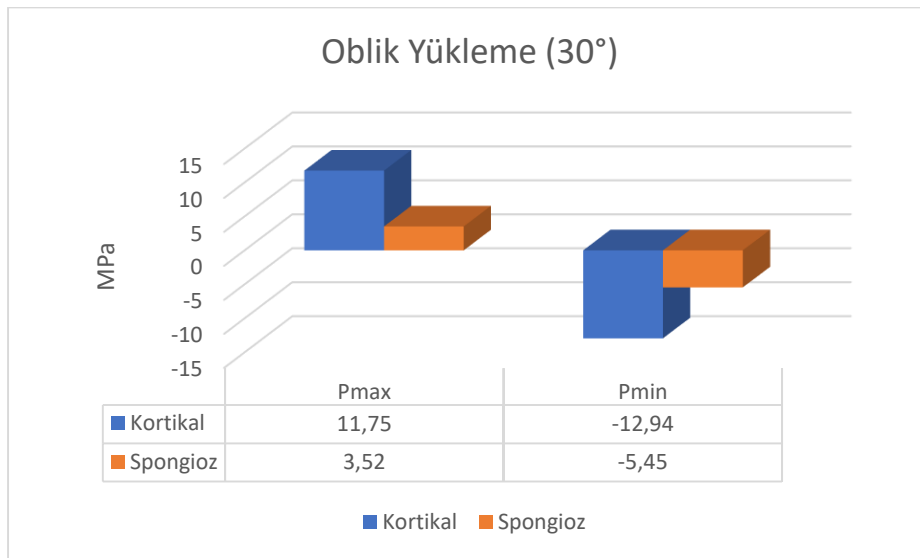
Şekil 4.2. Model 1’de vertikal yüklemede kortikal kemikte ortaya çıkan Pmax (mavi) ve Pmin (sarı) dağılımları



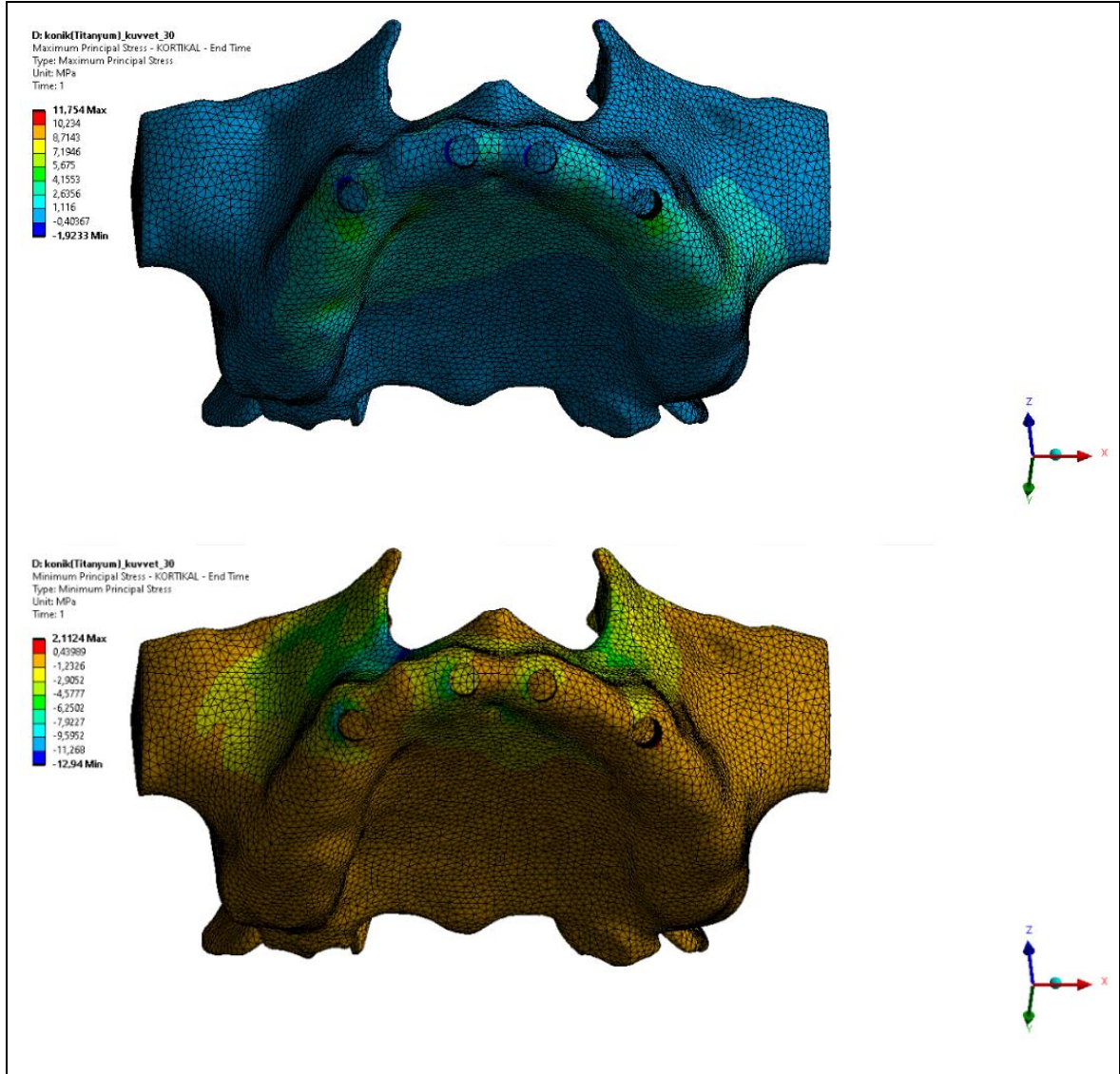
Şekil 4.3. Model 1’de vertikal yüklemde spongios kemikte ortaya çıkan Pmax (mavi) ve Pmin (sarı) dağılımları

30° Oblik Yükleme

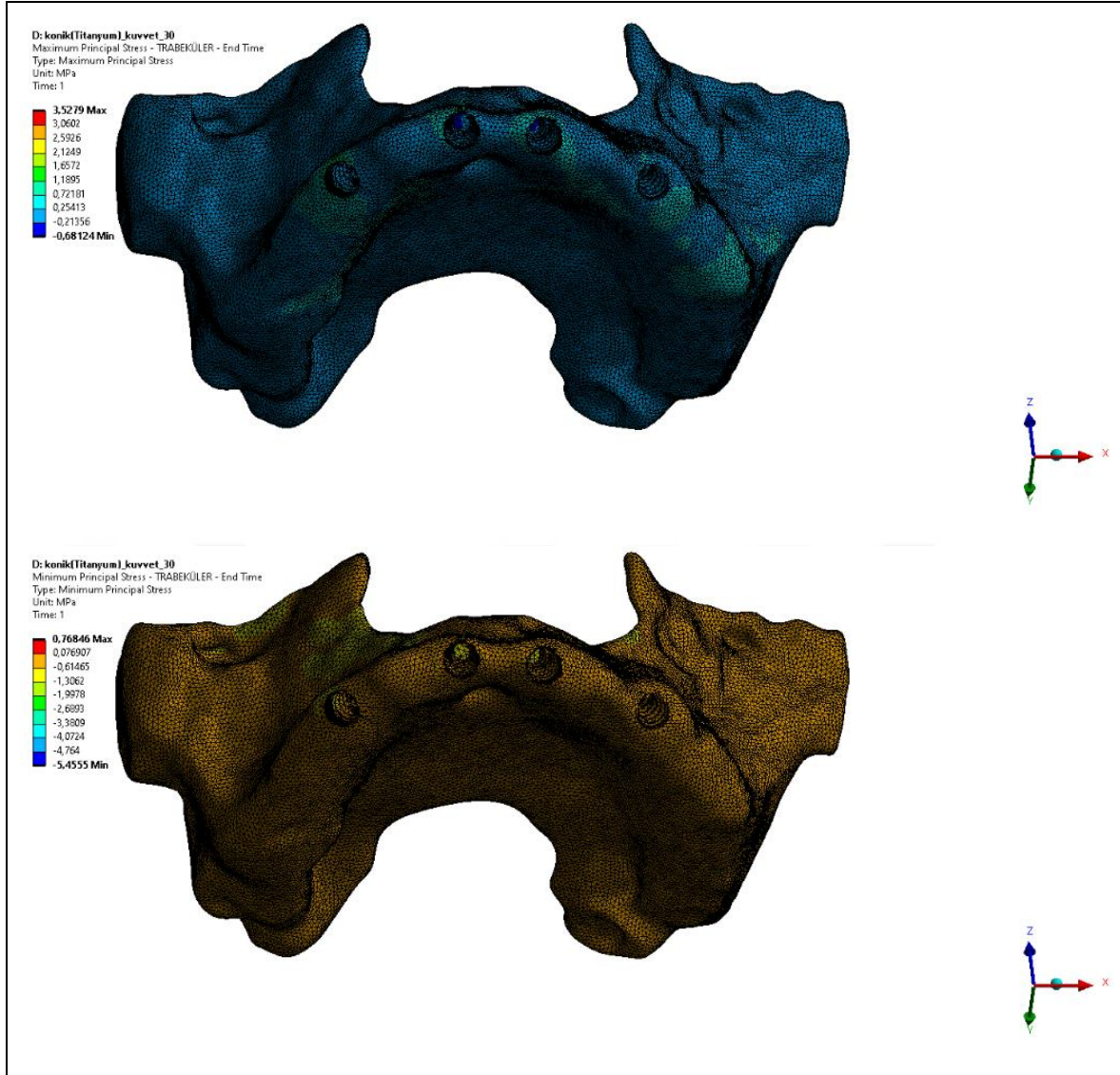
30 derece açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu ortaya çıkan gerilme tipi stresler değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan Pmax değeri 11,75 MPa, spongios kemikte 3,52 MPa olarak ölçülmüştür. Sıkışma tipi stresler değerlendirildiğinde ise krestal kortikal kemikte oluşan Pmin değeri -12,94 MPa, spongios kemikte -5,45 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.4.). Renk skalasının eşlik ettiği stres dağılım görselleri Şekil 4.5. ve Şekil 4.6.'da verilmiştir.



Şekil 4.4. Model 1’de 30° açıyla uygulanan oblik yükleme altında kortikal ve spongios kemikte ortaya çıkan stresler



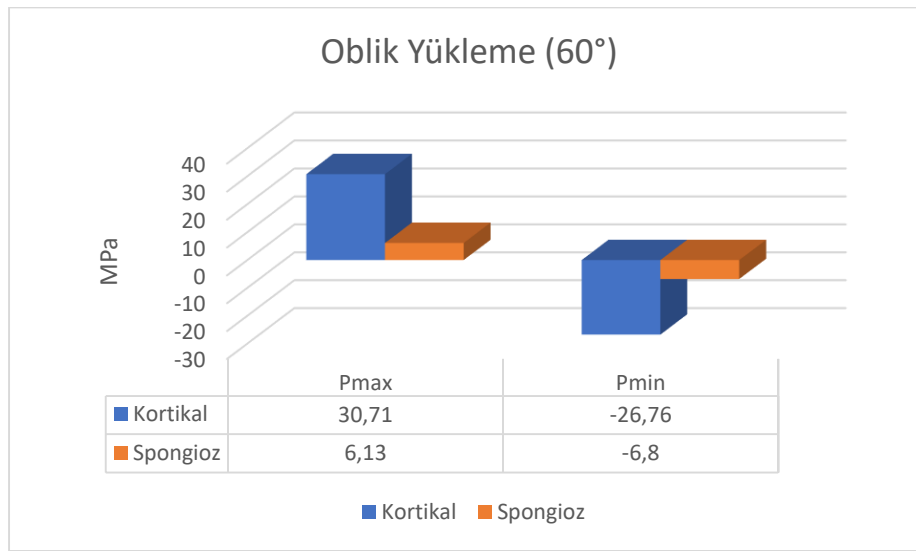
Şekil 4.5. Model 1’de 30° açıyla uygulanan oblik yükleme altında kortikal kemikte ortaya çıkan Pmax (mavi) ve Pmin (sarı) dağılımları



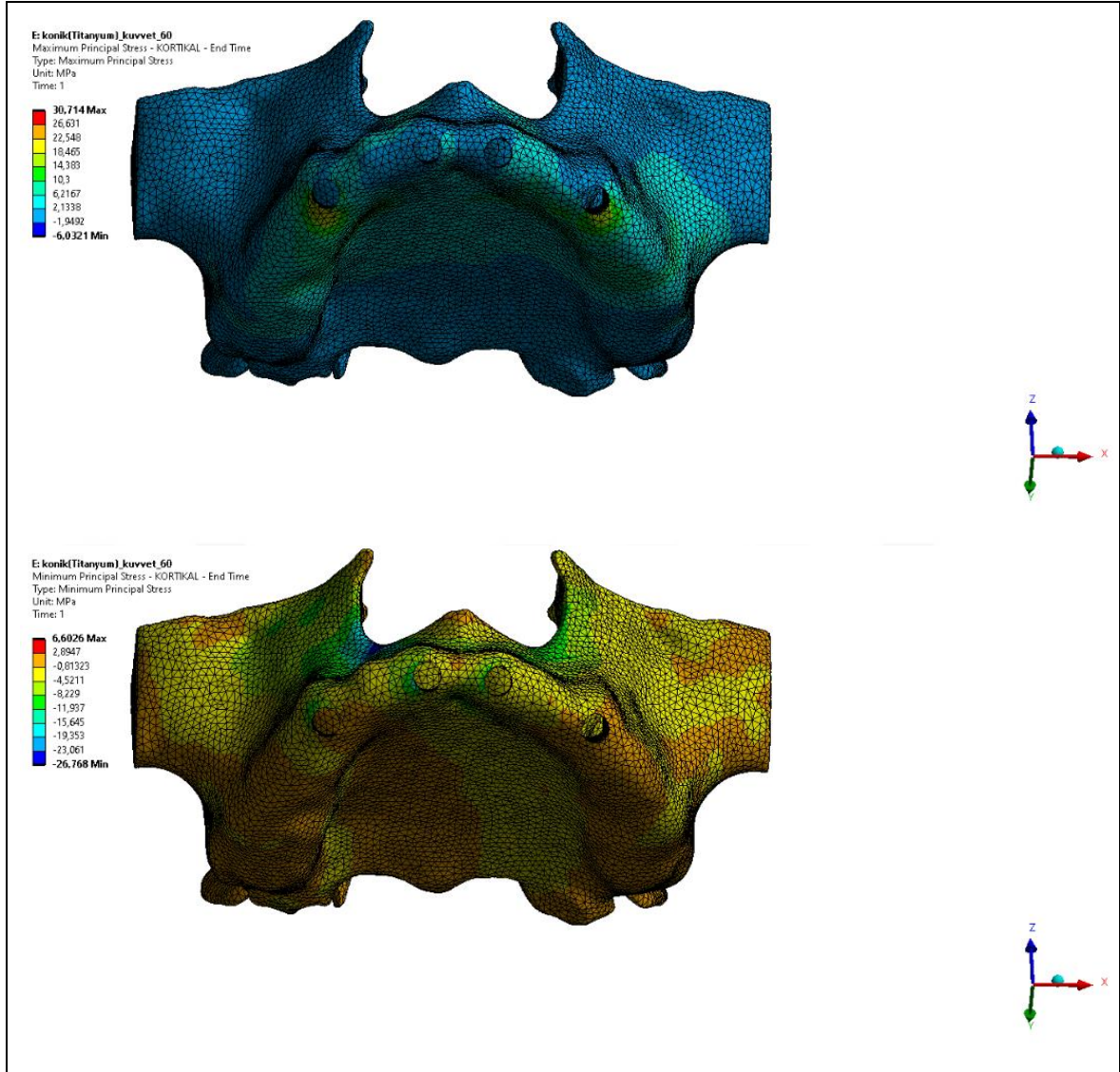
Şekil 4.6. Model 1’de 30° açıyla uygulanan oblik yükleme altında spongioz kemikte ortaya çıkan Pmax (mavi) ve Pmin (sarı) dağılımları

60° Oblik Yükleme

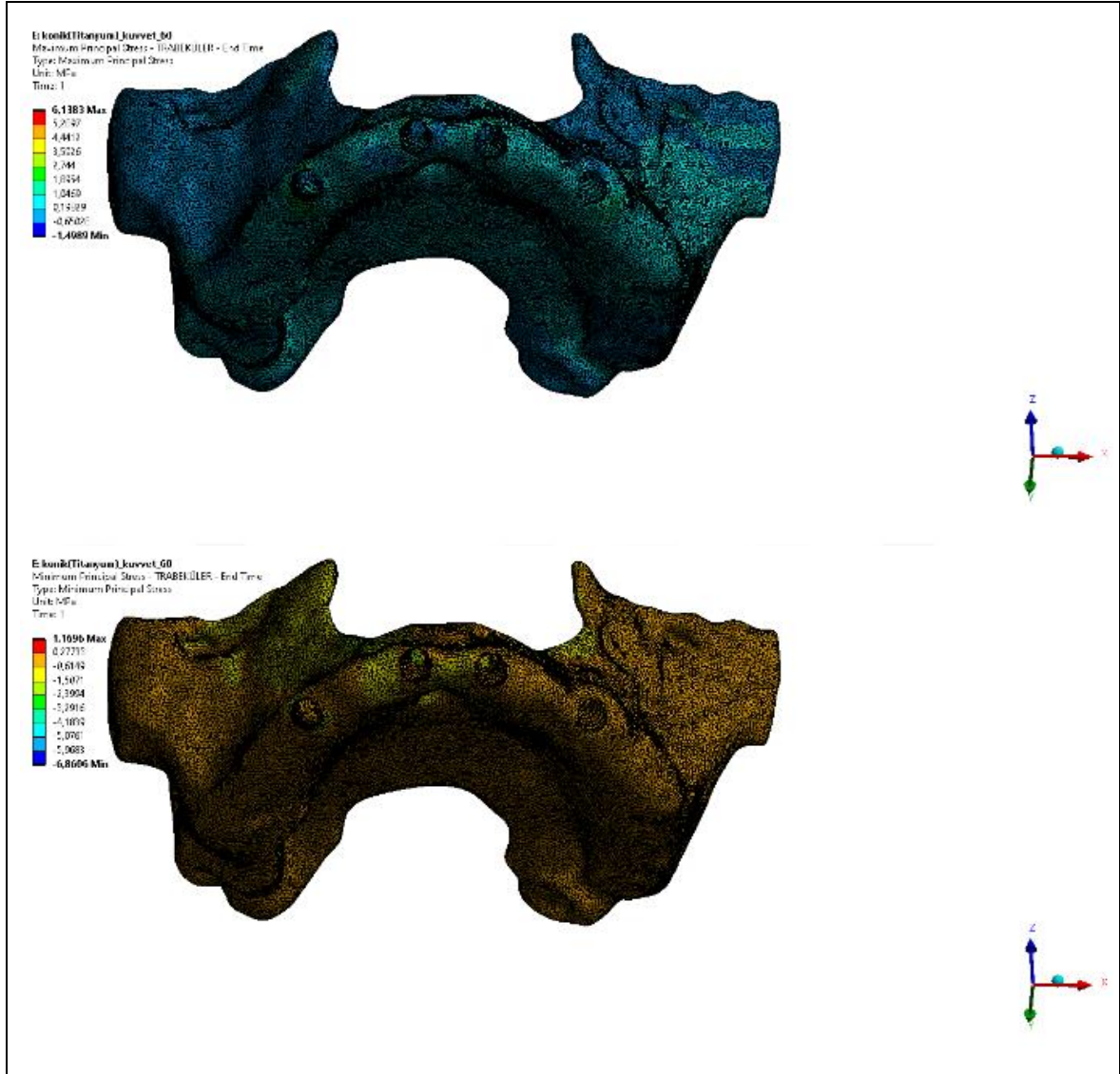
60 derece açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu ortaya çıkan gerilme tipi stresler değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan Pmax değeri 30,71 MPa, spongioz kemikte 6,13 MPa olarak ölçülmüştür. Sıkışma tipi stresler değerlendirildiğinde ise krestal kortikal kemikte oluşan Pmin değeri -26,76 MPa, spongioz kemikte -6,80 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.7.). Renk skalasının eşlik ettiği stres dağılım görselleri Şekil 4.8. ve Şekil 4.9.'da verilmiştir.



Şekil 4.7. Model 1’de 60° açıyla uygulanan oblik yükleme altında kortikal ve spongioz kemikte ortaya çıkan stresler

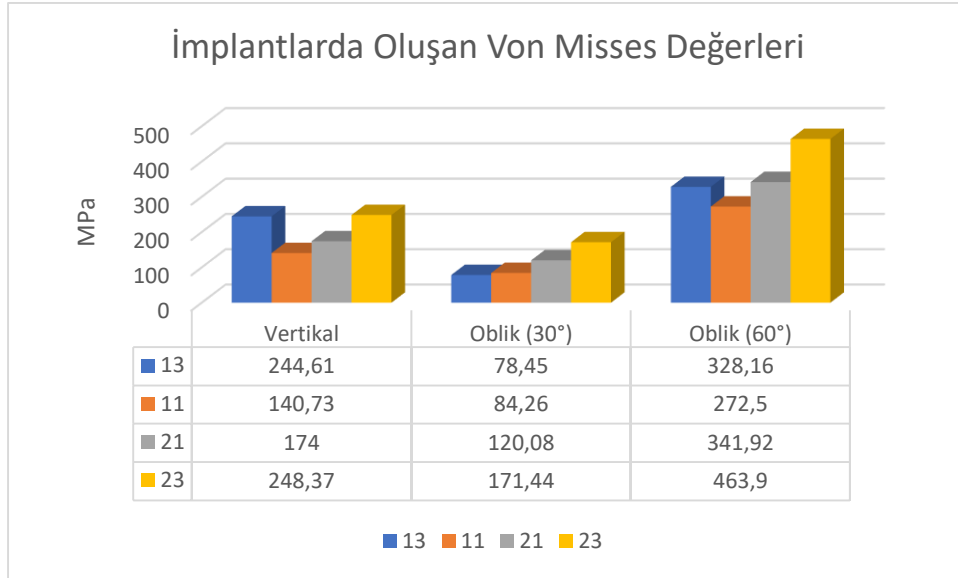


Şekil 4.8. Model 1’de 60° açıyla uygulanan oblik yükleme altında kortikal kemikte ortaya çıkan Pmax (mavi) ve Pmin (sarı) dağılımları

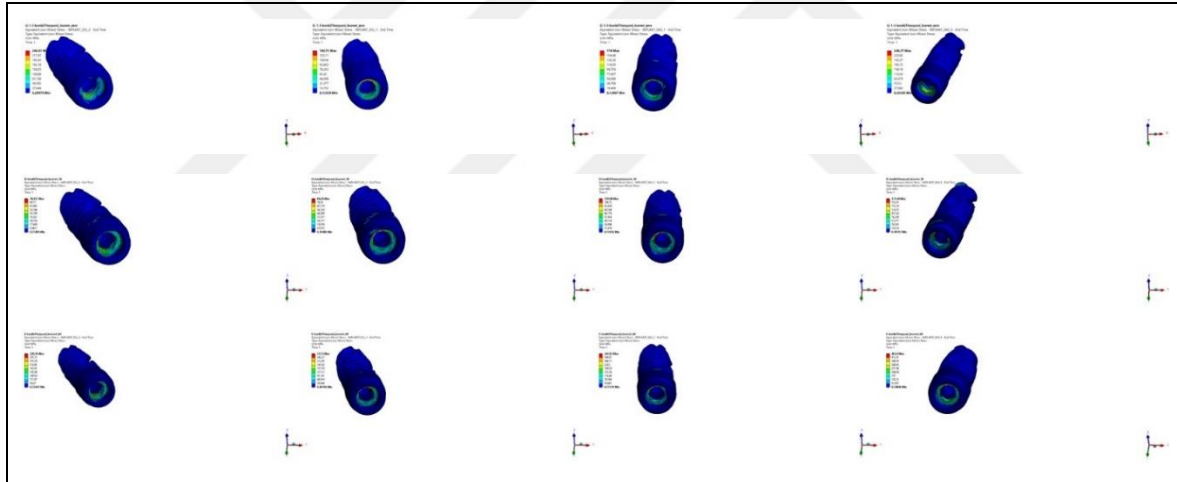


Şekil 4.9. Model 1’de 60° açıyla uygulanan oblik yükleme altında spongioz kemikte ortaya çıkan Pmax (mavi) ve Pmin (sarı) dağılımları

Model 1’de vertikal ve oblik yükleme sonucu implantlarda ortaya çıkan Von Mises streslerinin rakamsal değerleri, grafiksel dağılımları ve renk skalasının eşlik ettiği stres dağılım görselleri Şekil 4.10. ve Şekil 4.11.’de verilmiştir. Şekil 4.10.’da, 13: 13 no’lu diş bölgesindeki implantı, 11: 11 no’lu diş bölgesindeki implantı, 21: 21 no’lu diş bölgesindeki implantı, 23: 23 no’lu diş bölgesindeki implantı ifade etmektedir. Şekil 4.11.’de, Model 1’deki vertikal (ilk sıra), 30° oblik (2.sıra) ve 60° oblik (3.sıra) yükleme sonucu sırasıyla 13-11-21-23 no’lu diş bölgesinde yer alan implantlarda ortaya çıkan Von Mises streslerinin dağılımları gösterilmiştir.



Şekil 4.10. Model 1’de vertikal, 30° ve 60° oblik yüklemeler sonucu implantlarda ortaya çıkan Von Misses stres değerleri



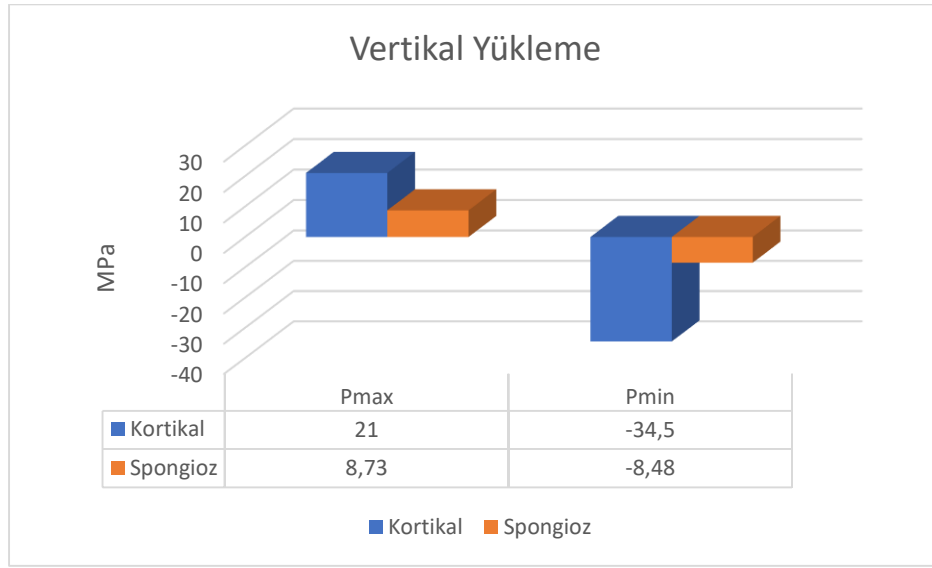
Şekil 4.11. Model 1’de vertikal, 30° ve 60° oblik yüklemeler sonucu implantlarda ortaya çıkan Von Misses streslerinin dağılımları

4.1.2. Model 2

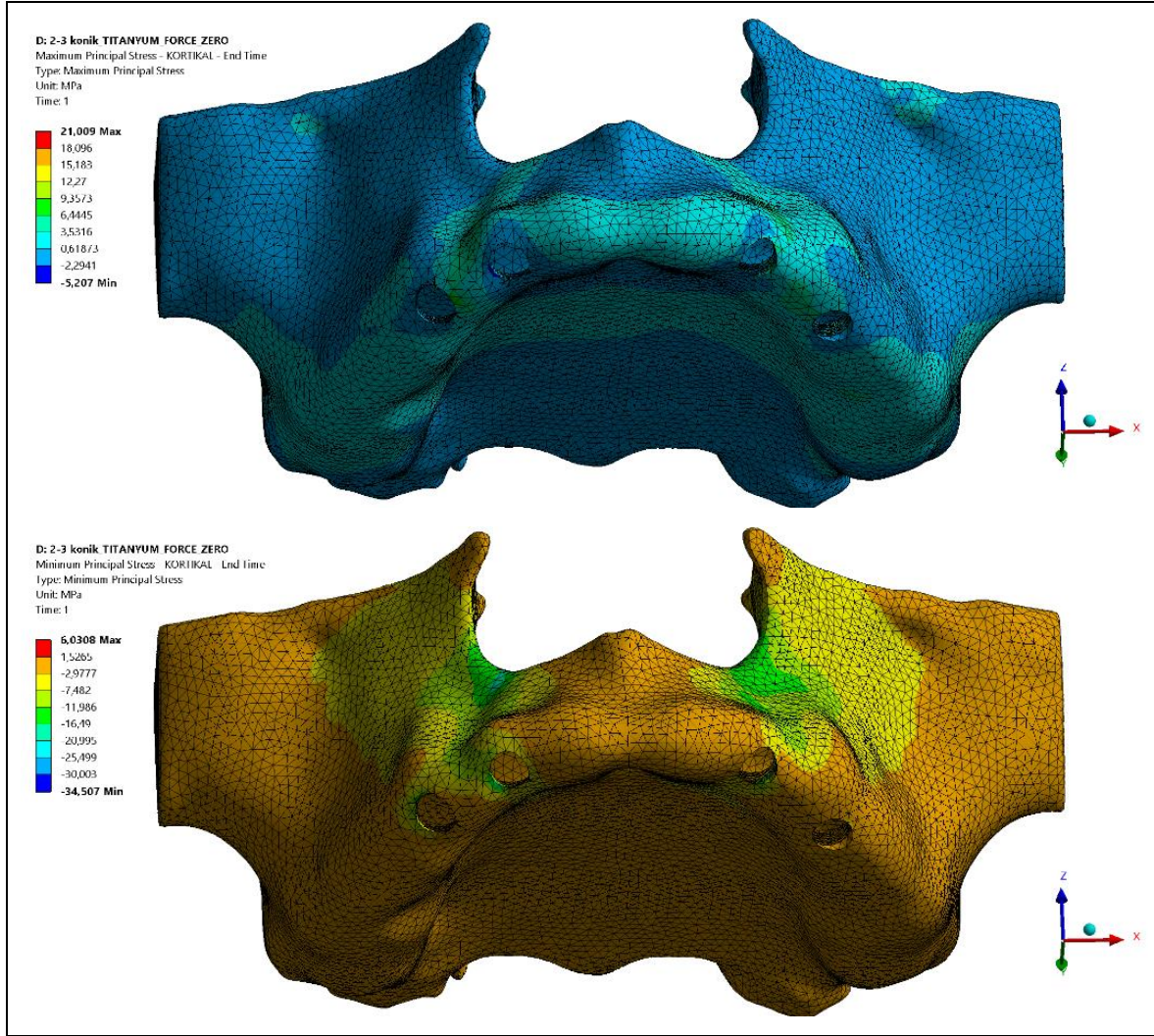
Model 2’de yükleme sonucu implantların çevresindeki krestal kortikal kemik ve spongiöz kemikte ortaya çıkan gerilme ve sıkışma tipi streslerin (Pmax ve Pmin) rakamsal değerleri, grafiksel dağılımları ve renk skalasının eşlik ettiği stres dağılım görselleri aşağıdaki gibidir.

Vertikal Yükleme

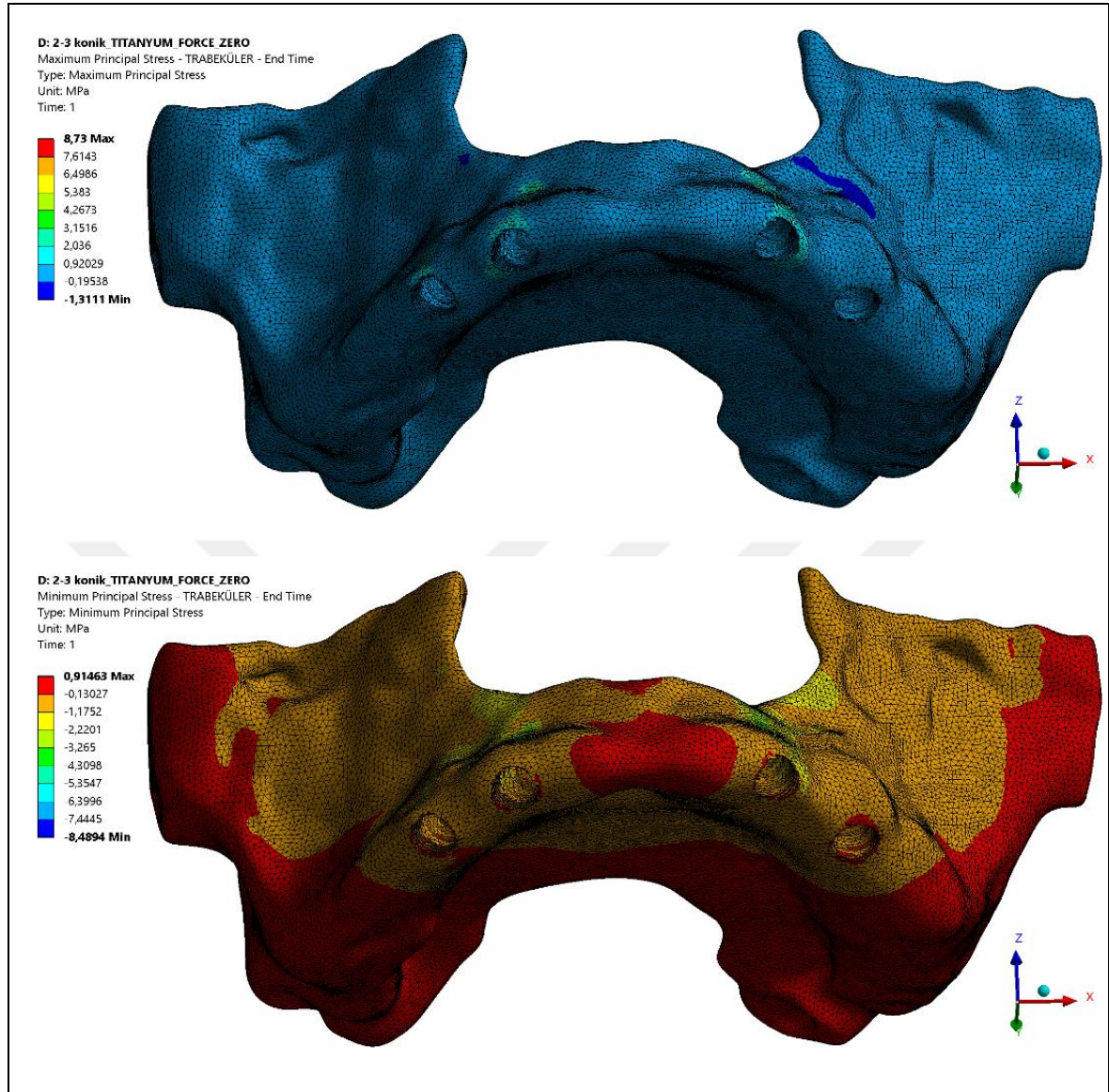
Vertikal yükleme sonucunda ortaya çıkan gerilme tipi stresler değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan Pmax değeri 21 MPa, spongioz kemikte 8,73 MPa olarak ölçülmüştür. Sıkışma tipi stresler değerlendirildiğinde ise krestal kortikal kemikte oluşan Pmin değeri -34,5 MPa, spongioz kemikte -8,48 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.12.). Renk skalasının eşlik ettiği stres dağılım görselleri Şekil 4.13. ve Şekil 4.14.'te verilmiştir.



Şekil 4.12. Model 2’de vertikal yükleme altında kortikal ve spongioz kemikte ortaya çıkan stresler



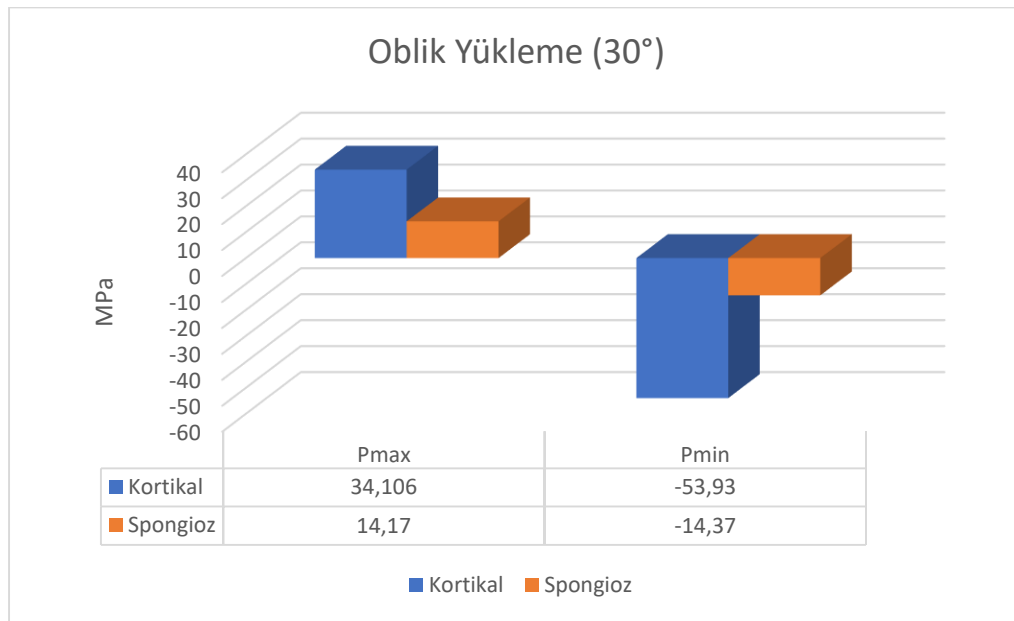
Şekil 4.13. Model 2’de vertikal yüklemede kortikal kemikte ortaya çıkan Pmax (mavi) ve Pmin (sarı) dağılımları



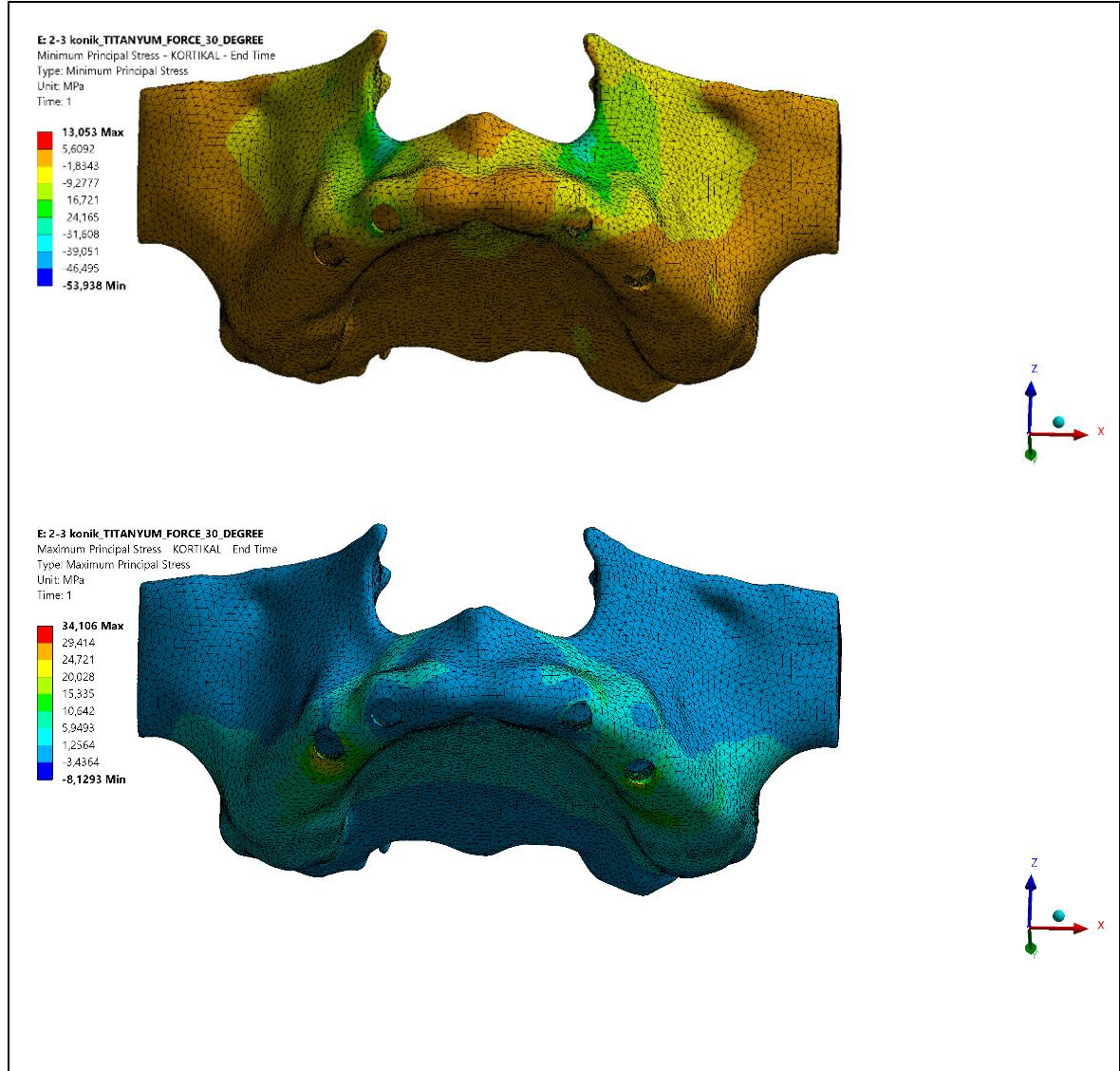
Şekil 4.14. Model 2’de vertikal yüklemde spongios kemikte ortaya çıkan Pmax (mavi) ve Pmin (sarı) dağılımları

30° Oblik Yükleme

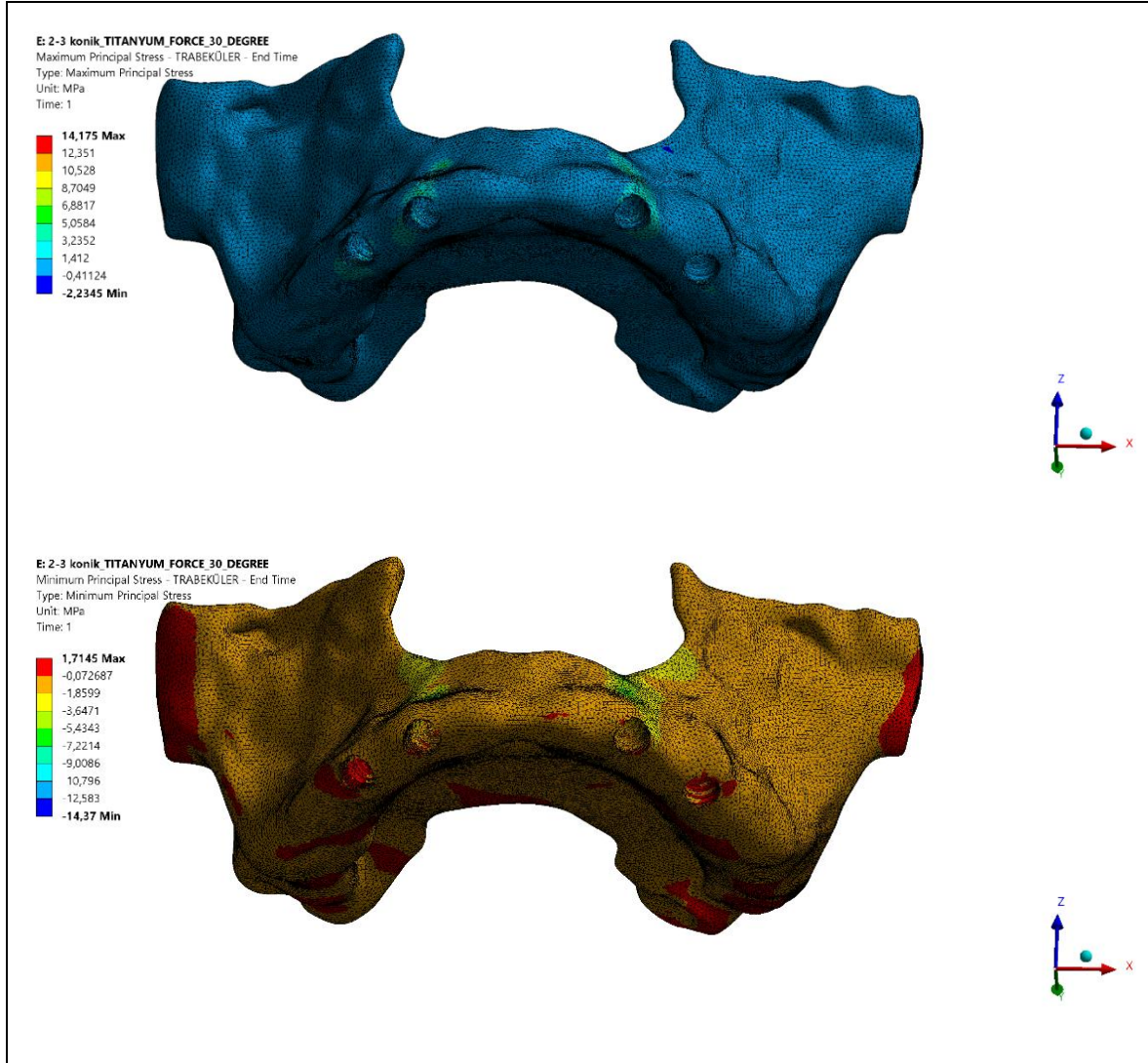
30 derece açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu ortaya çıkan gerilme tipi stresler değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan Pmax değeri 34,106 MPa, spongioz kemikte 14,17 MPa olarak ölçülmüştür. Sıkışma tipi stresler değerlendirildiğinde ise krestal kortikal kemikte oluşan Pmin değeri -53,93 MPa, spongioz kemikte -14,37 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.15.). Renk skalasının eşlik ettiği stres dağılım görselleri Şekil 4.16. ve Şekil 4.17.'de verilmiştir.



Şekil 4.15. Model 2’de 30° açıyla uygulanan oblik yükleme altında kortikal ve spongioz kemikte ortaya çıkan stresler



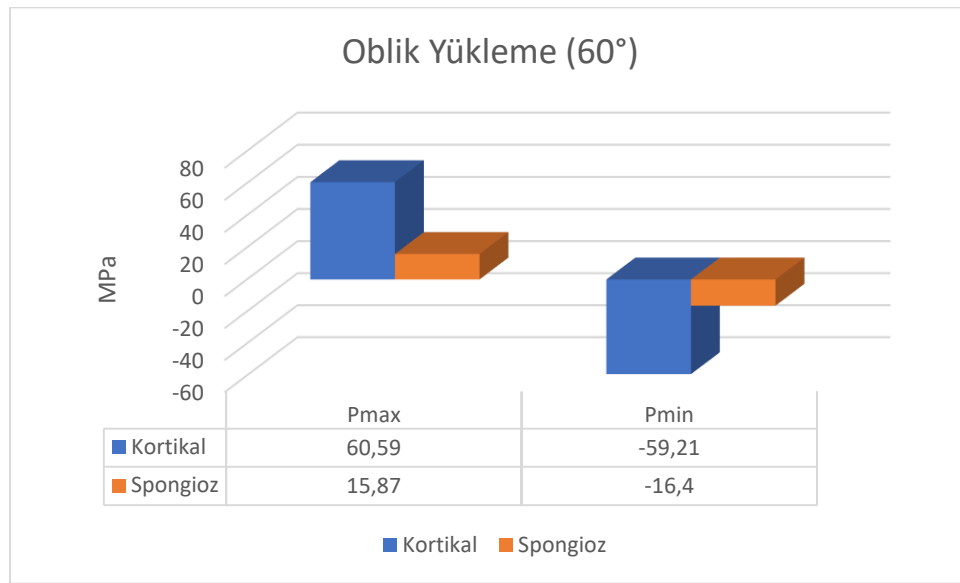
Şekil 4.16. Model 2’de 30° açıyla uygulanan oblik yükleme altında kortikal kemikte ortaya çıkan Pmax (mavi) ve Pmin (sarı) dağılımları



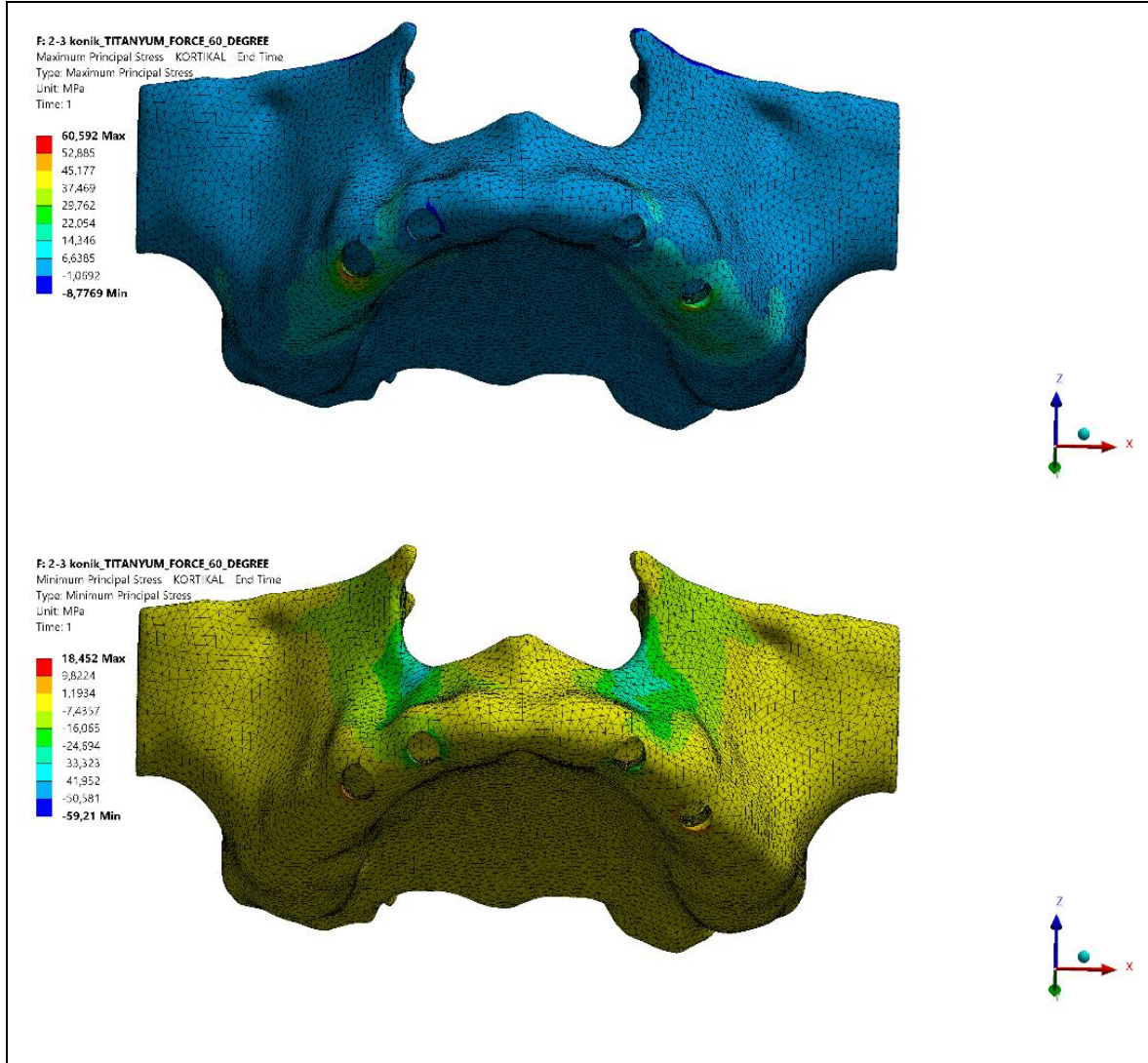
Şekil 4.17. Model 2’de 30° açıyla uygulanan oblik yükleme altında spongioz kemikte ortaya çıkan Pmax (mavi) ve Pmin (sarı) dağılımları

60° Oblik Yükleme

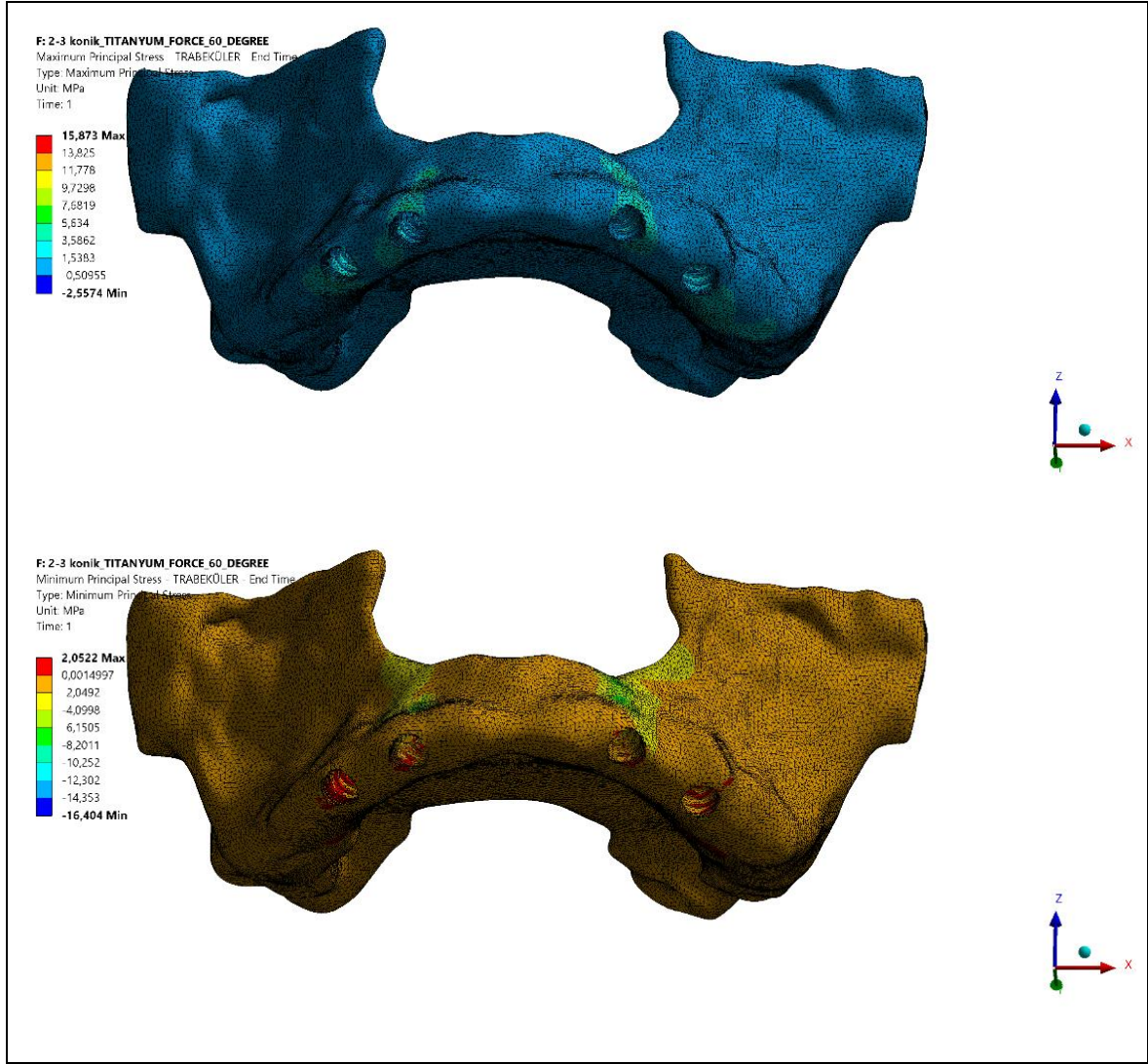
60 derece açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu ortaya çıkan gerilme tipi stresler değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan Pmax değeri 60,59 MPa, spongios kemikte 15,87 MPa olarak ölçülmüştür. Sıkışma tipi stresler değerlendirildiğinde ise krestal kortikal kemikte oluşan Pmin değeri -59,21 MPa, spongios kemikte -16,4 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.18.). Renk skalasının eşlik ettiği stres dağılım görselleri Şekil 4.19. ve Şekil 4.20.'de verilmiştir.



Şekil 4.18. Model 2’de 60° açıyla uygulanan oblik yükleme altında kortikal ve spongios kemikte ortaya çıkan stresler

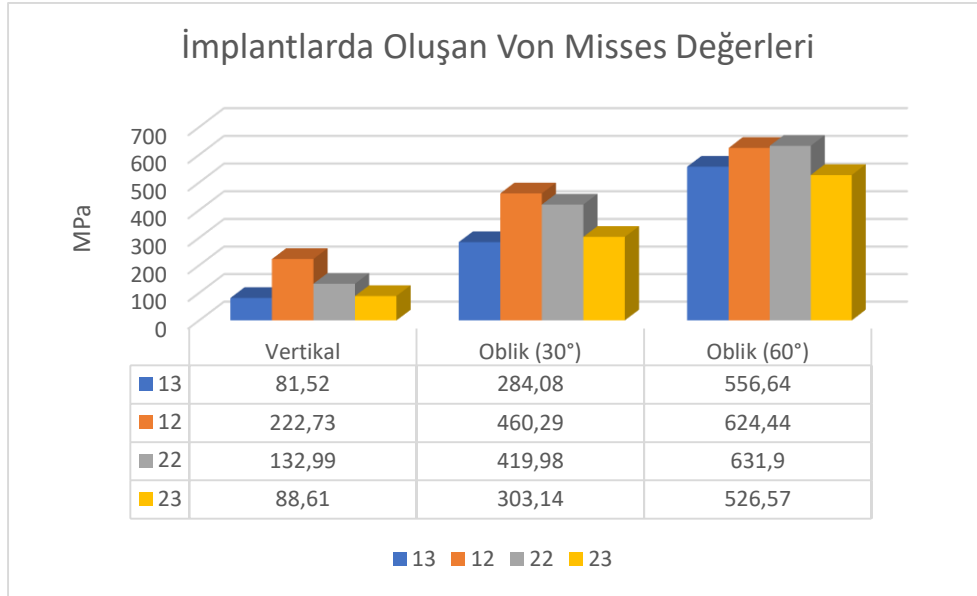


Şekil 4.19. Model 2’de 60° açıyla uygulanan oblik yükleme altında kortikal kemikte ortaya çıkan Pmax (mavi) ve Pmin (sarı) dağılımları

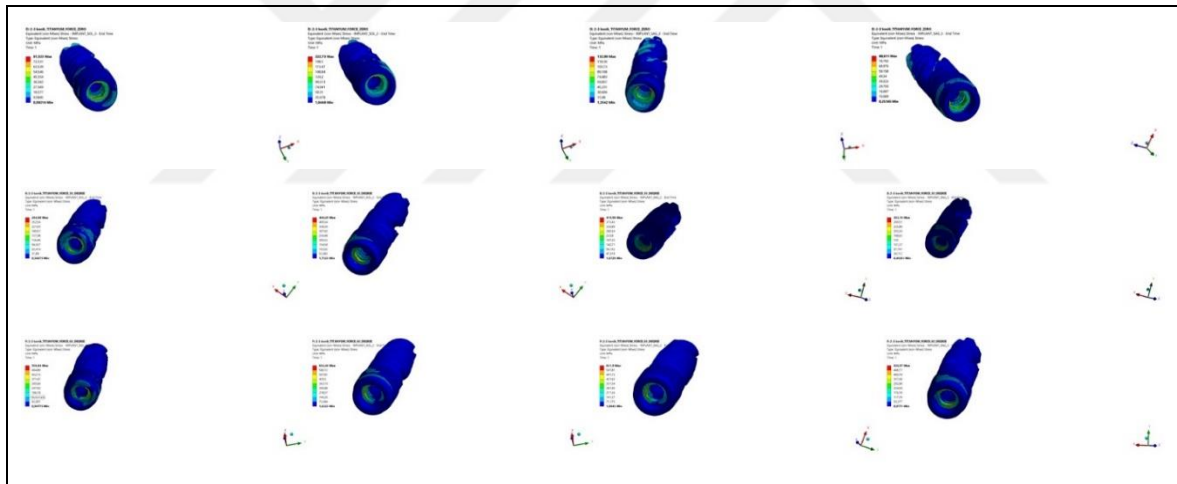


Şekil 4.20. Model 2’de 60° açıyla uygulanan oblik yükleme altında spongioz kemikte ortaya çıkan Pmax (mavi) ve Pmin (sarı) dağılımları

Model 2’de vertikal ve oblik yükleme sonucu implantlarda ortaya çıkan Von Misses streslerinin rakamsal değerleri, grafiksel dağılımları ve renk skalasının eşlik ettiği stres dağılım görselleri Şekil 4.21. ve Şekil 4.22.’de verilmiştir. Şekil 4.21.’de, 13: 13 no’lu diş bölgesindeki implantı, 12: 12 no’lu diş bölgesindeki implantı, 22: 22 no’lu diş bölgesindeki implantı, 23: 23 no’lu diş bölgesindeki implantı ifade etmektedir. Şekil 4.22.’de Model 2’de vertikal (ilk sıra), 30° oblik (2.sıra) ve 60° oblik (3.sıra) yüklemeler sonucu sırasıyla 13-12-22-23 no’lu diş bölgesinde yer alan implantlarda ortaya çıkan Von Misses streslerinin dağılımları gösterilmiştir.



Şekil 4.21. Model 2’de vertikal, 30° ve 60° oblik yüklemeler sonucu implantlarda ortaya çıkan Von Misses stres değerleri



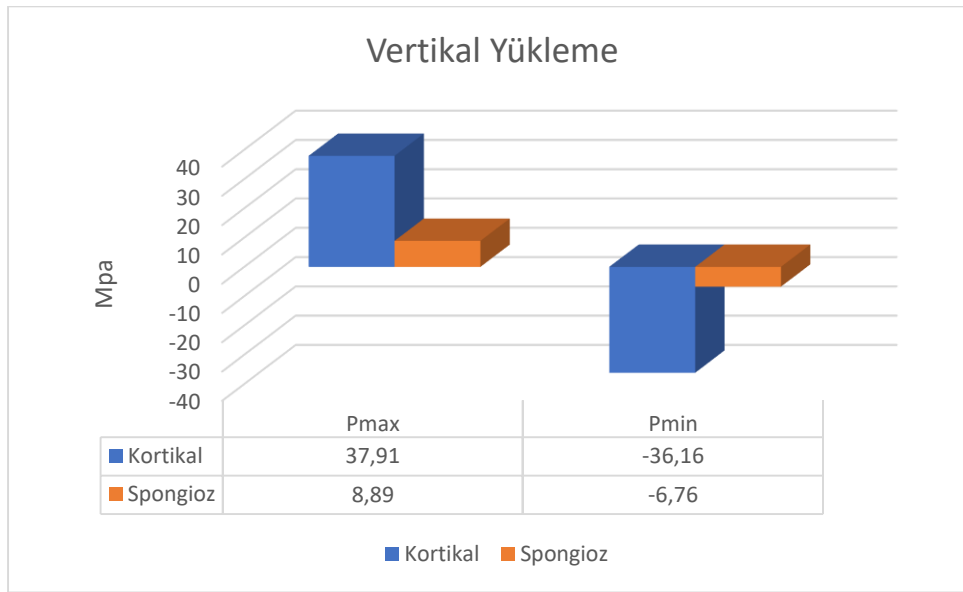
Şekil 4.22. Model 2’de vertikal, 30° ve 60° oblik yüklemeler sonucu implantlarda ortaya çıkan Von Misses streslerinin dağılımları

4.1.3. Model 3

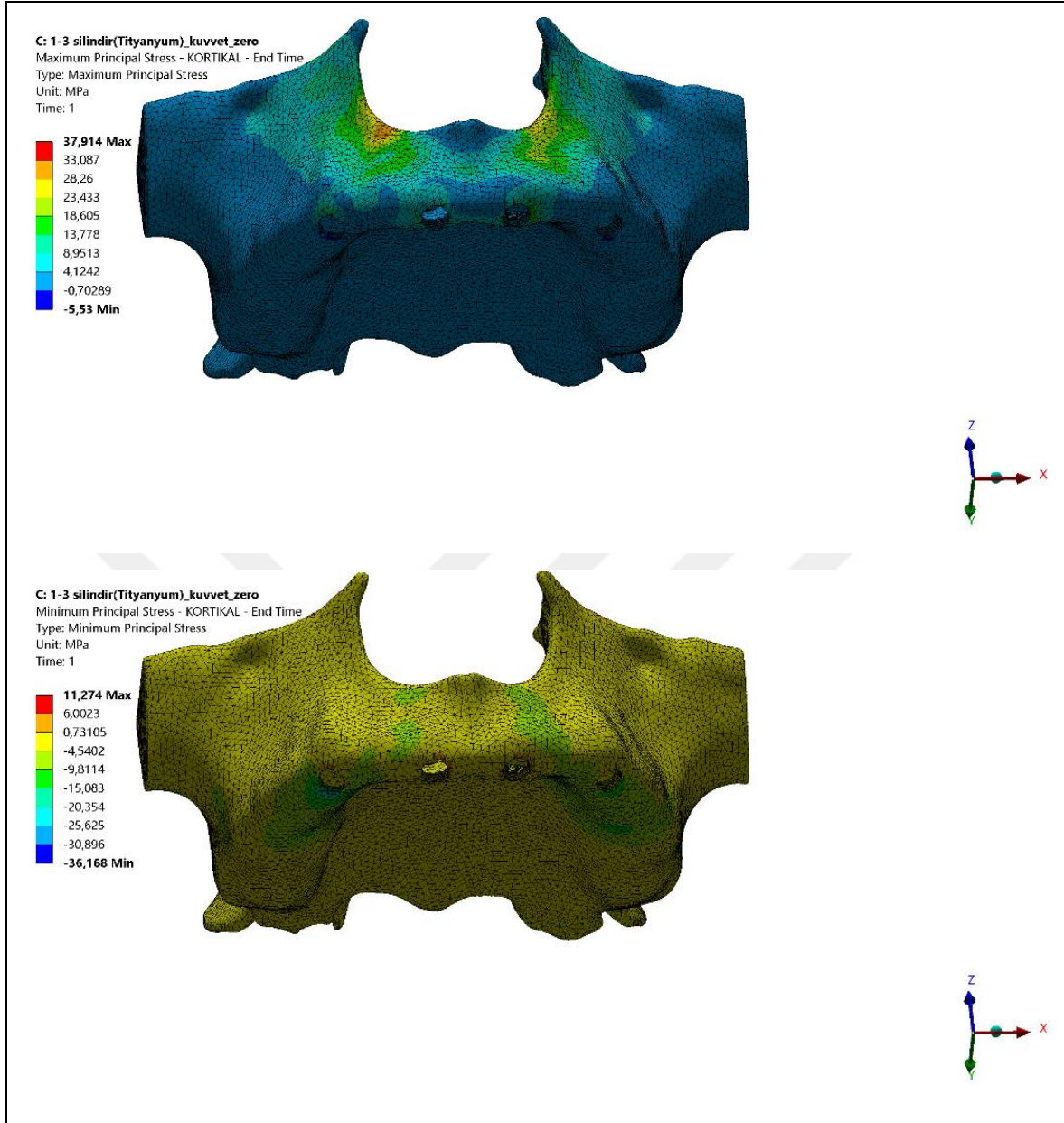
Model 3’te vertikal ve oblik yükleme sonucu implantların çevresindeki krestal kortikal kemik ve spongios kemikte ortaya çıkan gerilme ve sıkışma tipi streslerin (Pmax ve Pmin) rakamsal değerleri, grafiksel dağılımları ve renk skalasının eşlik ettiği stres dağılım görselleri aşağıdaki gibidir.

Vertikal Yükleme

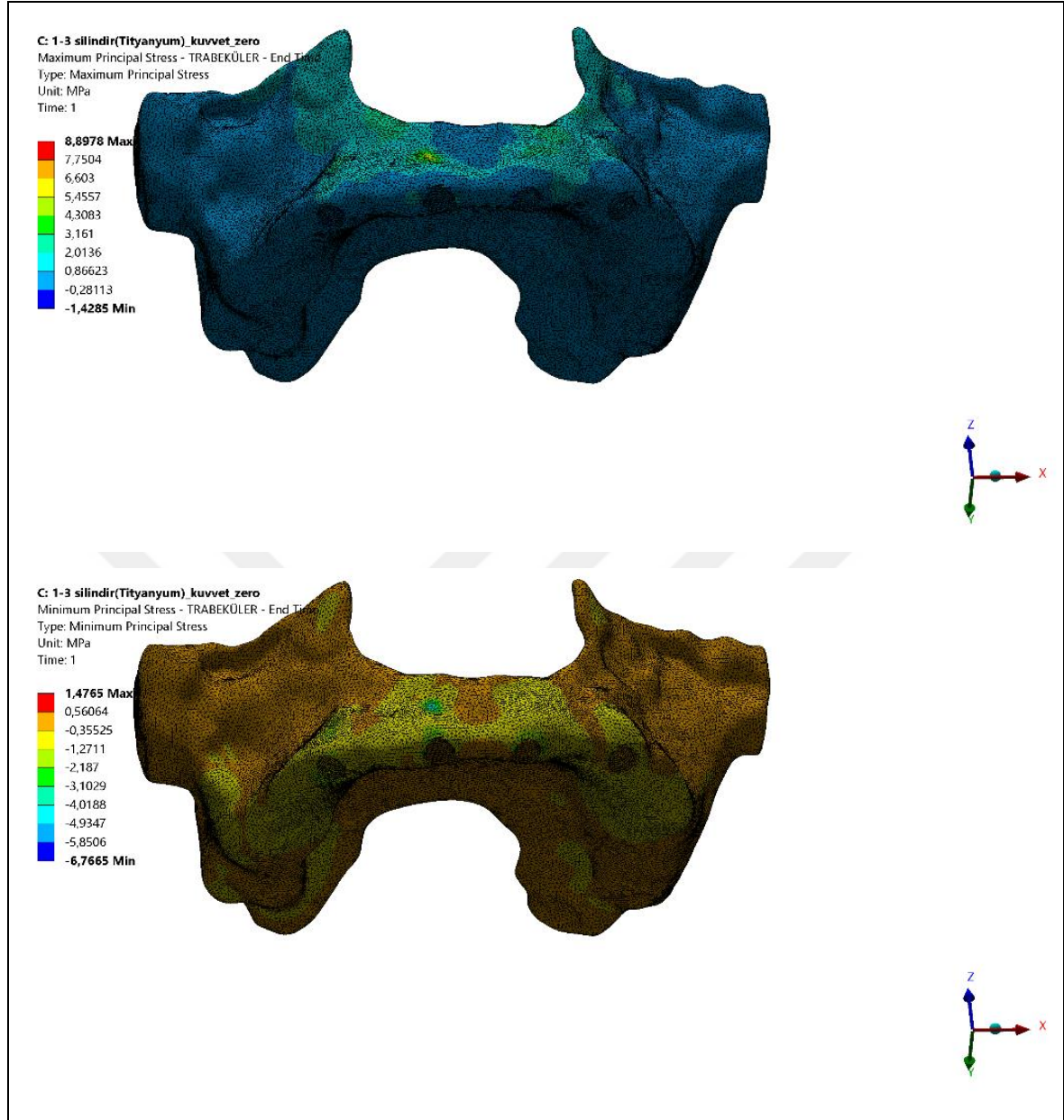
Vertikal yükleme sonucunda ortaya çıkan gerilme tipi stresler değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan Pmax değeri 37,91 MPa, spongioz kemikte 8,89 MPa olarak ölçülmüştür. Sıkışma tipi stresler değerlendirildiğinde ise krestal kortikal kemikte oluşan Pmin değeri -36,16 MPa, spongioz kemikte -6,76 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.23.). Renk skalasının eşlik ettiği stres dağılım görselleri Şekil 4.24. ve Şekil 4.25.'te verilmiştir.



Şekil 4.23. Model 3'te vertikal yükleme altında kortikal ve spongioz kemikte ortaya çıkan stresler



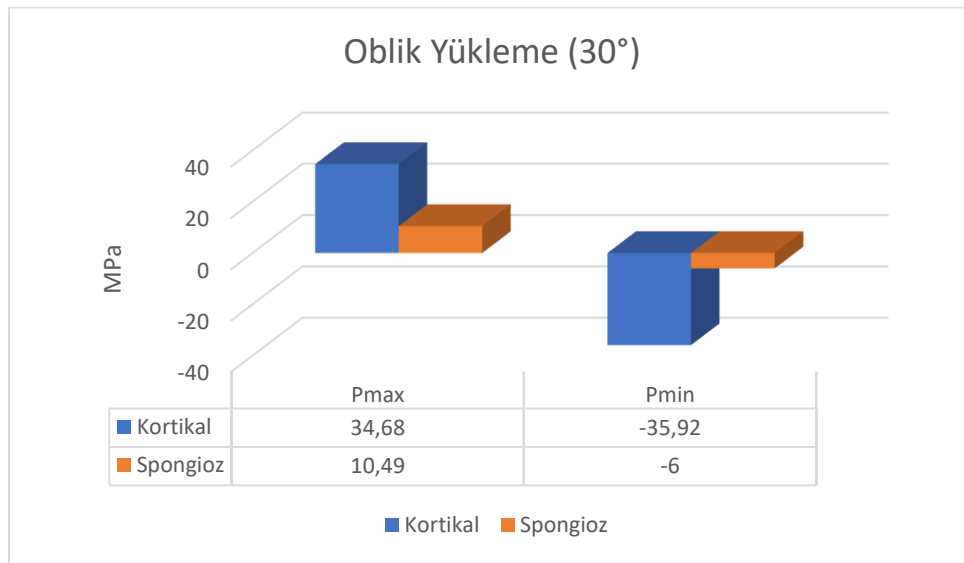
Şekil 4.24. Model 3’te vertikal yükleme altında kortikal kemikte ortaya çıkan Pmax (mavi) ve Pmin (sarı) dağılımları



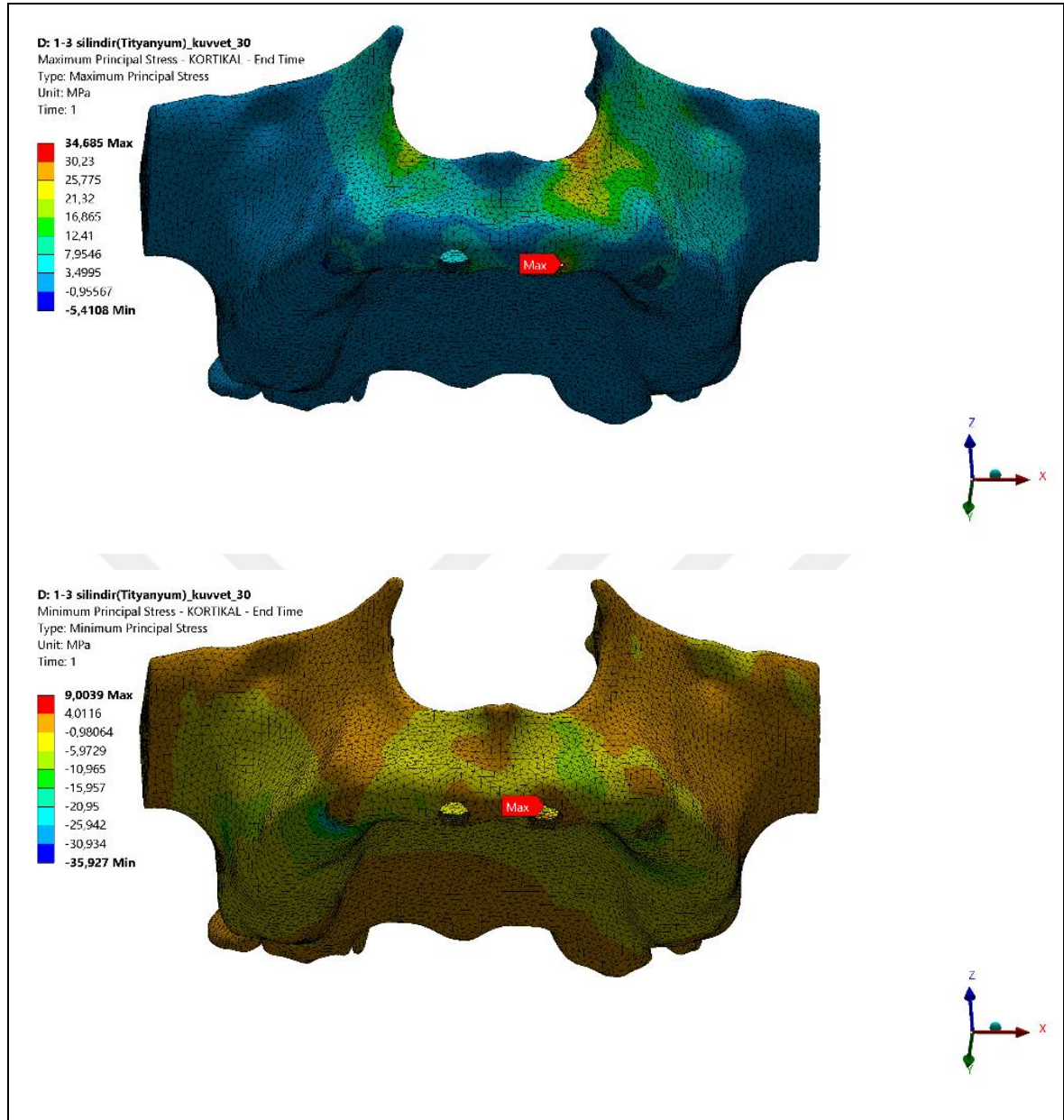
Şekil 4.25. Model 3’te vertikal yükleme altında spongioz kemikte ortaya çıkan Pmax (mavi) ve Pmin (sarı) dağılımları

30° Oblik Yükleme

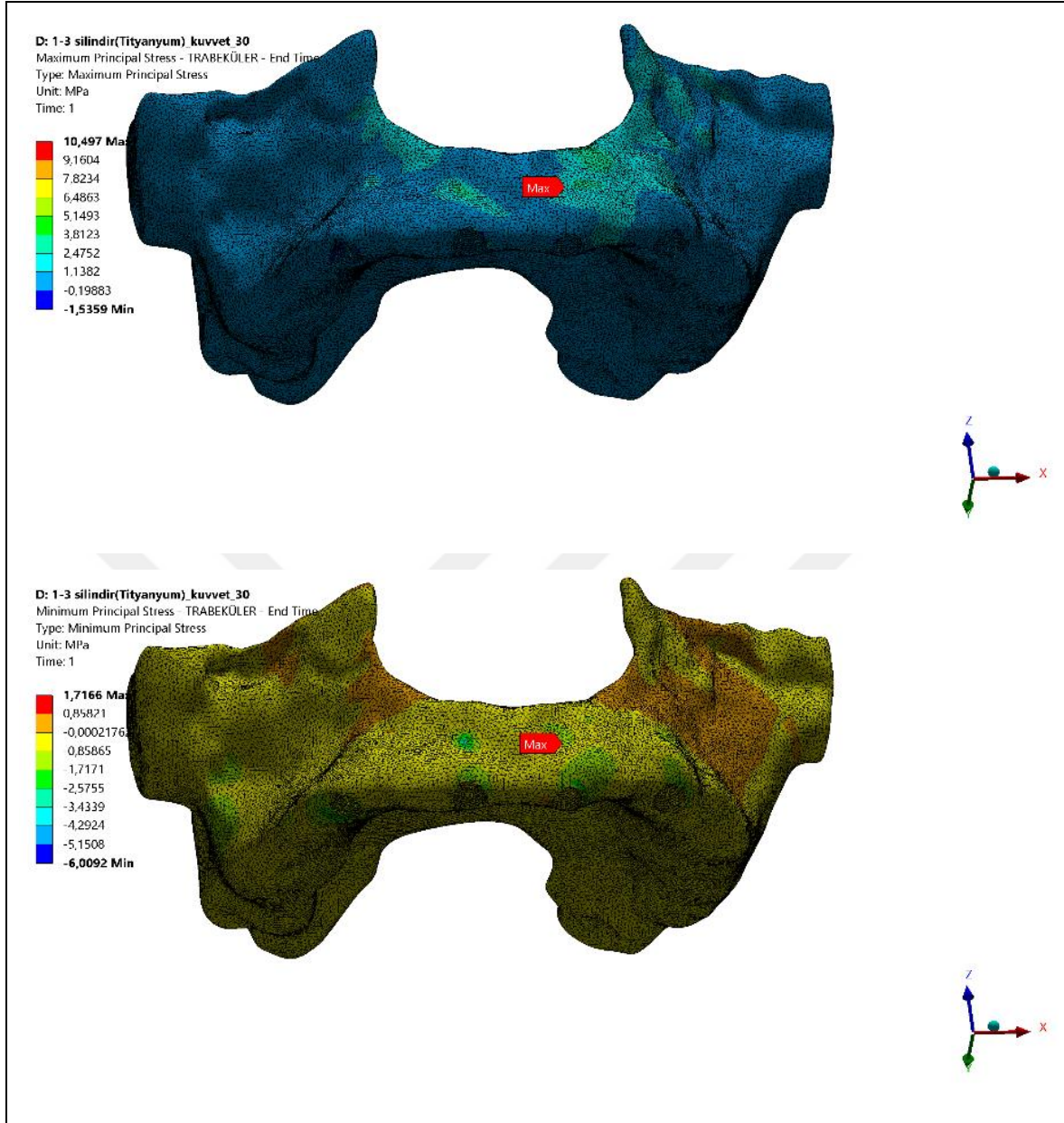
30 derece açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu ortaya çıkan gerilme tipi stresler değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan Pmax değeri 34,68 MPa, spongios kemikte 10,49 MPa olarak ölçülmüştür. Sıkışma tipi stresler değerlendirildiğinde ise krestal kortikal kemikte oluşan Pmin değeri -35,92 MPa, spongios kemikte -6 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.26.). Renk skalasının eşlik ettiği stres dağılım görselleri Şekil 4.27. ve Şekil 4.28.'te verilmiştir.



Şekil 4.26. Model 3'te 30° açıyla uygulanan oblik yükleme altında kortikal ve spongios kemikte ortaya çıkan stresler



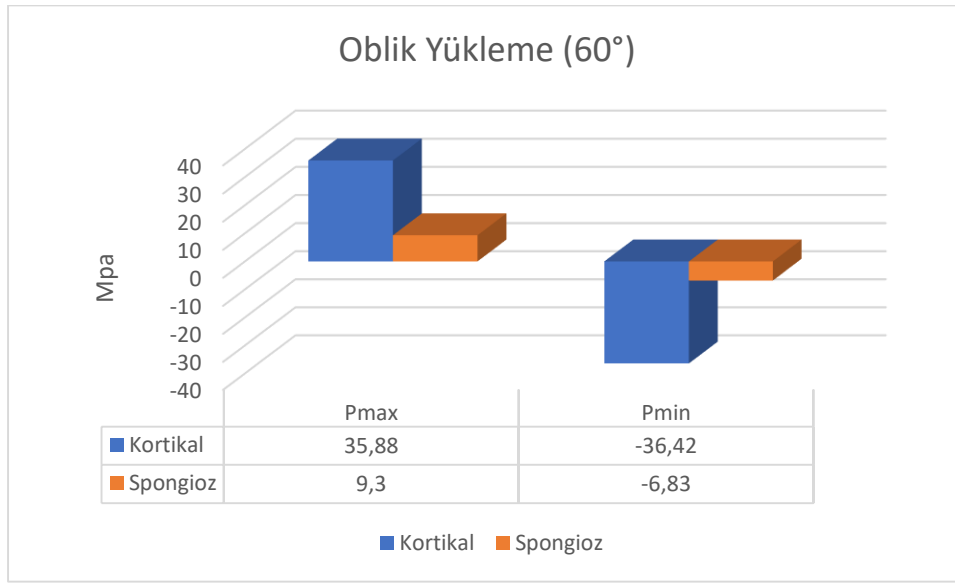
Şekil 4.27. Model 3'te 30° açıyla uygulanan oblik yükleme altında kortikal kemikte ortaya çıkan Pmax (mavi) ve Pmin (sarı) dağılımları



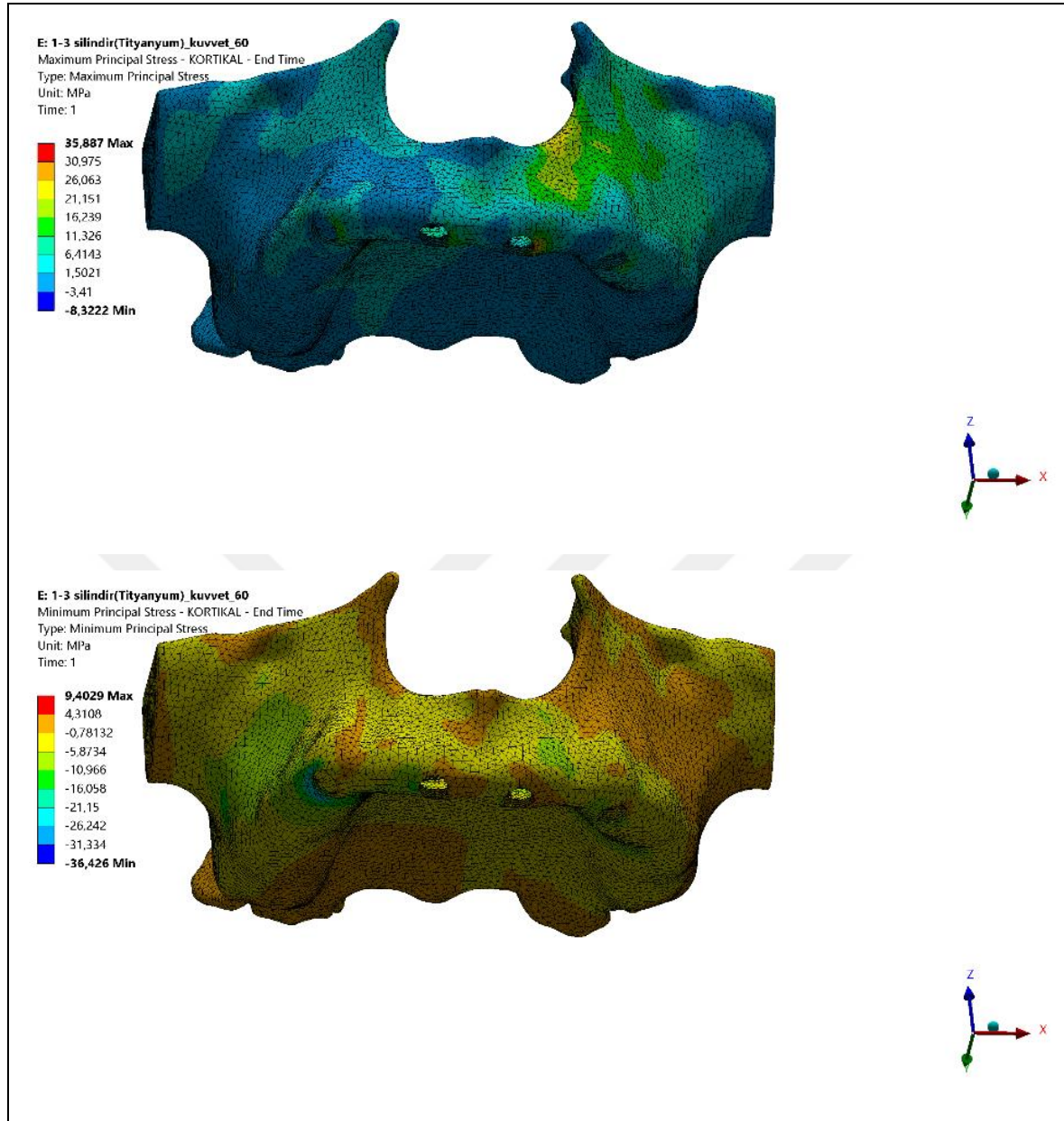
Şekil 4.28. Model 3'te 30° açıyla uygulanan oblik yükleme altında spongioz kemikte ortaya çıkan Pmax (mavi) ve Pmin (sarı) dağılımları

60° Oblik Yükleme

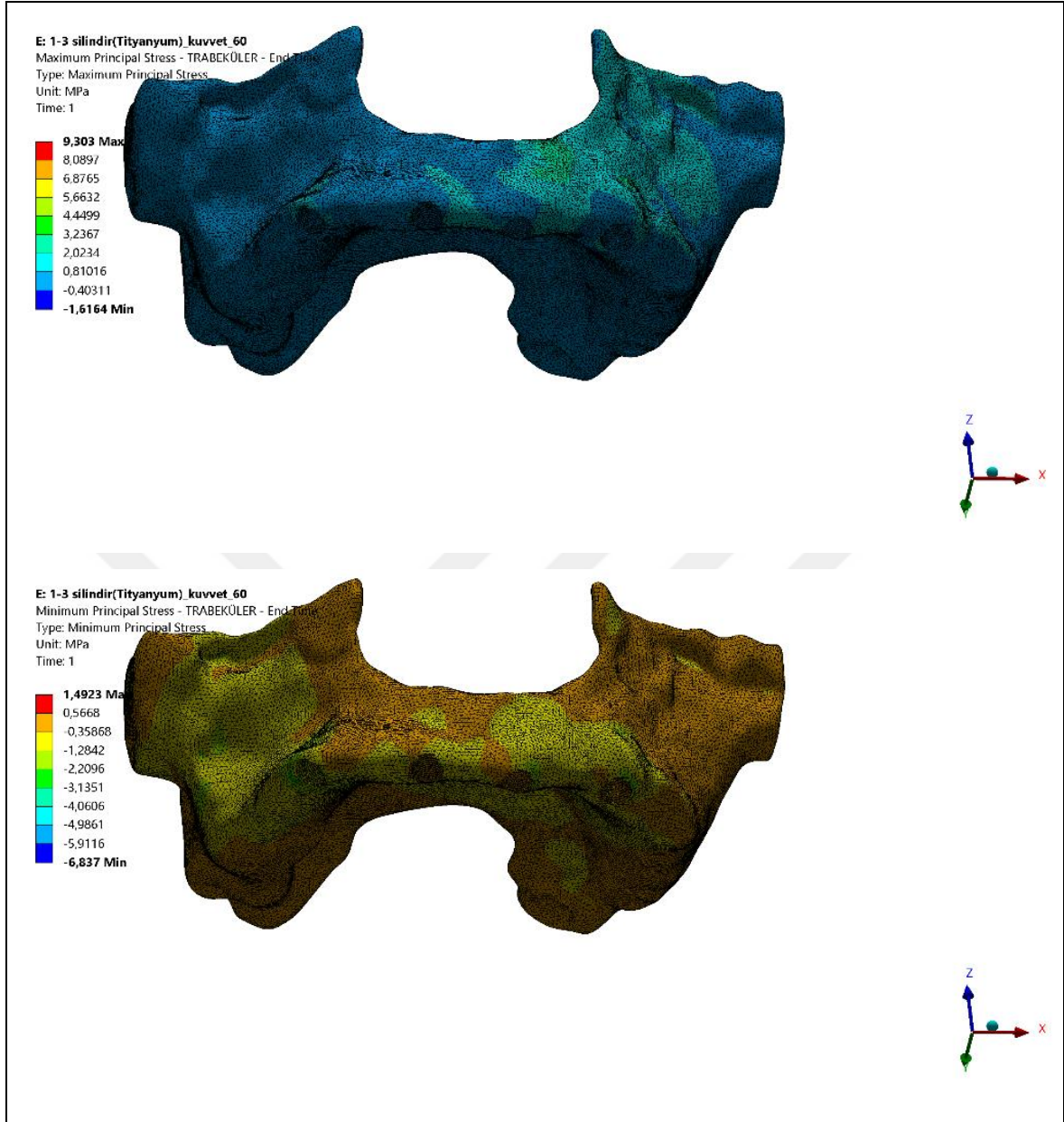
60 derece açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu ortaya çıkan gerilme tipi stresler değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan Pmax değeri 35,88 MPa, spongios kemikte 9,3 MPa olarak ölçülmüştür. Sıkışma tipi stresler değerlendirildiğinde ise krestal kortikal kemikte oluşan Pmin değeri -36,42 MPa, spongios kemikte -6,83 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.29.). Renk skalasının eşlik ettiği stres dağılım görselleri Şekil 4.30. ve Şekil 4.31.'de verilmiştir.



Şekil 4.29. Model 3'te 60° açıyla uygulanan oblik yükleme altında kortikal ve spongios kemikte ortaya çıkan stresler

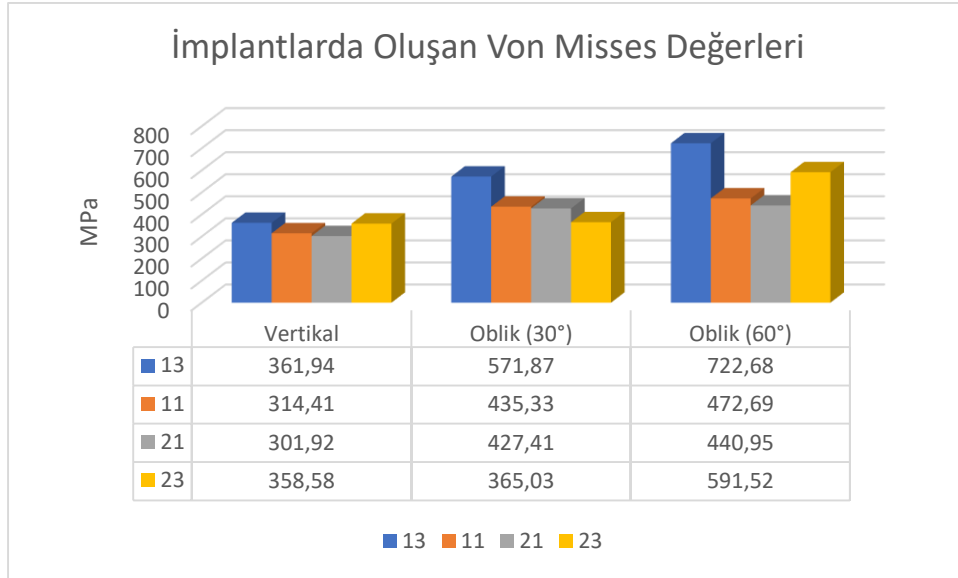


Şekil 4.30. Model 3'te 60° açıyla uygulanan oblik yükleme altında kortikal kemikte ortaya çıkan Pmax (mavi) ve Pmin (sarı) dağılımları

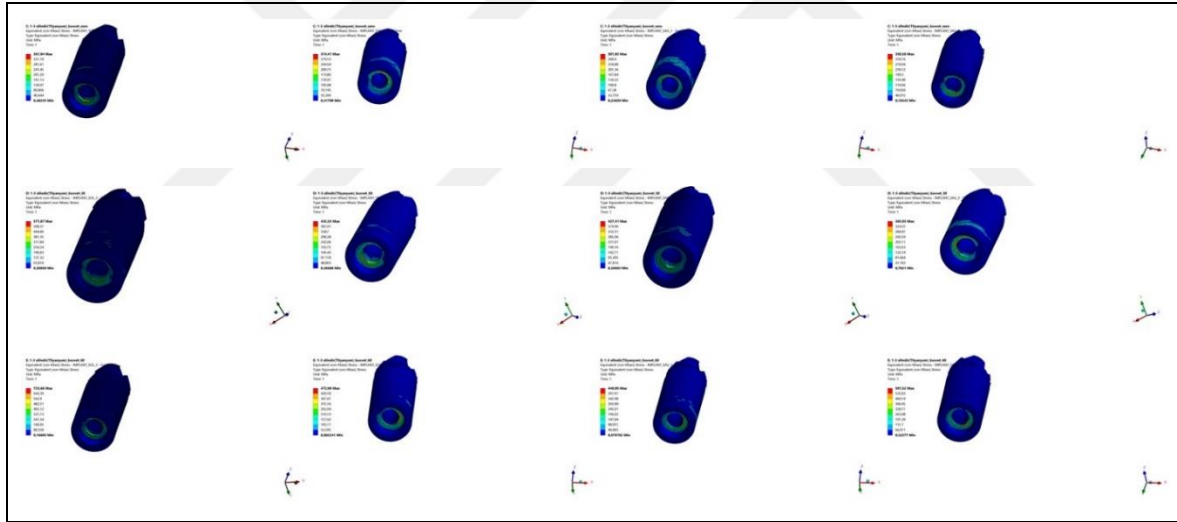


Şekil 4.31. Model 3'te 60° açıyla uygulanan oblik yükleme altında spongios kemikte ortaya çıkan Pmax (mavi) ve Pmin (sarı) dağılımları

Model 3'te yükleme sonucu implantlarda ortaya çıkan Von Misses streslerinin rakamsal değerleri, grafiksel dağılımları ve renk skalasının eşlik ettiği stres dağılım görselleri Şekil 4.32. ve Şekil 4.33.'te verilmiştir. Şekil 4.32.'de, 13: 13 no'lu diş bölgesindeki implantı, 11: 11 no'lu diş bölgesindeki implantı, 21: 21 no'lu diş bölgesindeki implantı, 23: 23 no'lu diş bölgesindeki implantı ifade etmektedir. Şekil 4.33.'te Model 3'teki vertikal (ilk sıra), 30° oblik (2.sıra) ve 60° oblik (3.sıra) yükleme sonucu sırasıyla 13-11-21-23 no'lu diş bölgesinde yer alan implantlarda ortaya çıkan Von Misses stres dağılımları gösterilmiştir.



Şekil 4.32. Model 3’te vertikal, 30° ve 60°oblik yüklemeler sonucu implantlarda ortaya çıkan Von Misses stres değerleri



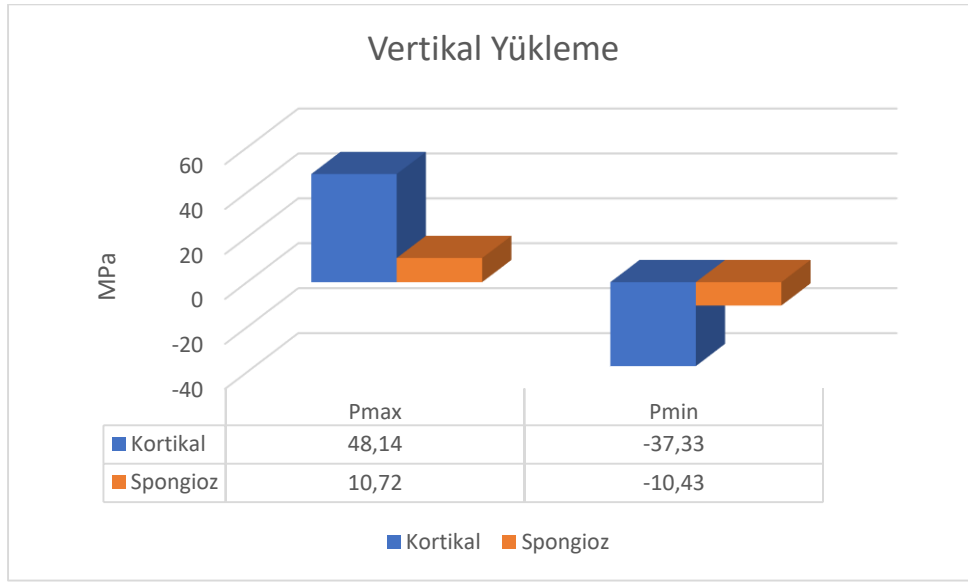
Şekil 4.33. Model 3’te vertikal, 30° ve 60° oblik yüklemeler sonucu implantlarda ortaya çıkan Von Misses streslerinin dağılımları

4.1.4. Model 4

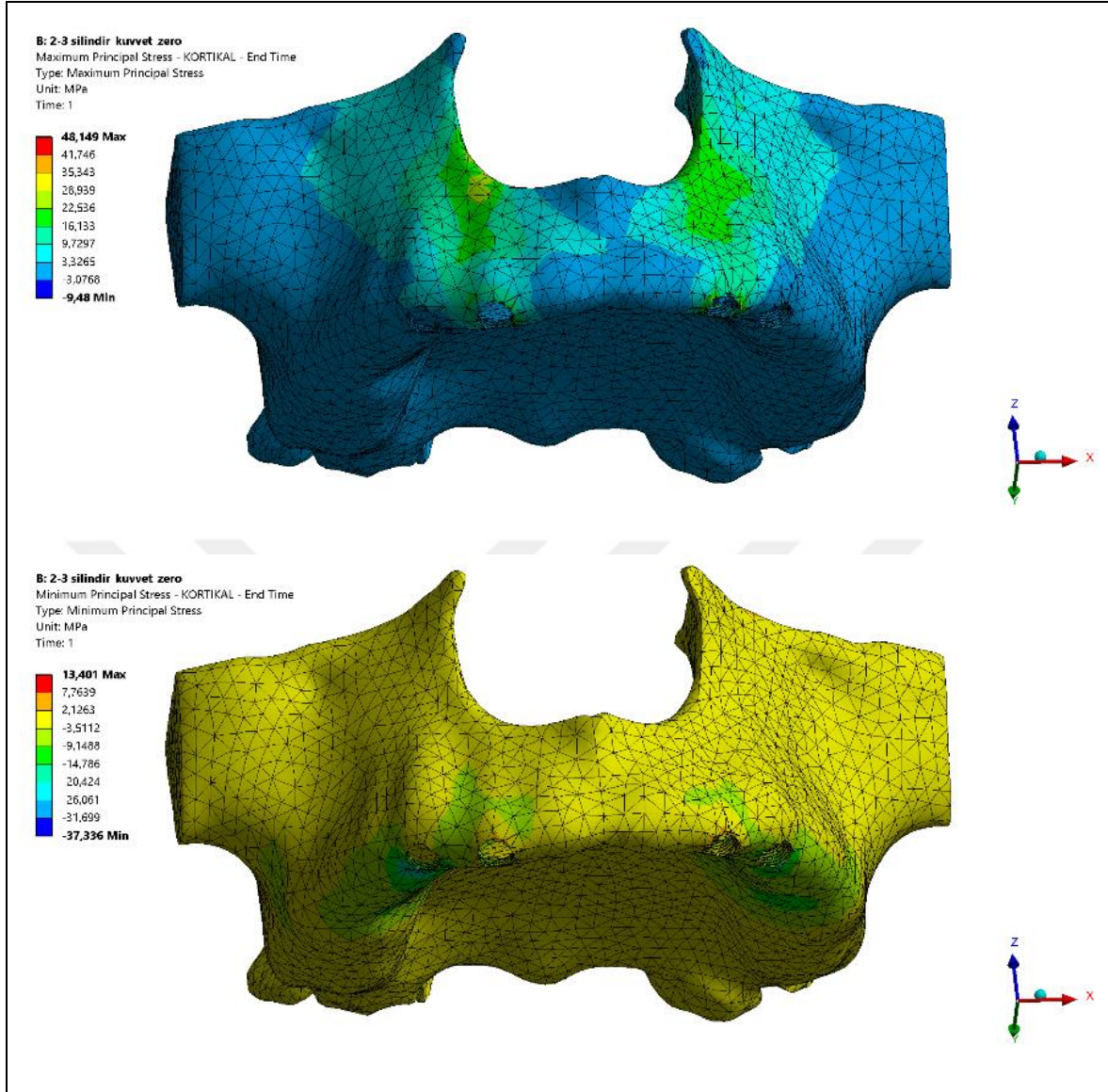
Model 4’te yükleme sonucu implantların çevresindeki krestal kortikal kemik ve spongioz kemikte ortaya çıkan gerilme ve sıkışma tipi streslerin (Pmax ve Pmin) rakamsal değerleri, grafiksel dağılımları ve renk skalasının eşlik ettiği stres dağılım görselleri aşağıdaki gibidir.

Vertikal Yükleme

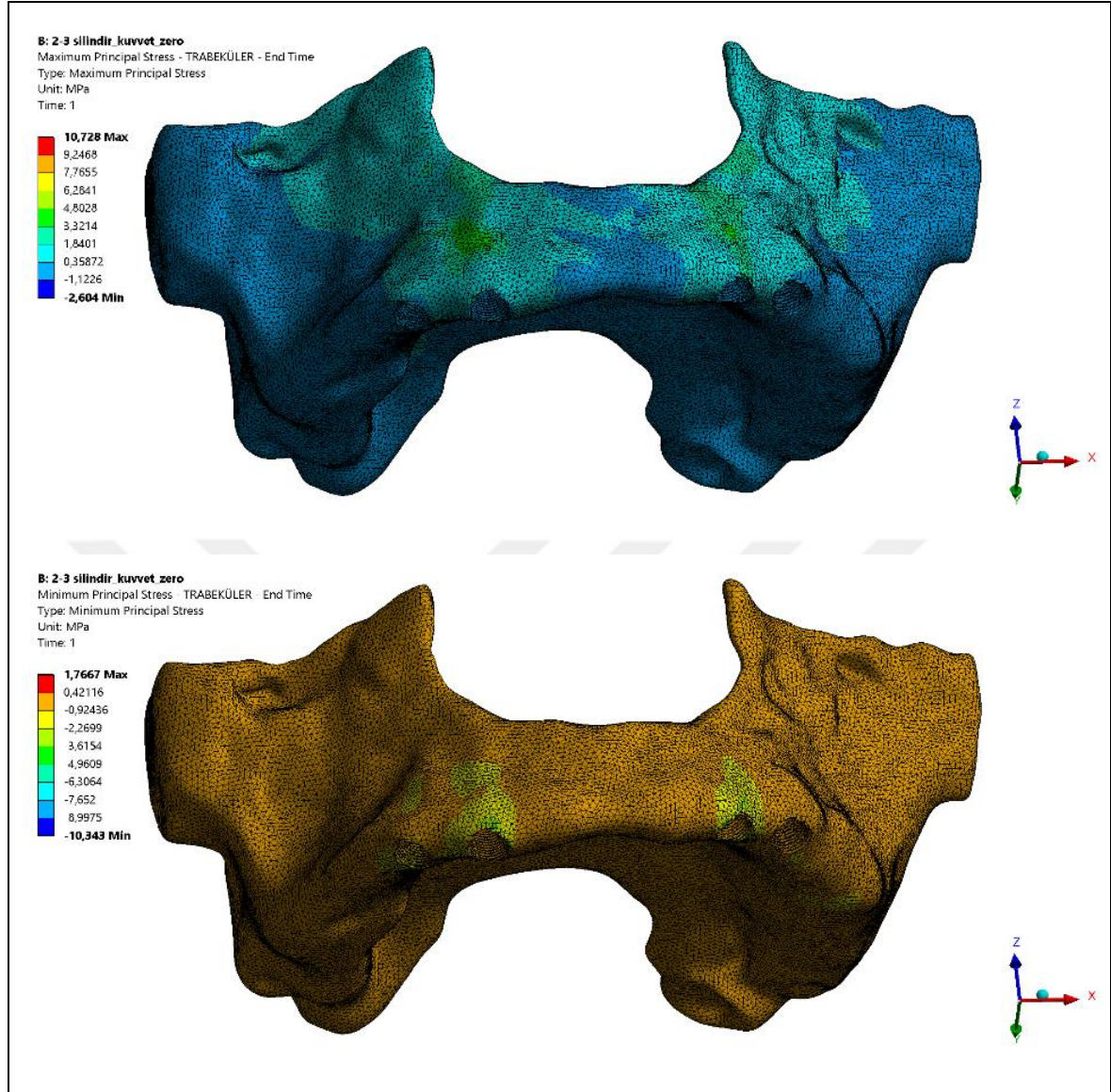
Vertikal yükleme sonucunda ortaya çıkan gerilme tipi stresler değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan Pmax değeri 48,14 MPa, spongioz kemikte 10,72 MPa olarak ölçülmüştür. Sıkışma tipi stresler değerlendirildiğinde ise krestal kortikal kemikte oluşan Pmin değeri -37,33 MPa, spongioz kemikte -10,43 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.34.). Renk skalasının eşlik ettiği stres dağılım görselleri Şekil 4.35. ve Şekil 4.36.'da verilmiştir.



Şekil 4.34. Model 4'te vertikal yükleme altında kortikal ve spongioz kemikte ortaya çıkan stresler



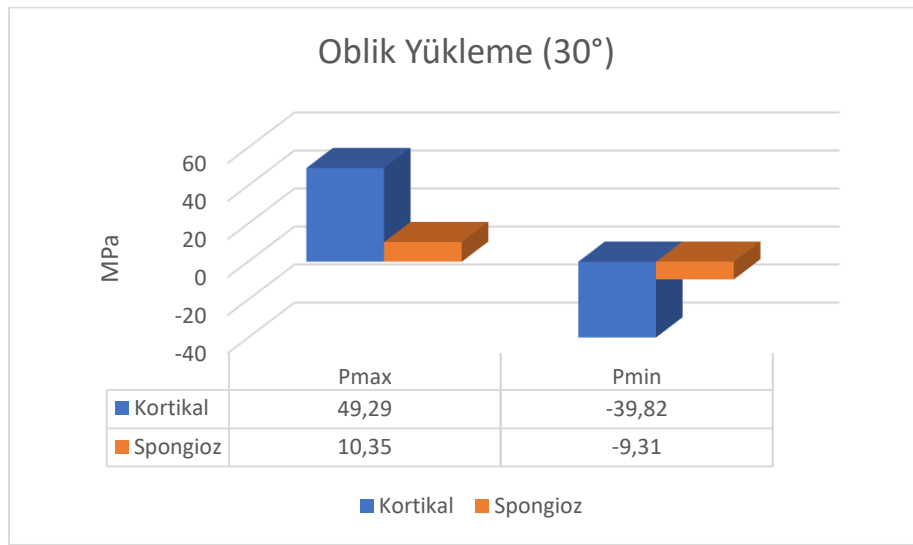
Şekil 4.35. Model 4’te vertikal yükleme altında kortikal kemikte ortaya çıkan Pmax (mavi) ve Pmin (sarı) dağılımları



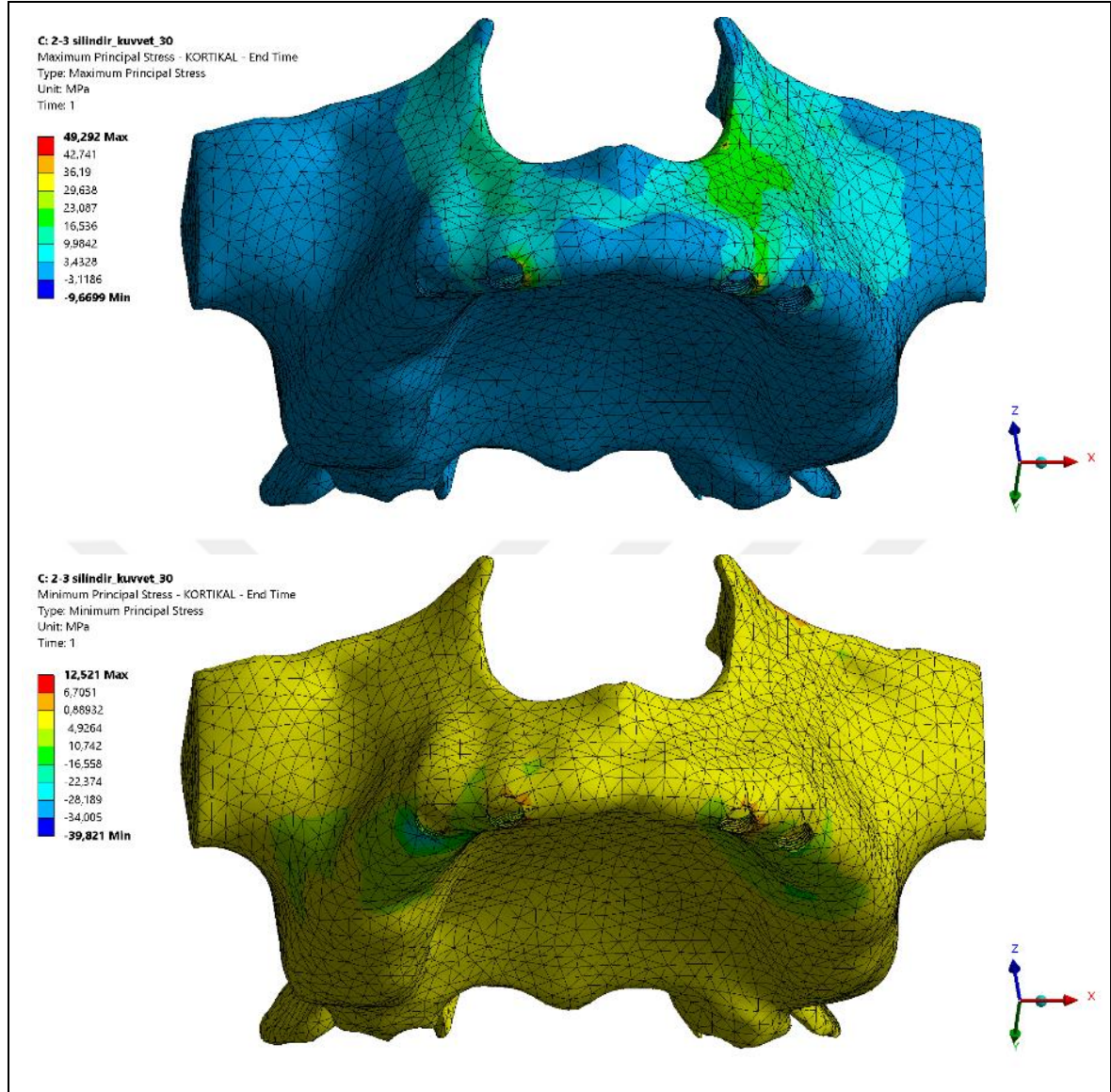
Şekil 4.36. Model 4’te vertikal yükleme altında spongios kemikte ortaya çıkan Pmax (mavi) ve Pmin (sarı) dağılımları

30° Oblik Yükleme

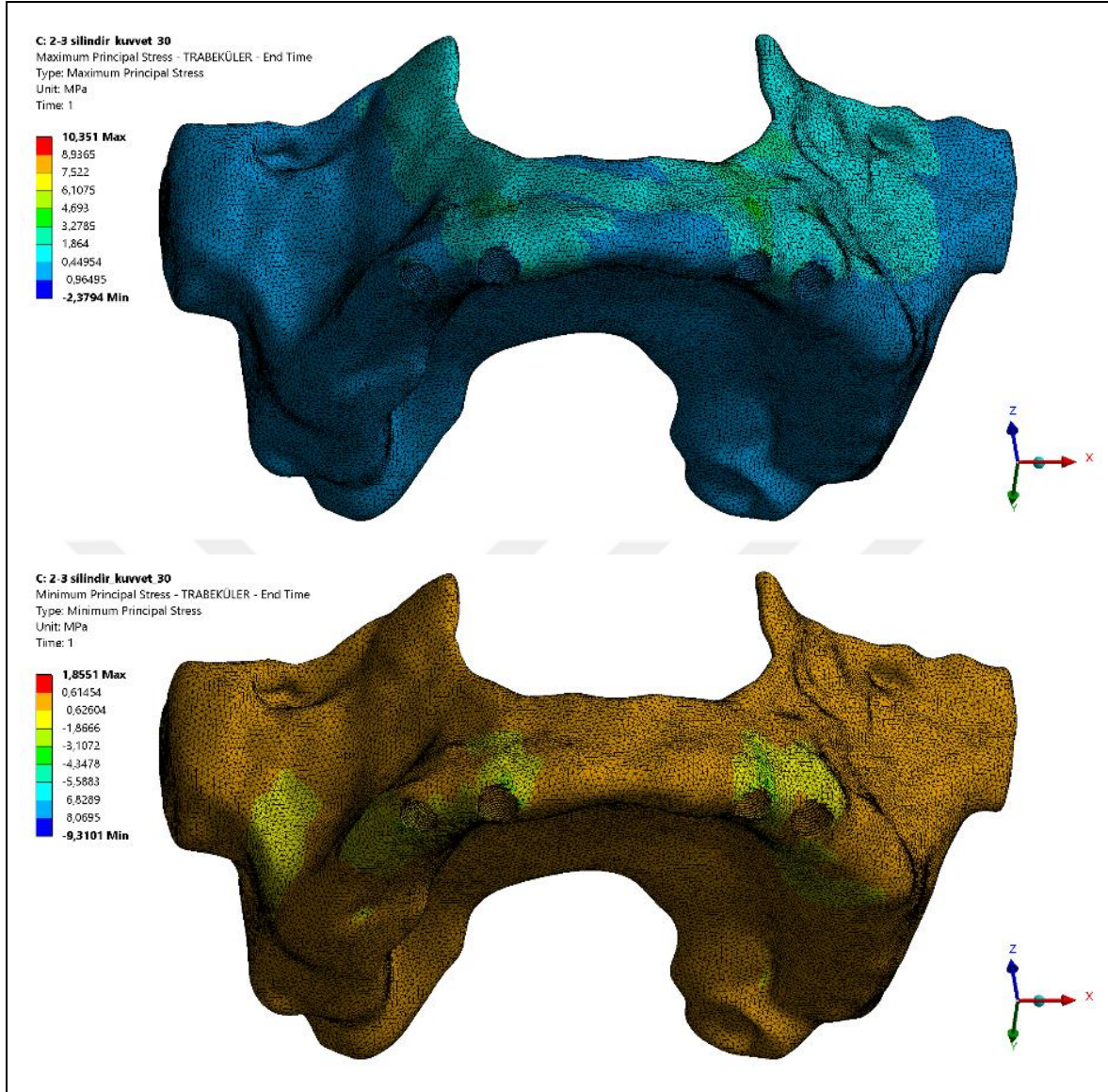
30 derece açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu ortaya çıkan gerilme tipi stresler değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan Pmax değeri 49,29 MPa, spongioz kemikte 10,35 MPa olarak ölçülmüştür. Sıkışma tipi stresler değerlendirildiğinde ise krestal kortikal kemikte oluşan Pmin değeri -39,82 MPa, spongioz kemikte -9,31 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.37.). Renk skalasının eşlik ettiği stres dağılım görselleri Şekil 4.38. ve Şekil 4.39.'da verilmiştir.



Şekil 4.37. Model 4'te 30° açıyla uygulanan oblik yükleme altında kortikal ve spongioz kemikte ortaya çıkan stresler



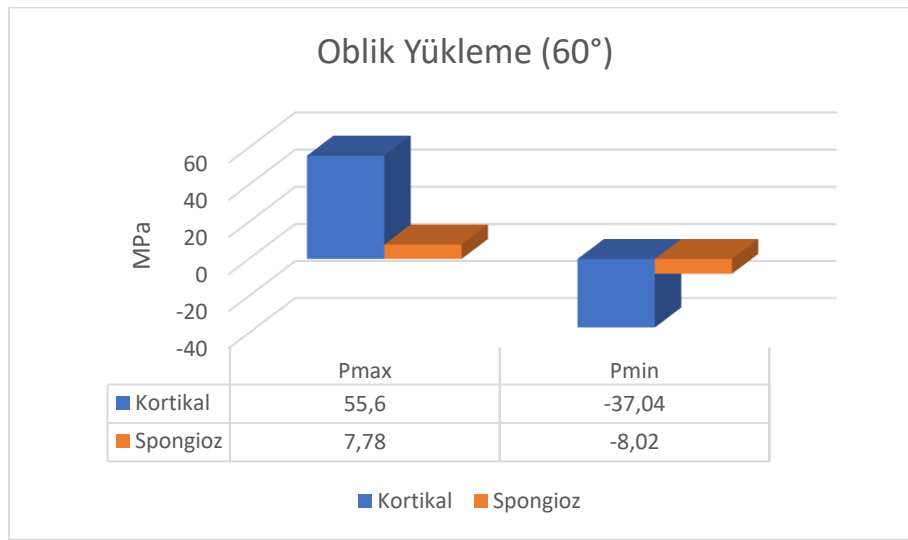
Şekil 4.38. Model 4'te 30° açıyla uygulanan oblik yükleme altında kortikal kemikte ortaya çıkan Pmax (mavi) ve Pmin (sarı) dağılımları



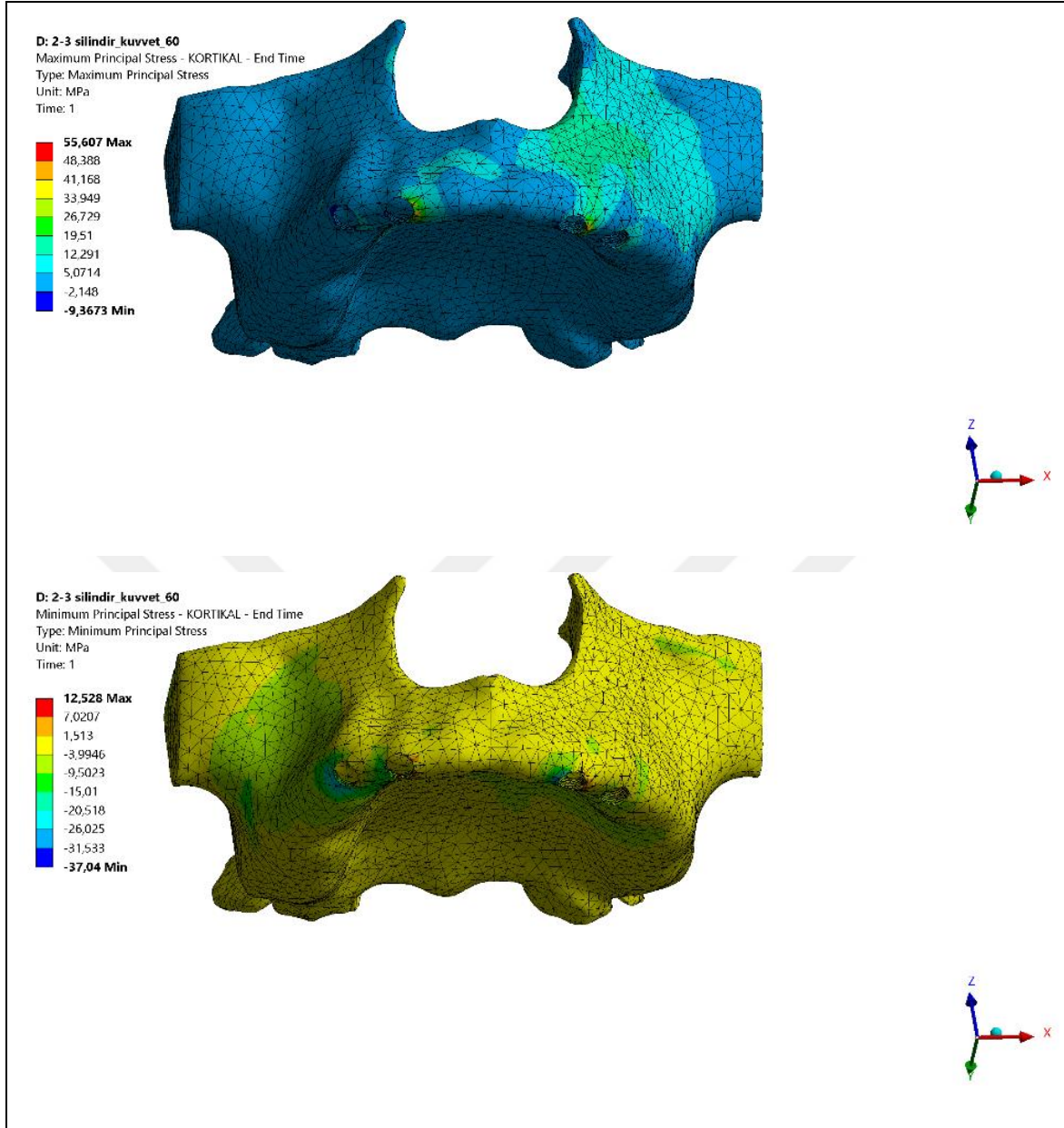
Şekil 4.39. Model 4'te 30° açıyla uygulanan oblik yükleme altında spongios kemikte ortaya çıkan Pmax (mavi) ve Pmin (sarı) dağılımları

60° Oblik Yükleme

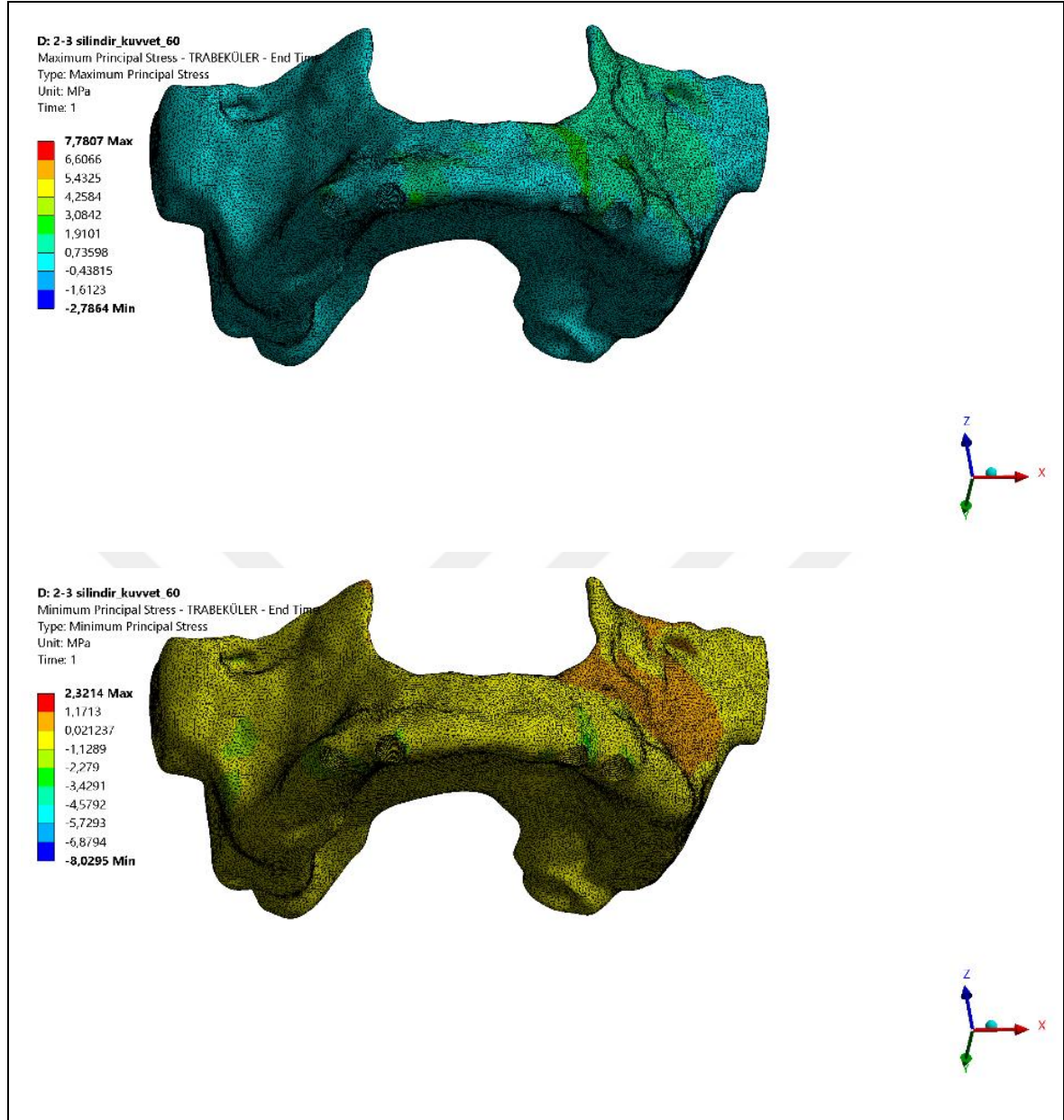
60 derece açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu ortaya çıkan gerilme tipi stresler değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan Pmax değeri 55,6 MPa, spongioz kemikte 7,78 MPa olarak ölçülmüştür. Sıkışma tipi stresler değerlendirildiğinde ise krestal kortikal kemikte oluşan Pmin değeri -37,04 MPa, spongioz kemikte -8,02 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.40.). Renk skalasının eşlik ettiği stres dağılım görselleri Şekil 4.41. ve Şekil 4.42.'de verilmiştir.



Şekil 4.40. Model 4'te 60° açıyla uygulanan oblik yükleme altında kortikal ve spongioz kemikte ortaya çıkan stresler

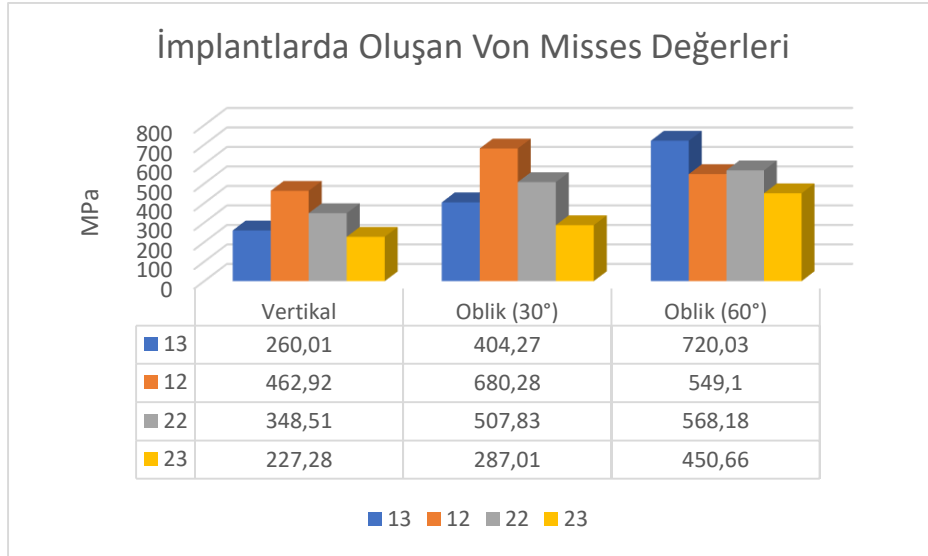


Şekil 4.41. Model 4'te 60° açıyla uygulanan oblik yükleme altında kortikal kemikte ortaya çıkan Pmax (mavi) ve Pmin (sarı) dağılımları

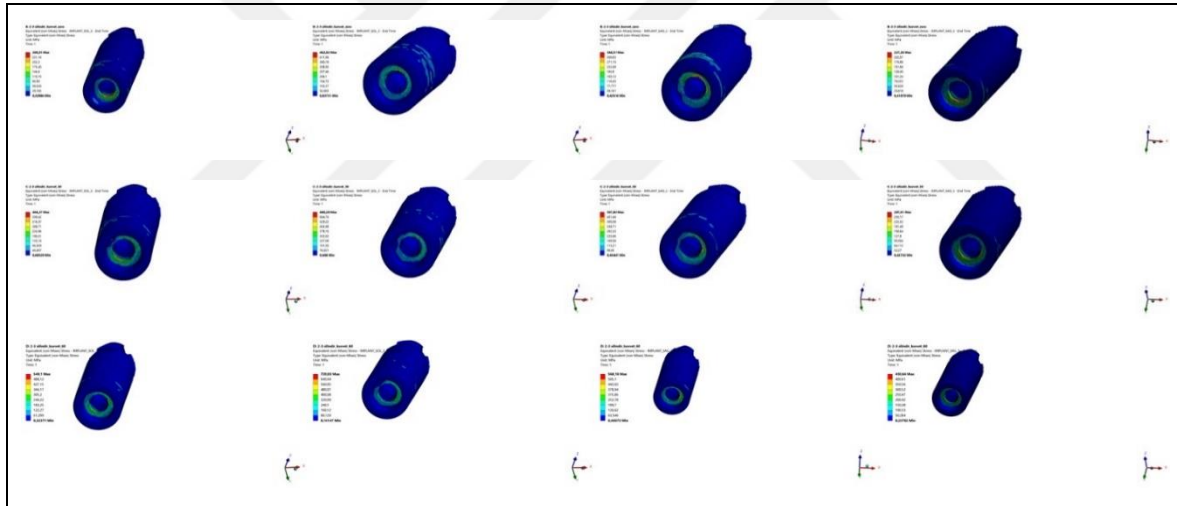


Şekil 4.42. Model 4'te 60° açıyla uygulanan oblik yükleme altında spongios kemikte ortaya çıkan Pmax (mavi) ve Pmin (sarı) dağılımları

Model 4'te yükleme sonucu implantlarda ortaya çıkan Von Misses streslerin rakamsal değerleri, grafiksel dağılımları ve renk skalasının eşlik ettiği stres dağılım görselleri Şekil 4.43. ve Şekil 4.44.'te verilmiştir. Şekil 4.43.'te, 13: 13 no'lu diş bölgesindeki implantı, 12: 12 no'lu diş bölgesindeki implantı, 22: 22 no'lu diş bölgesindeki implantı, 23: 23 no'lu diş bölgesindeki implantı ifade etmektedir. Şekil 4.44.'te, Model 4'teki vertikal (ilk sıra), 30° oblik (2.sıra) ve 60° oblik (3.sıra) yükleme sonucu sırasıyla 13-12-22-23 no'lu diş bölgesinde yer alan implantlarda ortaya çıkan Von Misses streslerinin dağılımları gösterilmiştir.



Şekil 4.43. Model 4’te vertikal, 30° ve 60° oblik yüklemeler sonucu implantlarda ortaya çıkan Von Misses streslerinin değerleri



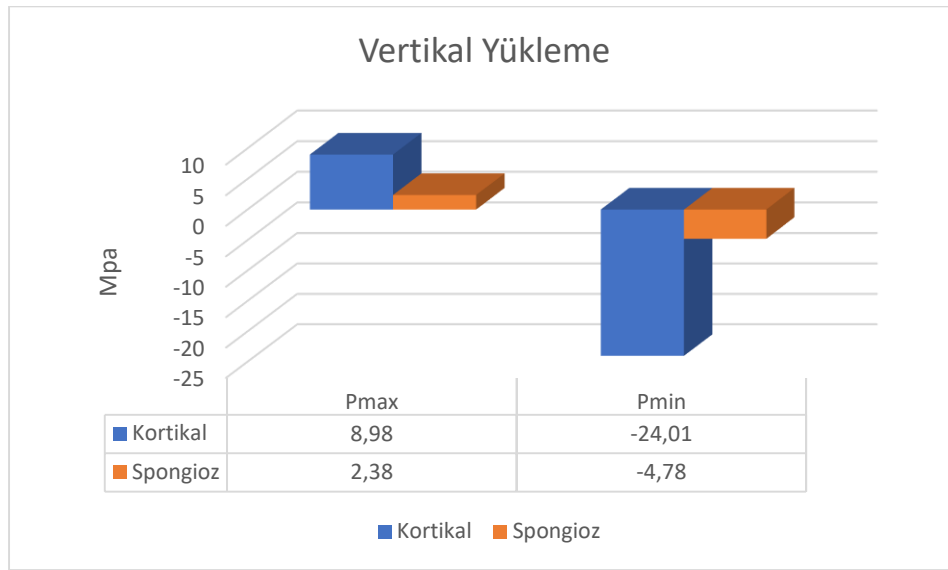
Şekil 4.44. Model 4’te vertikal, 30° ve 60° oblik yükleme sonucu implantlarda ortaya çıkan Von Misses streslerinin dağılımları

4.1.5. Model 5

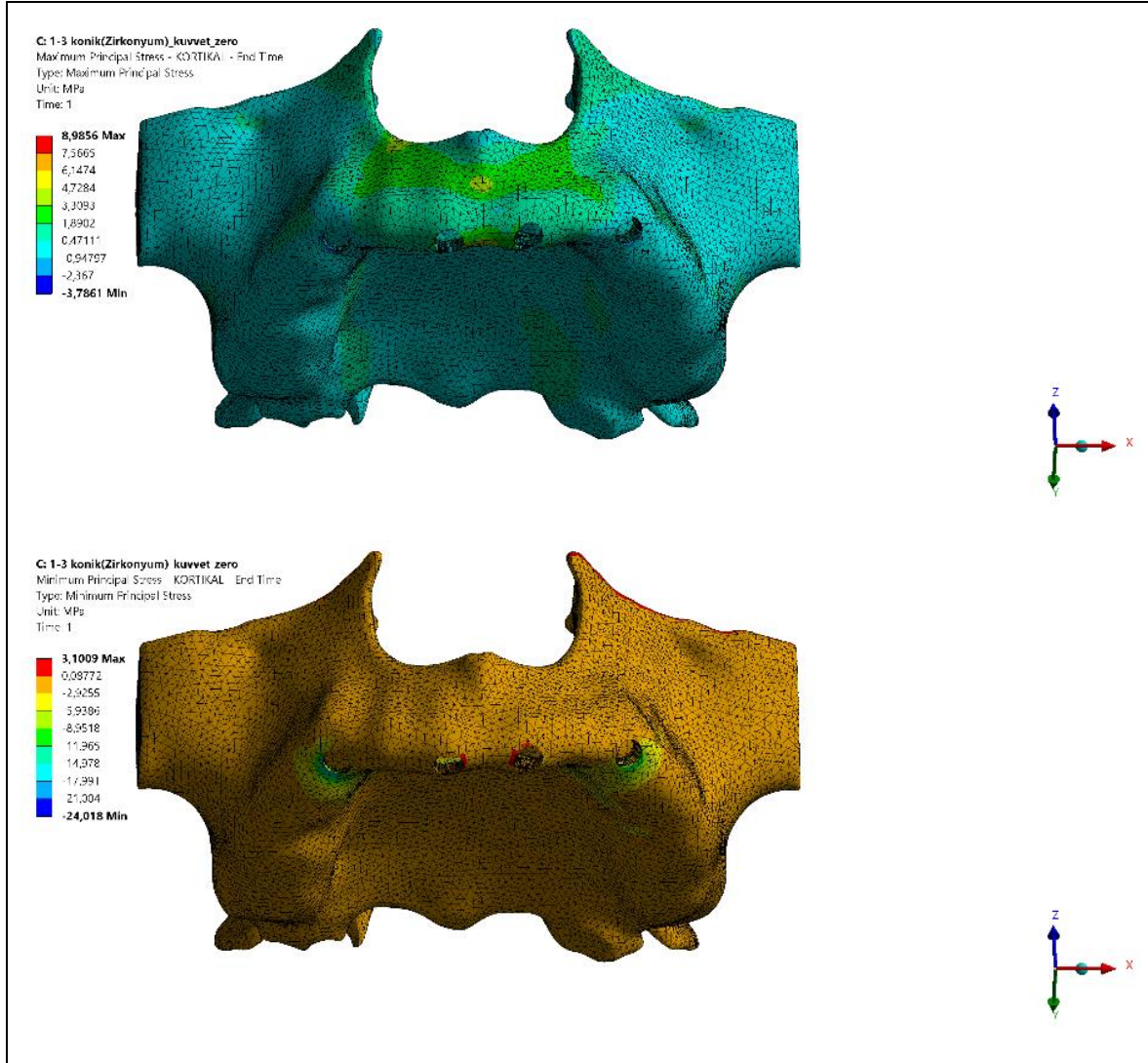
Model 5’te yükleme sonucu implantların çevresindeki krestal kortikal kemik ve spongios kemikte ortaya çıkan gerilme ve sıkışma tipi streslerin (Pmax ve Pmin) rakamsal değerleri, grafiksel dağılımları ve renk skalasının eşlik ettiği stres dağılım görselleri aşağıdaki gibidir.

Vertikal Yükleme

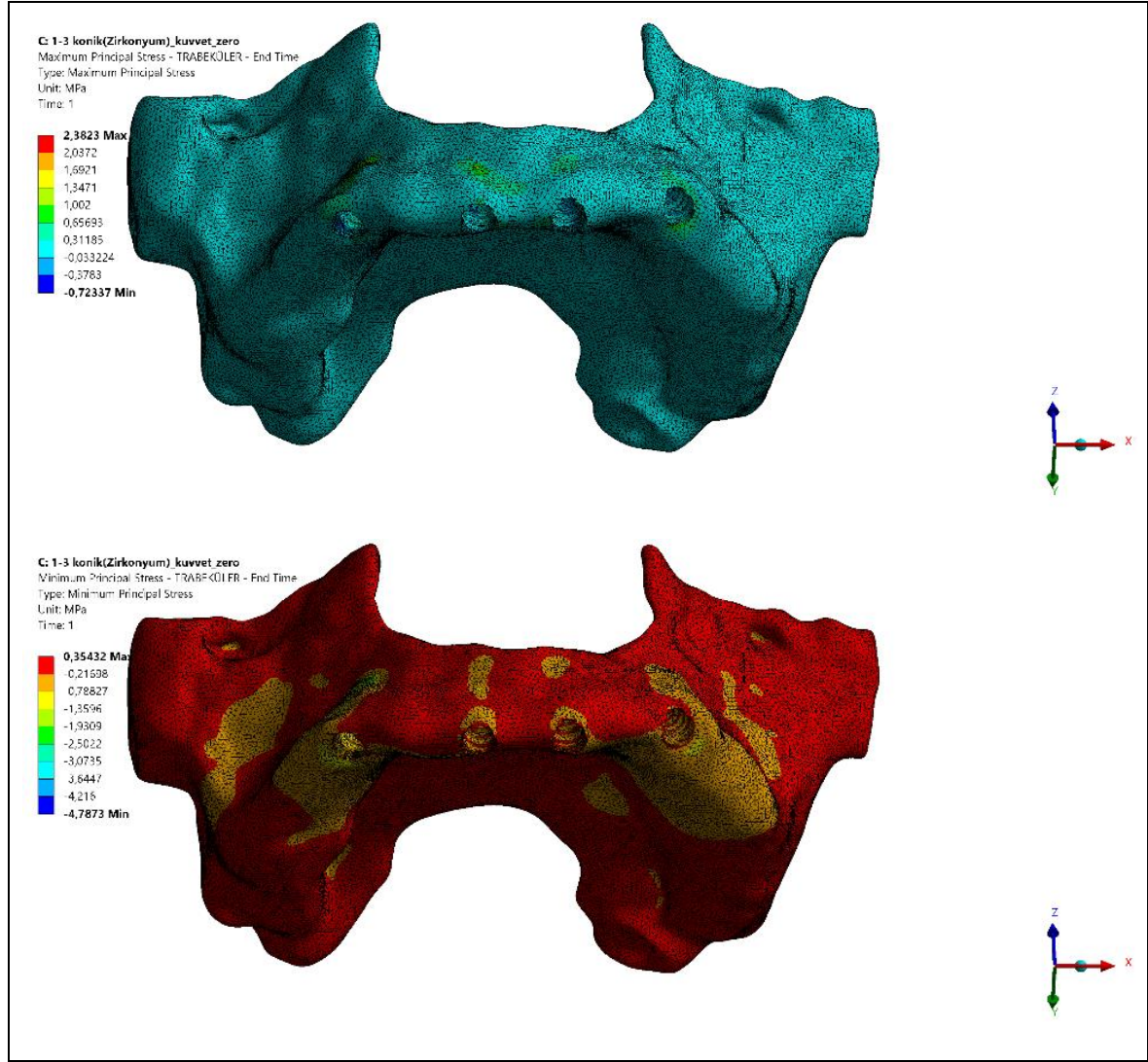
Vertikal yükleme sonucunda ortaya çıkan gerilme tipi stresler değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan Pmax değeri 8,98 MPa, spongioz kemikte 2,38 MPa olarak ölçülmüştür. Sıkışma tipi stresler değerlendirildiğinde ise krestal kortikal kemikte oluşan Pmin değeri -24,01 MPa, spongioz kemikte -4,78 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.45.). Renk skalasının eşlik ettiği stres dağılım görselleri Şekil 4.46. ve Şekil 4.47.'de verilmiştir.



Şekil 4.45. Model 5'te vertikal yükleme altında kortikal ve spongioz kemikte ortaya çıkan stresler



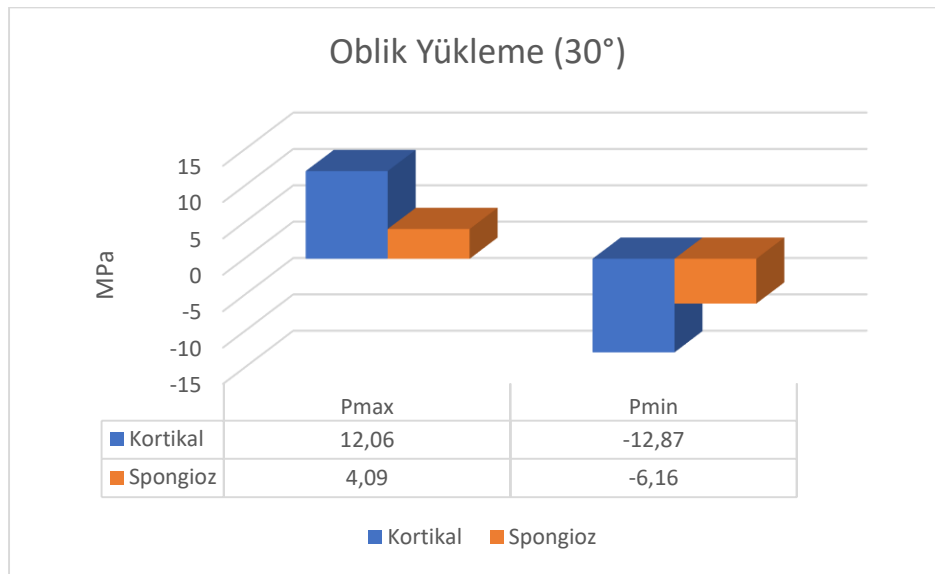
Şekil 4.46. Model 5’te vertikal yükleme altında kortikal kemikte ortaya çıkan Pmax (mavi) ve Pmin (sarı) dağılımları



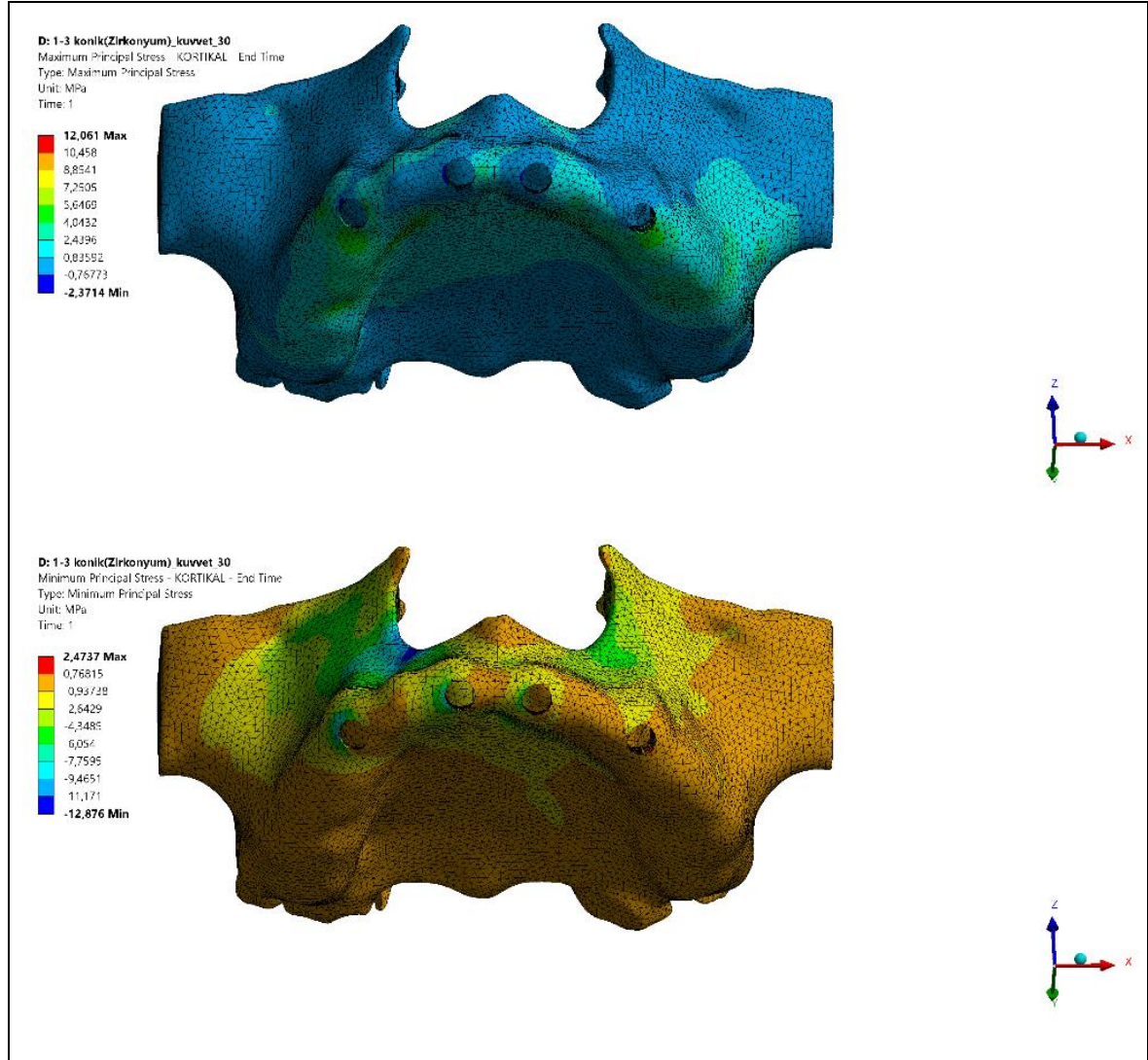
Şekil 4.47. Model 5’te vertikal yükleme altında spongioz kemikte ortaya çıkan Pmax (mavi) ve Pmin (sarı) dağılımları

30° Oblik Yükleme

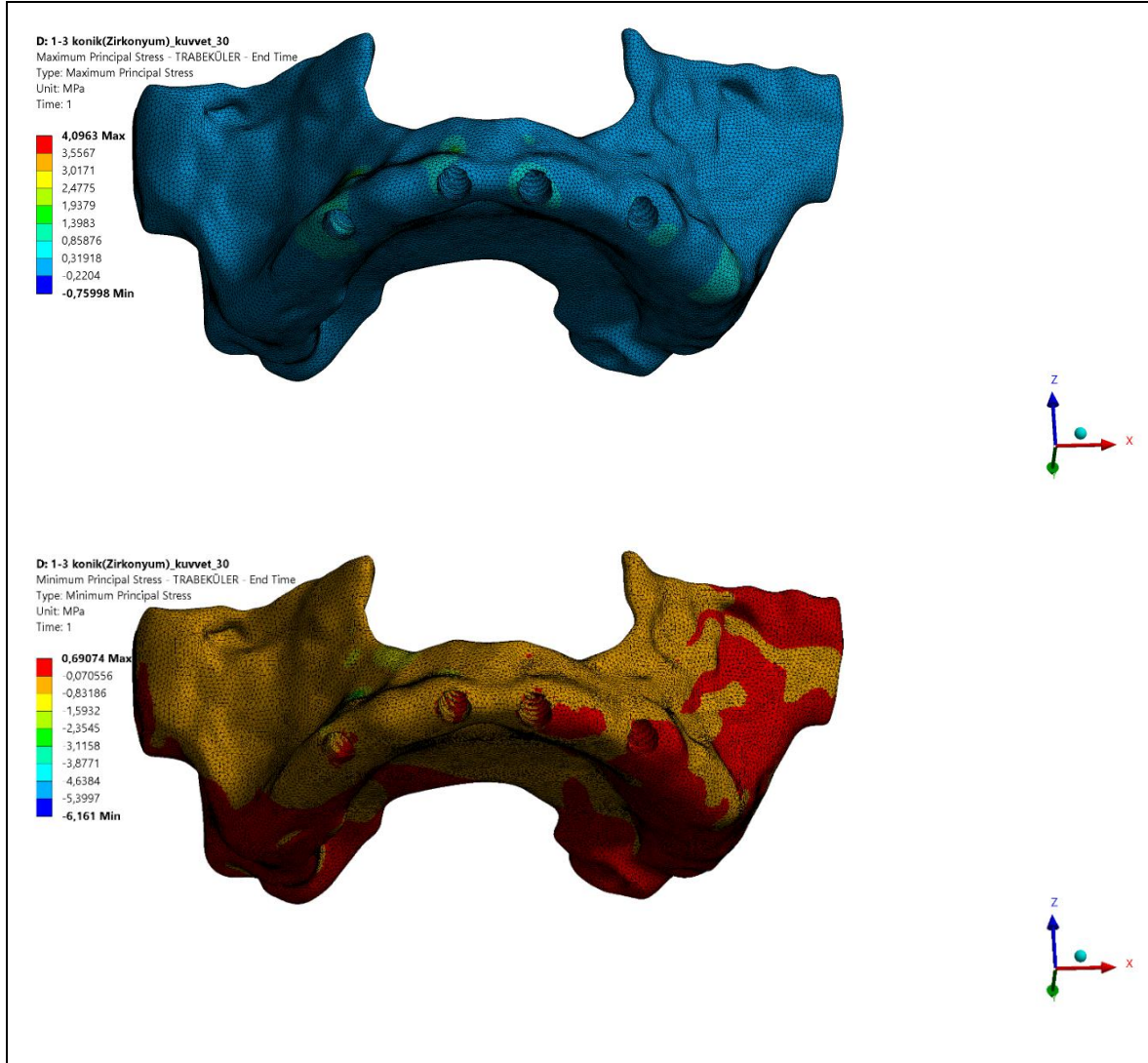
30 derece açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu ortaya çıkan gerilme tipi stresler değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan Pmax değeri 12,06 MPa, spongioz kemikte 4,09 MPa olarak ölçülmüştür. Sıkışma tipi stresler değerlendirildiğinde ise krestal kortikal kemikte oluşan Pmin değeri -12,87 MPa, spongioz kemikte -6,16 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.48.). Renk skalasının eşlik ettiği stres dağılım görselleri Şekil 4.49. ve Şekil 4.50.'de verilmiştir.



Şekil 4.48. Model 5'te 30° açıyla uygulanan oblik yükleme altında kortikal ve spongioz kemikte ortaya çıkan stresler



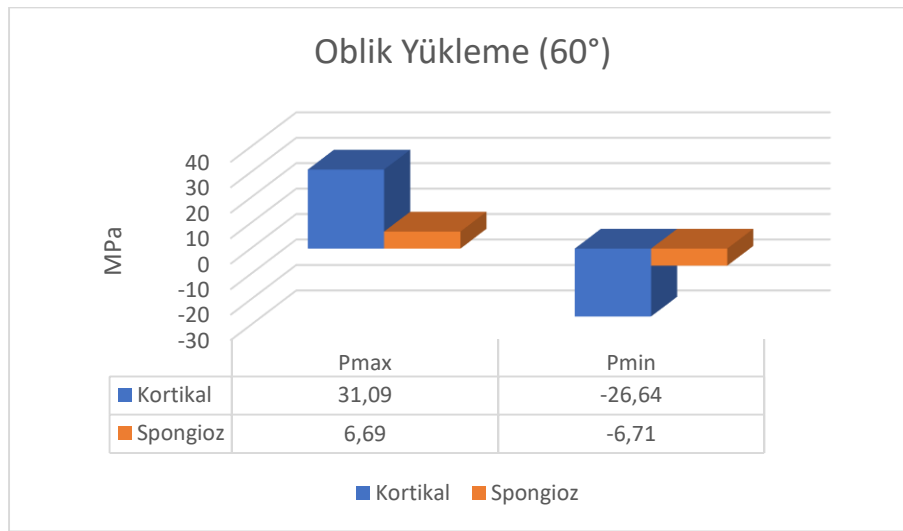
Şekil 4.49. Model 5'te 30° açıyla uygulanan oblik yükleme altında kortikal kemikte ortaya çıkan Pmax (mavi) ve Pmin (sarı) dağılımları



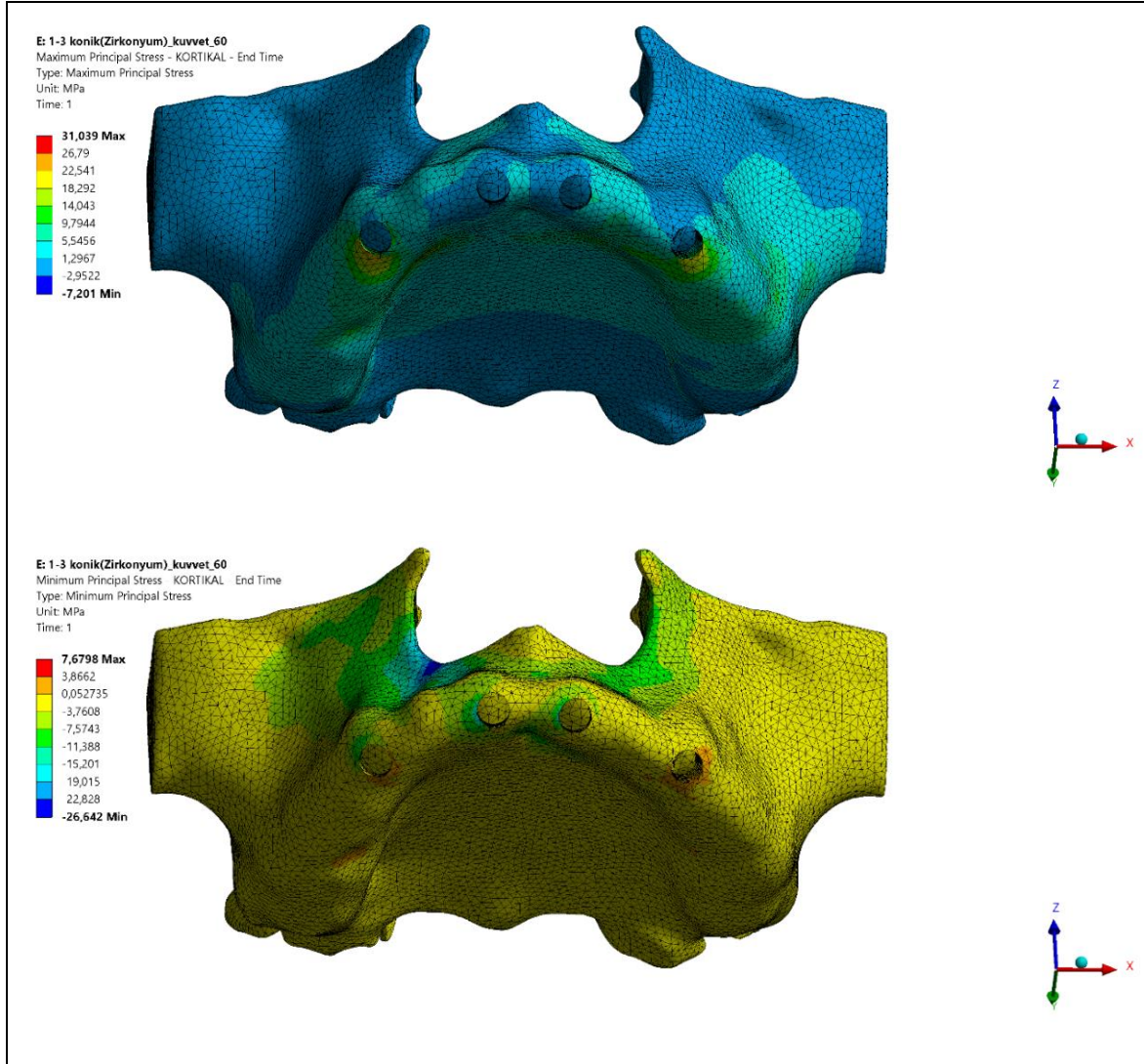
Şekil 4.50. Model 5’te 30° açıyla uygulanan oblik yükleme altında spongios kemikte ortaya çıkan Pmax (mavi) ve Pmin (sarı) dağılımları

60° Oblik Yükleme

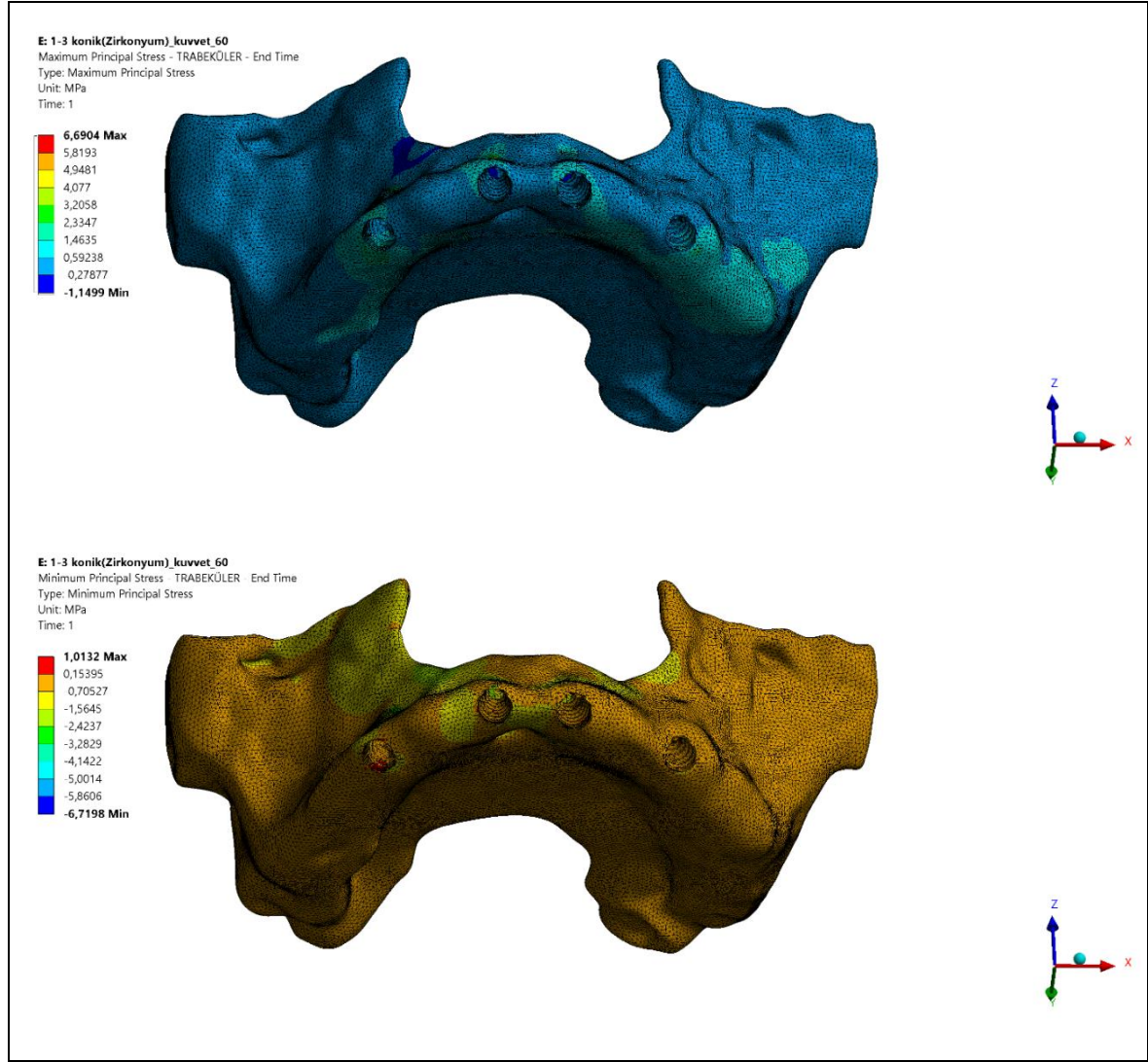
60 derece açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu ortaya çıkan gerilme tipi stresler değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan Pmax değeri 31,09 MPa, spongioz kemikte 6,69 MPa olarak ölçülmüştür. Sıkışma tipi stresler değerlendirildiğinde ise krestal kortikal kemikte oluşan Pmin değeri -26,64 MPa, spongioz kemikte -6,71 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.51.). Renk skalasının eşlik ettiği stres dağılım görselleri Şekil 4.52. ve Şekil 4.53.'de verilmiştir.



Şekil 4.51. Model 5'te 60° açıyla uygulanan oblik yükleme altında kortikal ve spongioz kemikte ortaya çıkan stresler

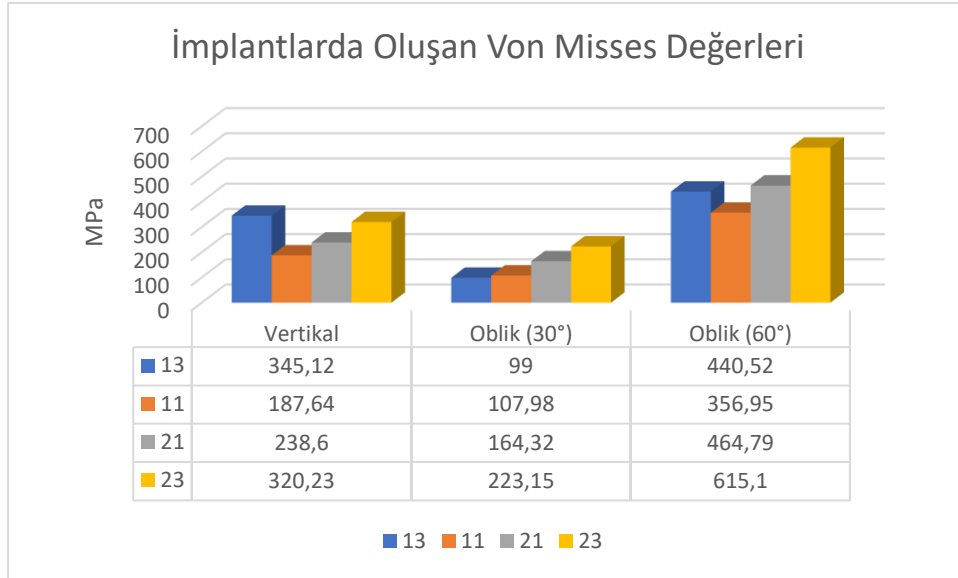


Şekil 4.52. Model 5'te 60° açıyla uygulanan oblik yükleme altında kortikal kemikte ortaya çıkan Pmax (mavi) ve Pmin (sarı) dağılımları

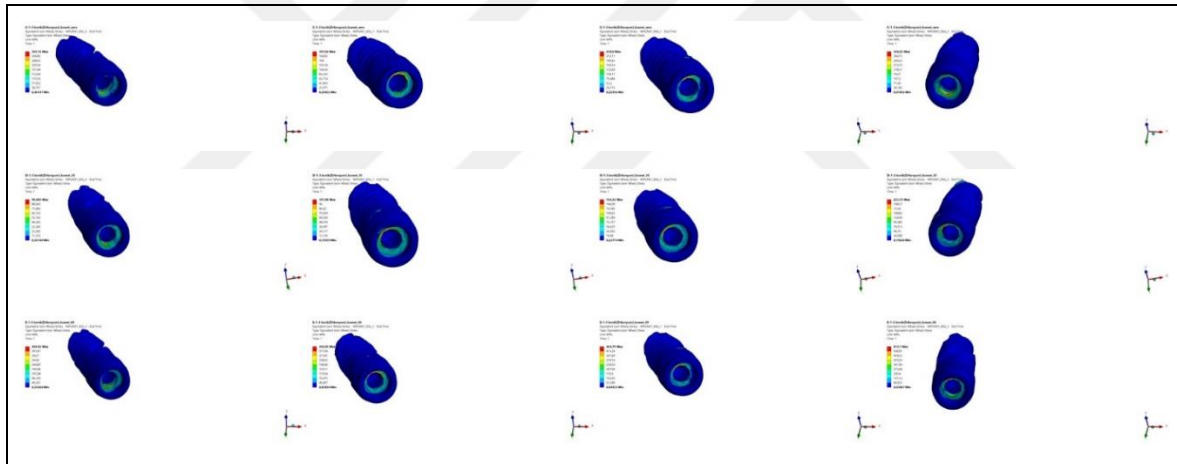


Şekil 4.53. Model 5'te 60° açıyla uygulanan oblik yükleme altında spongios kemikte ortaya çıkan Pmax (mavi) ve Pmin (sarı) dağılımları

Model 5'te yükleme sonucu implantlarda ortaya çıkan Von Misses streslerinin rakamsal değerleri, grafiksel dağılımları ve renk skalasının eşlik ettiği stres dağılım görselleri Şekil 4.54. ve Şekil 4.55.'te verilmiştir. Şekil 4.54.'te, 13: 13 no'lu dış bölgesindeki implantı, 11: 11 no'lu dış bölgesindeki implantı, 21: 21 no'lu dış bölgesindeki implantı, 23: 23 no'lu dış bölgesindeki implantı ifade etmektedir. Şekil 4.55.'te Model 5'teki vertikal (ilk sıra), 30° oblik (2.sıra) ve 60° oblik (3.sıra) yükleme sonucu sırasıyla 13-11-21-23 no'lu dış bölgesinde yer alan implantlarda ortaya çıkan Von Misses streslerinin dağılımları gösterilmiştir.



Şekil 4.54. Model 5'te vertikal, 30° ve 60° oblik yüklemeler sonucu implantlarda ortaya çıkan Von Misses streslerinin değerleri



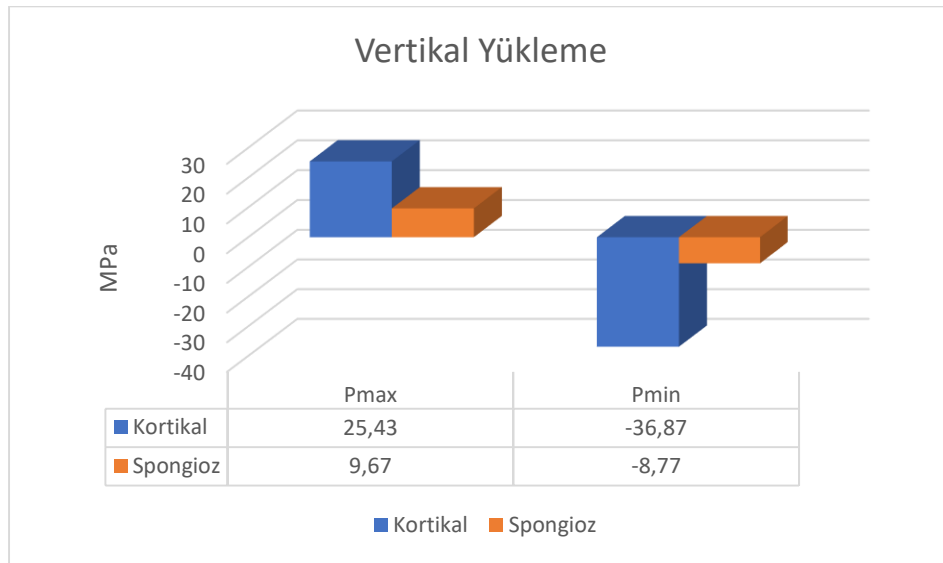
Şekil 4.55. Model 5'te vertikal, 30° ve 60° oblik yükleme sonucu implantlarda ortaya çıkan Von Misses streslerinin dağılımları

4.1.6. Model 6

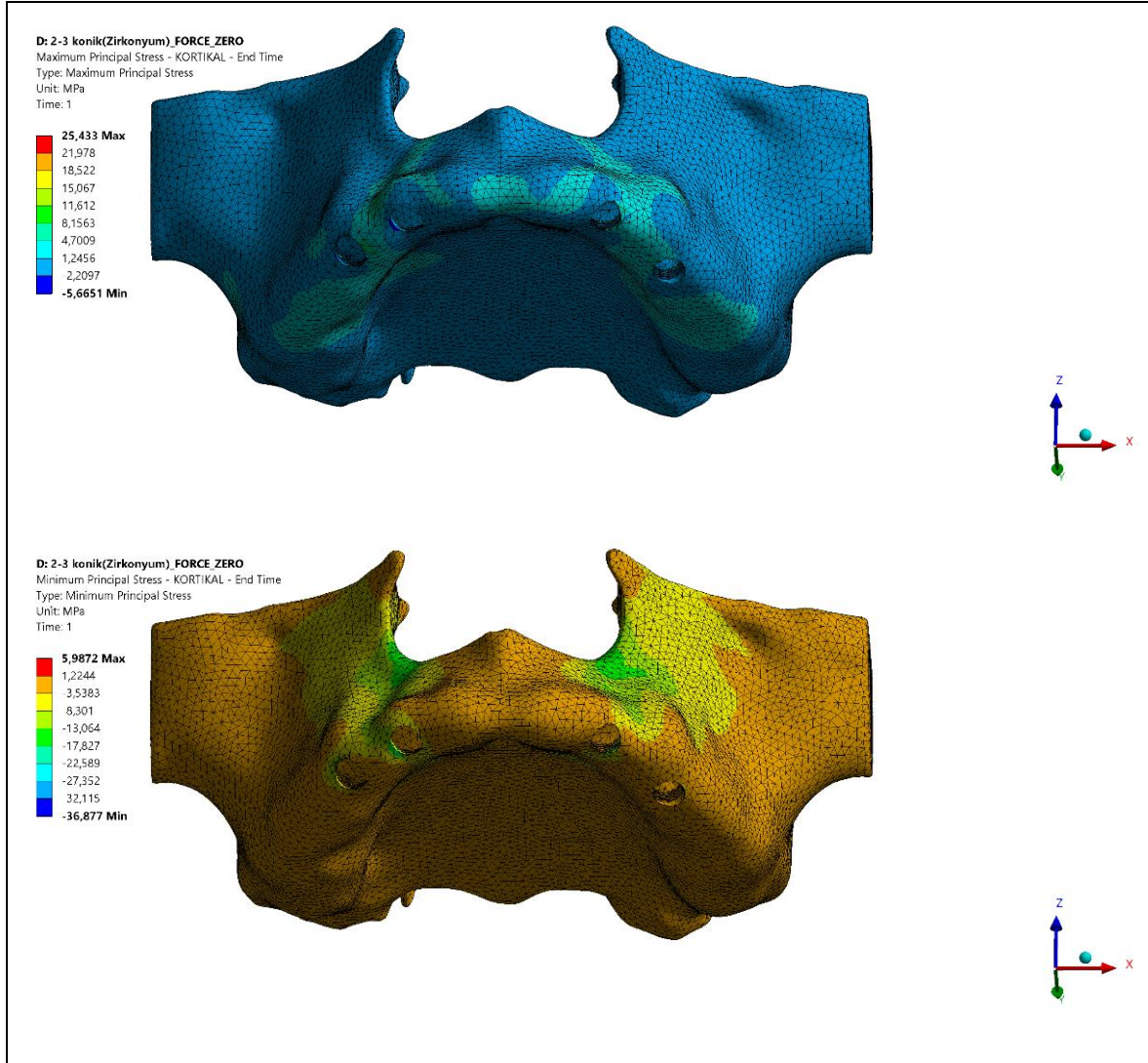
Model 6'da yükleme sonucu implantların çevresindeki krestal kortikal kemik ve spongiöz kemikte ortaya çıkan gerilme ve sıkışma tipi streslerin (Pmax ve Pmin) rakamsal değerleri, grafiksel dağılımları ve renk skalasının eşlik ettiği stres dağılım görselleri aşağıdaki gibidir.

Vertikal Yükleme

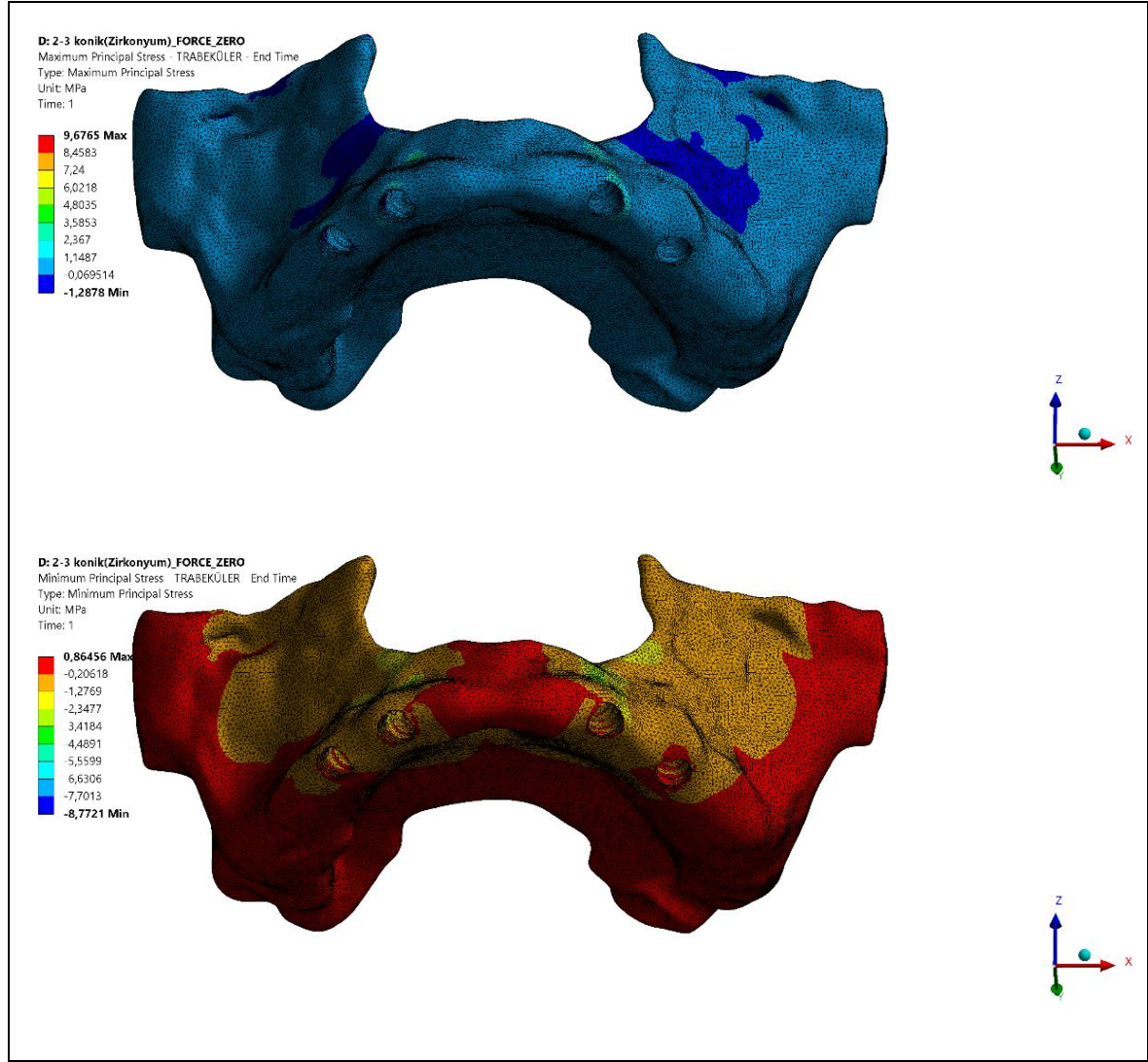
Vertikal yükleme sonucunda ortaya çıkan gerilme tipi stresler değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan Pmax değeri 25,43 MPa, spongioz kemikte 9,67 MPa olarak ölçülmüştür. Sıkışma tipi stresler değerlendirildiğinde ise krestal kortikal kemikte oluşan Pmin değeri -36,87 MPa, spongioz kemikte -8,77 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.56.). Renk skalasının eşlik ettiği stres dağılım görselleri Şekil 4.57. ve Şekil 4.58.'de verilmiştir.



Şekil 4.56. Model 6'da vertikal yükleme altında kortikal ve spongioz kemikte ortaya çıkan stresler



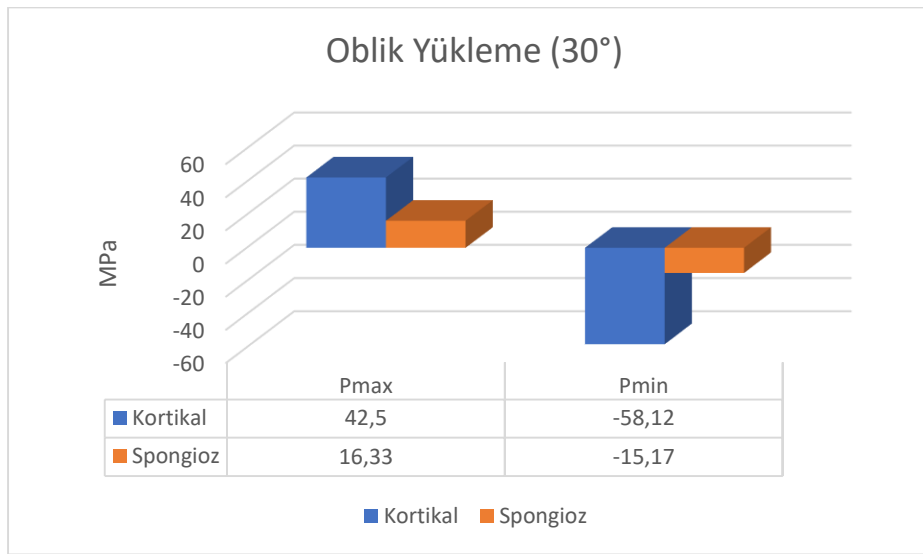
Şekil 4.57. Model 6’da vertikal yükleme altında kortikal kemikte ortaya çıkan Pmax (mavi) ve Pmin (sarı) dağılımları



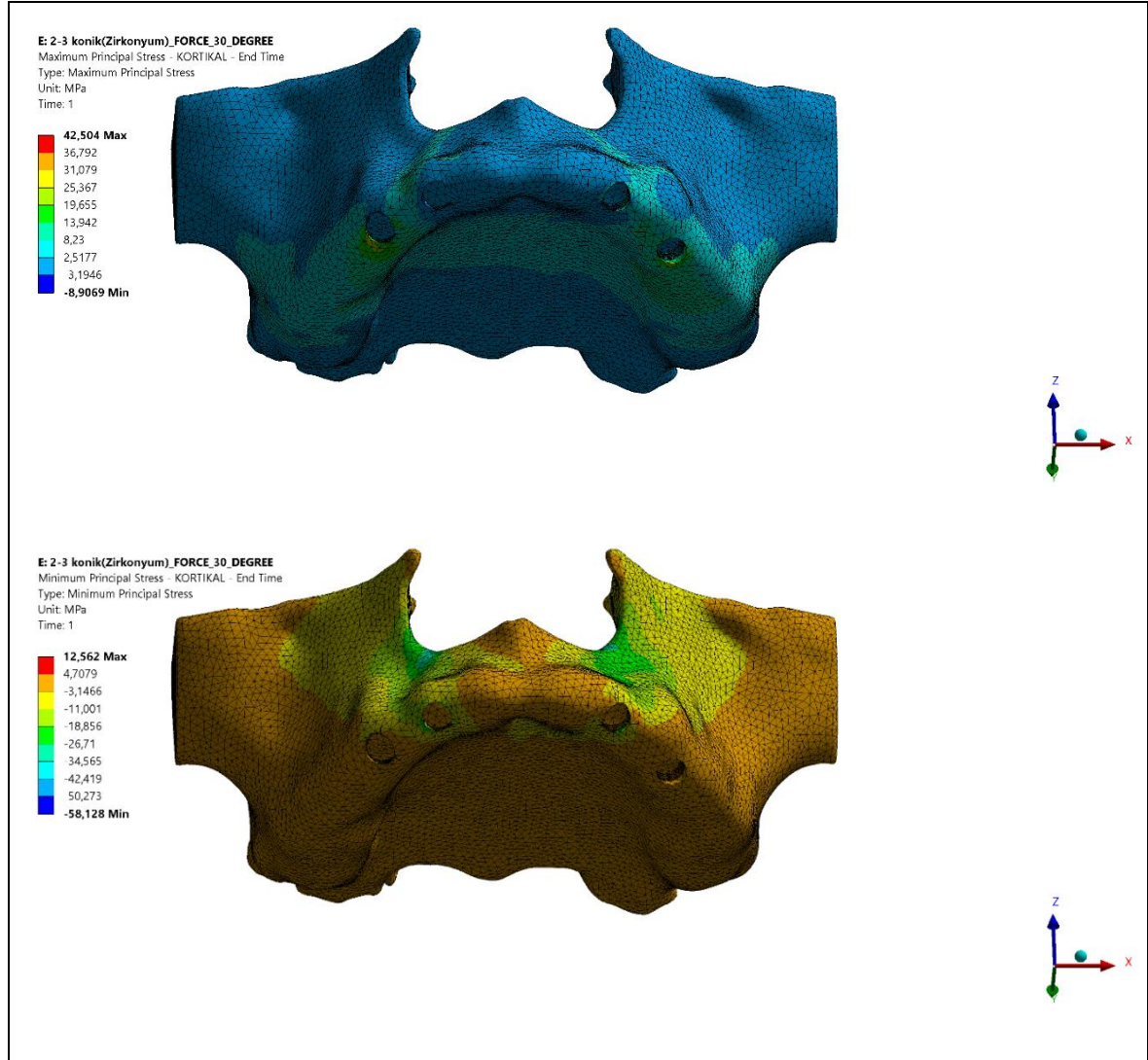
Şekil 4.58. Model 6’da vertikal yükleme altında spongios kemikte ortaya çıkan Pmax (mavi) ve Pmin (sarı) dağılımları

30° Oblik Yükleme

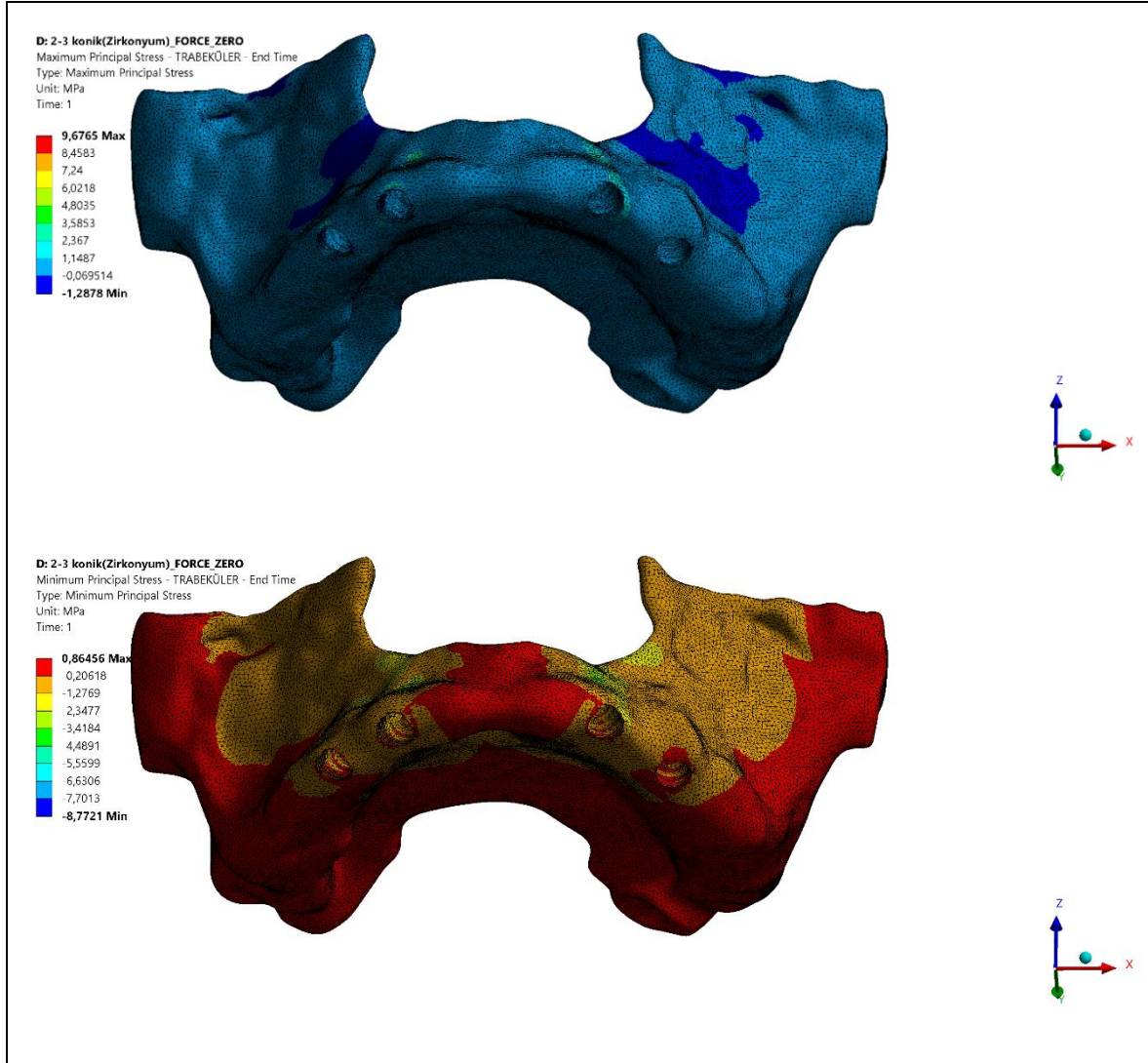
30 derece açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu ortaya çıkan gerilme tipi stresler değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan Pmax değeri 42,50 MPa, spongioz kemikte 16,33 MPa olarak ölçülmüştür. Sıkışma tipi stresler değerlendirildiğinde ise krestal kortikal kemikte oluşan Pmin değeri -58,12 MPa, spongioz kemikte -15,17 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.59.). Renk skalasının eşlik ettiği stres dağılım görselleri Şekil 4.60. ve Şekil 4.61.'de verilmiştir.



Şekil 4.59. Model 6'da 30° açıyla uygulanan oblik yükleme altında kortikal ve spongioz kemikte ortaya çıkan stresler



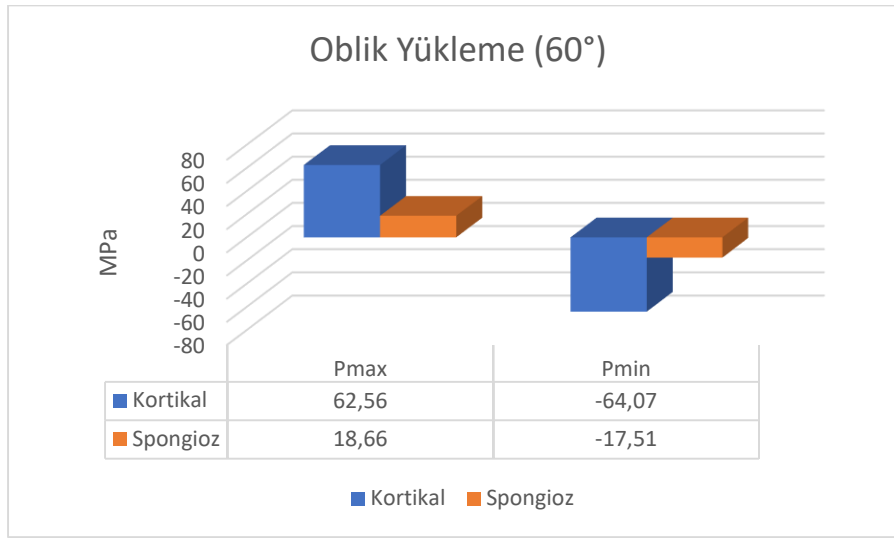
Şekil 4.60. Model 6’da 30° açıyla uygulanan oblik yükleme altında kortikal kemikte ortaya çıkan Pmax (mavi) ve Pmin (sarı) dağılımları



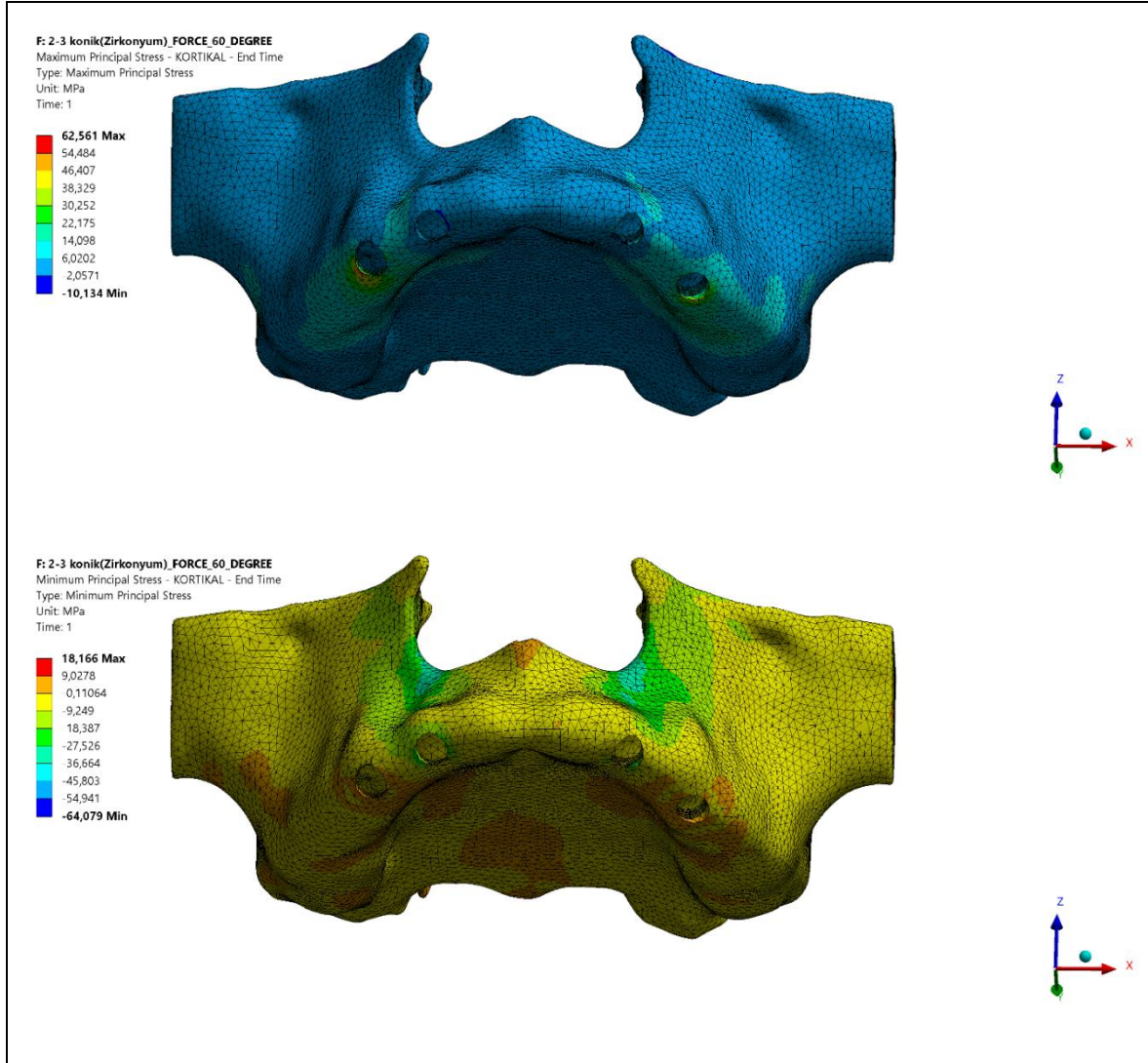
Şekil 4.61. Model 6’da 30° açıyla uygulanan oblik yükleme altında spongioz kemikte ortaya çıkan Pmax (mavi) ve Pmin (sarı) dağılımları

60° Oblik Yükleme

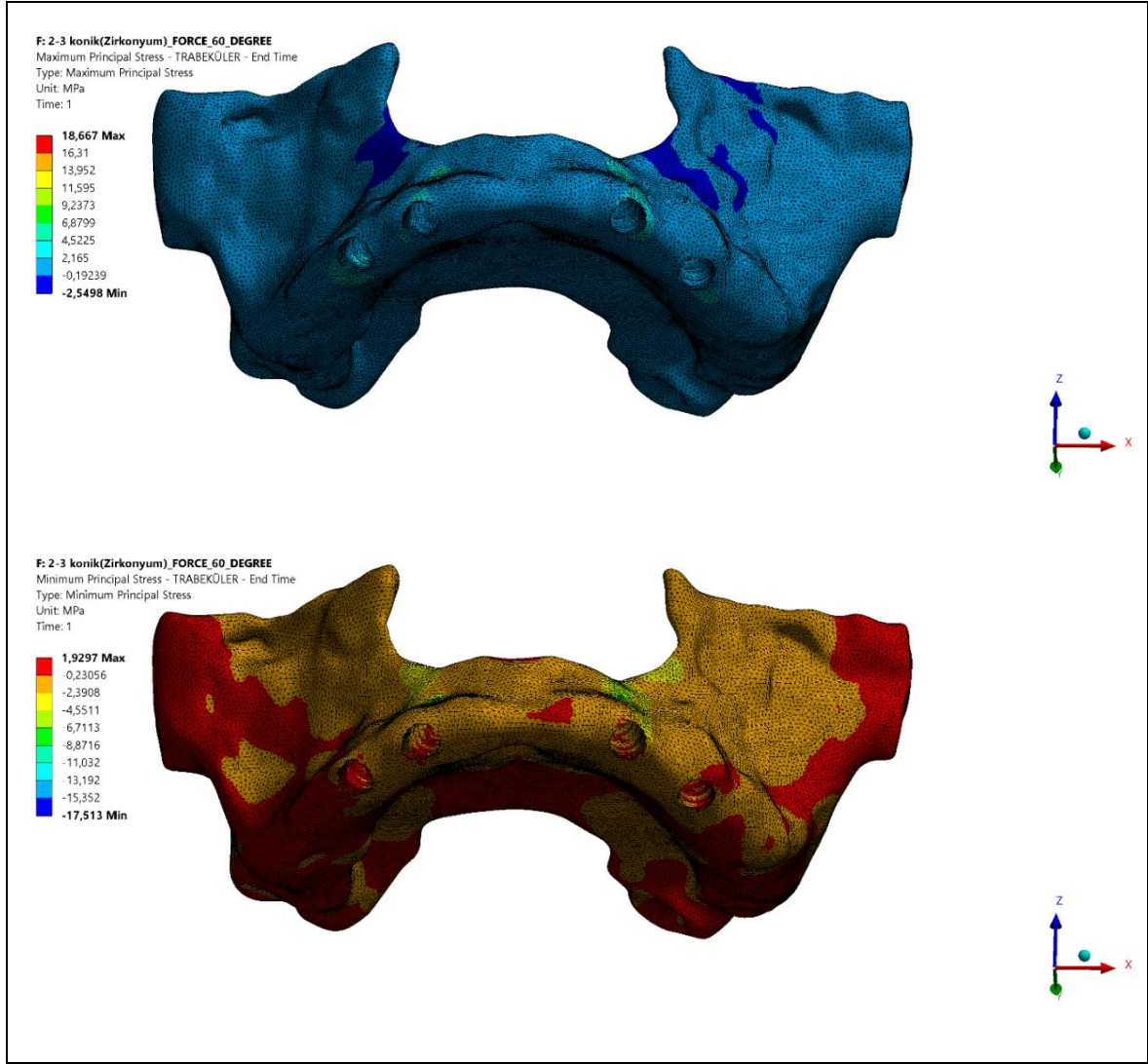
60 derece açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu ortaya çıkan gerilme tipi stresler değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan Pmax değeri 62,56 MPa, spongioz kemikte 18,66 MPa olarak ölçülmüştür. Sıkışma tipi stresler değerlendirildiğinde ise krestal kortikal kemikte oluşan Pmin değeri -64,07 MPa, spongioz kemikte -17,51 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.62.). Renk skalasının eşlik ettiği stres dağılım görselleri Şekil 4.63. ve Şekil 4.64.'te verilmiştir.



Şekil 4.62. Model 6'da 60° açıyla uygulanan oblik yükleme altında kortikal ve spongioz kemikte ortaya çıkan stresler

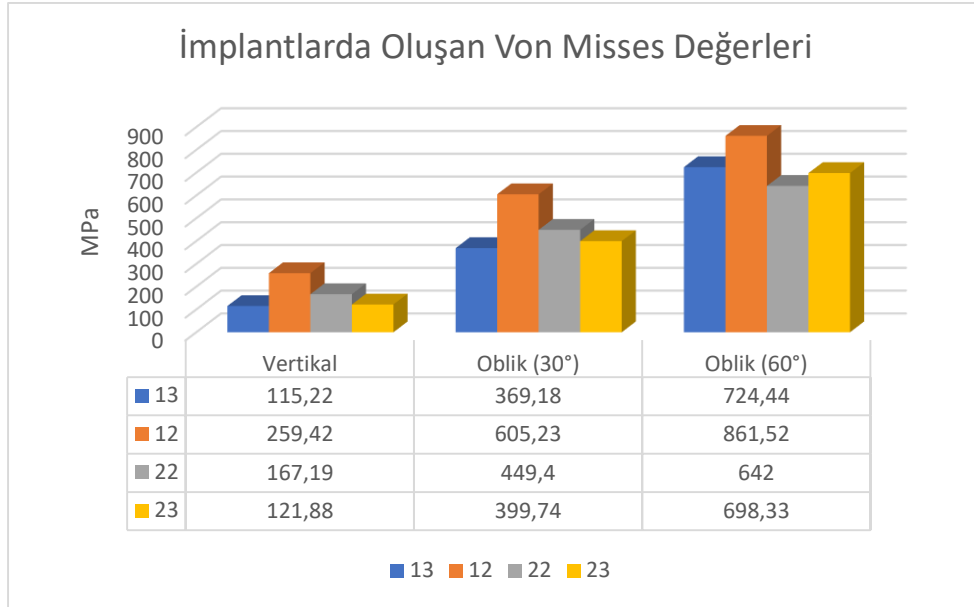


Şekil 4.63. Model 6’da 60° açıyla uygulanan oblik yükleme altında kortikal kemikte ortaya çıkan Pmax (mavi) ve Pmin (sarı) dağılımları

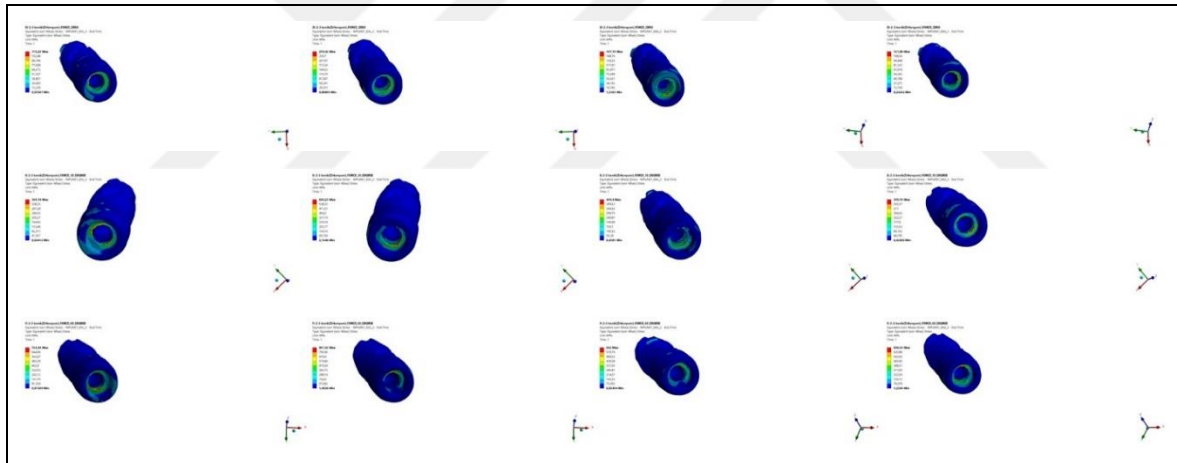


Şekil 4.64. Model 6’da 60° açıyla uygulanan oblik yükleme altında spongios kemikte ortaya çıkan Pmax (mavi) ve Pmin (sarı) dağılımları

Model 6’da yükleme sonucu implantlarda ortaya çıkan Von Misses streslerin rakamsal değerleri, grafiksel dağılımları ve renk skalasının eşlik ettiği stres dağılım görselleri Şekil 4.65. ve Şekil 4.66.’da verilmiştir. Şekil 4.65.’te, 13: 13 no’lu diş bölgesindeki implantı, 12: 12 no’lu diş bölgesindeki implantı, 22: 22 no’lu diş bölgesindeki implantı, 23: 23 no’lu diş bölgesindeki implantı ifade etmektedir. Şekil 4.66.’da, Model 6’daki vertikal (ilk sıra), 30° oblik (2.sıra) ve 60° oblik (3.sıra) yükleme sonucu sırasıyla 13-12-22-23 no’lu diş bölgesinde yer alan implantlarda ortaya çıkan Von Misses streslerinin dağılımları gösterilmiştir.



Şekil 4.65. Model 6'da vertikal, 30° ve 60° oblik yüklemeler sonucu implantlarda ortaya çıkan Von Misses stres değerleri

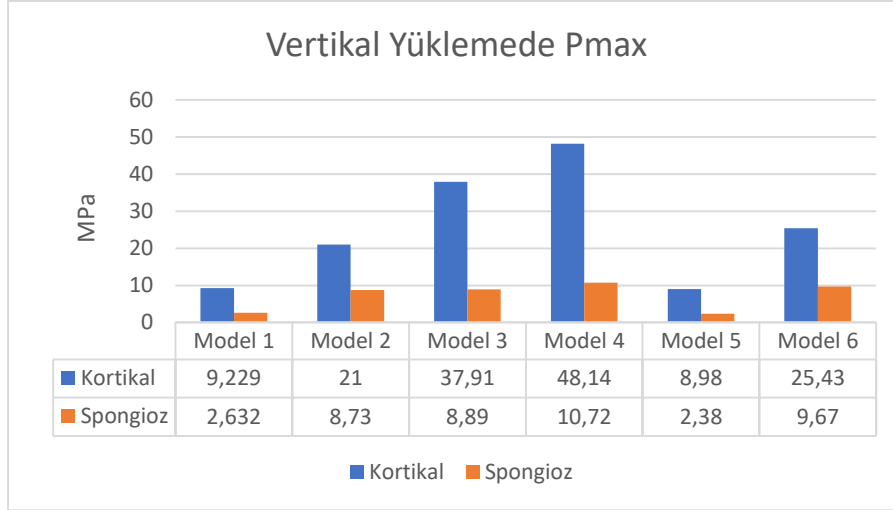


Şekil 4.66. Model 6'da vertikal, 30° ve 60° oblik yüklemeler sonucu implantlarda ortaya çıkan Von Misses streslerinin dağılımları

4.2. Tüm Modellerde Karşılaştırmalı Stres Değerleri

4.2.1. Vertikal yükleme altında kortikal ve spongioz kemikte ortaya çıkan Pmax stres değerleri

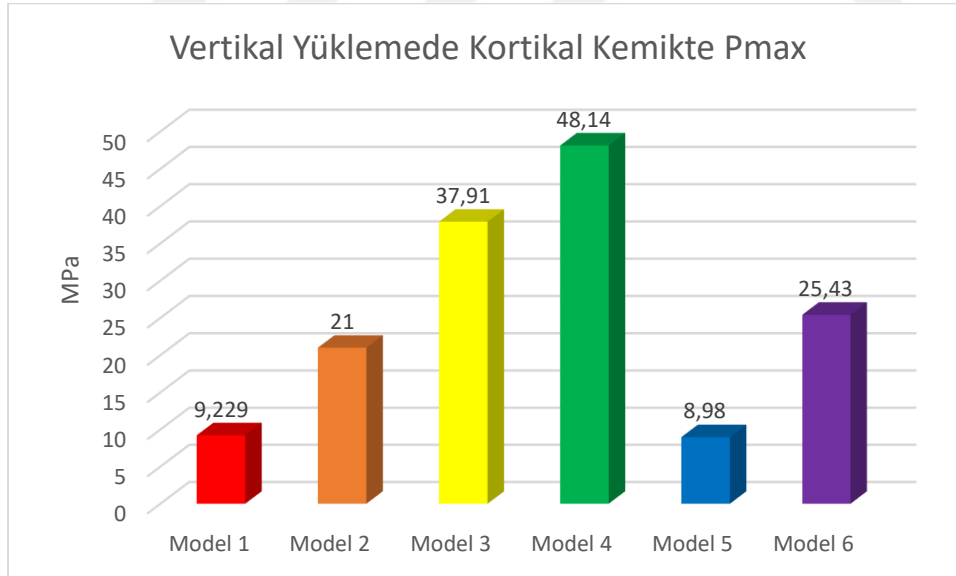
Vertikal yükleme sonucu tüm modellerdeki krestal kortikal ve spongioz kemikte ortaya çıkan gerilme tipi stres değerlerinin grafiksel dağılımları Şekil 4.67.'de verilmiştir.



Şekil 4.67. Tüm modellerde vertikal yükleme sonucu krestal kortikal ve spongioz kemikte ortaya çıkan karşılaştırmalı Pmax değerleri

Kortikal kemik

Vertikal yükleme koşulunda tüm modellerde implantların çevresindeki kortikal kemikte ortaya çıkan gerilme tipi stres değerlerinin grafiksel dağılımları Şekil 4.68.'de gösterilmiştir.



Şekil 4.68. Tüm modellerde vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte ortaya çıkan Pmax değerleri

Vertikal yükleme koşulunda tüm modellerde implantların çevresindeki kortikal kemikte ortaya çıkan gerilme tipi streslerin rakamsal değerleri Çizelge 4.1.'de gösterilmiştir.

Çizelge 4.1. Tüm modellerde vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmax değerleri

Vertikal Yükleme Sonucu Kortikal Kemikte Oluşan Pmax Değerleri						
Model	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4	Model 5	Model 6
Pmax	9,229	21	37,91	48,14	8,98	25,43

Tüm modeller karşılaştırıldığında, vertikal yükleme sonucu krestal kortikal kemikte ortaya çıkan gerilme tipi stresler Model 3 (Pmax=37,91) ve Model 4'te (Pmax=48,14) daha yüksek; Model 1 (Pmax=9,229) ve Model 5'te (Pmax=8,98) daha düşük bulunmuştur.

Farklı implantların aynı lokalizasyonda (bilateral santral-kanin diş bölgelerinde) yer aldığı Model 1, 3 ve 5 arasında, vertikal yükleme sonucu krestal kortikal kemikte ortaya çıkan gerilme tipi stresler Model 1 (Pmax=9,229) ve Model 5'te (Pmax=8,98) birbirine yakın bulunurken; Model 3'te (Pmax=37,91) diğer 2 modeldeki değerin yaklaşık 4 katına çıkarak aynı lokalizasyona sahip modeller arasında en yüksek Pmax değerine sahip olduğu bulunmuştur.

Farklı implantların aynı lokalizasyonda (bilateral lateral-kanin diş bölgelerinde) yer aldığı Model 2, 4 ve 6 arasında ise, vertikal yükleme sonucu krestal kortikal kemikte ortaya çıkan gerilme tipi stresler Model 2 (Pmax=21) ve Model 6'da (Pmax=25,43) birbirine yakın bulunurken; Model 4'te (Pmax=48,14) diğer 2 modeldeki değerin yaklaşık 2 katına çıkarak aynı lokalizasyona sahip modeller arasında en yüksek Pmax değerine sahip olduğu bulunmuştur.

Aynı implantların farklı lokalizasyonda yer aldığı Model 1-2, Model 3-4 ve Model 5-6 grupları içerisinde vertikal yükleme sonucu krestal kortikal kemikte ortaya çıkan gerilme tipi stres değerlerinin, implantların bilateral lateral-kanin diş bölgelerine yerleştirildiği Model 2-4-6'nın implantların bilateral santral-kanin diş bölgelerine yerleştirildiği Model 1-3-5 ile karşılaştırılması sonucunda Model 2'nin (Pmax=21) Model 1'den (Pmax=9,229), Model 4'ün (Pmax=48,14) Model 3'ten (Pmax=37,91) ve Model 6'nın (Pmax=25,43) Model 5'ten (Pmax=8,98) daha yüksek Pmax değerine sahip olduğu görülmüştür.

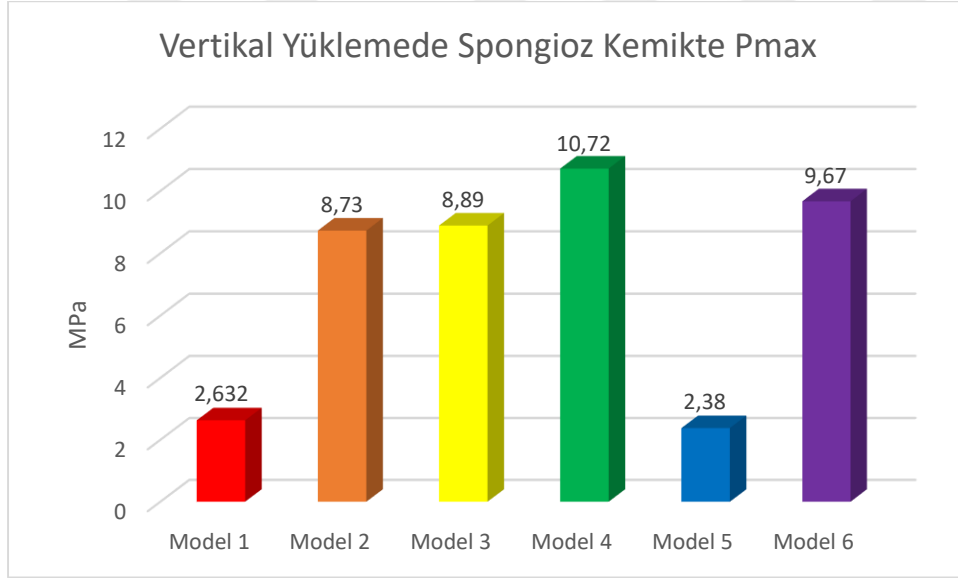
Modellere gelen kuvvetler kuvvetin şiddetine göre kendi aralarında gruplandırıldığında;

- Düşük dereceli kuvvete maruz kalanlar: Model 1 ($P_{max}=9,229$), Model 5 ($P_{max}=8,98$)
- Orta dereceli kuvvete maruz kalanlar: Model 2 ($P_{max}=21$), Model 6 ($P_{max}=25,43$)

Yüksek dereceli kuvvete maruz kalanlar: Model 3 ($P_{max}=37,91$), Model 4 ($P_{max}=48,14$)

Spongios kemik

Tüm modellerde, vertikal yükleme koşulunda implantların çevresindeki spongios kemikte ortaya çıkan gerilme tipi stres değerlerinin grafiksel dağılımları Şekil 4.69.'da gösterilmiştir.



Şekil 4.69. Tüm modellerde vertikal yükleme sonucu spongios kemikte oluşan Pmax değerleri

Tüm modellerde, vertikal yükleme koşulunda implantların çevresindeki spongios kemikte ortaya çıkan gerilme tipi streslerin rakamsal değerler Çizelge 4.2.'de gösterilmiştir.

Çizelge 4.2. Tüm modellerde vertikal yükleme sonucu spongios kemikte oluşan Pmax değerleri

Vertikal Yükleme Sonucu Spongios Kemikte Oluşan Pmax Değerleri						
Model	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4	Model 5	Model 6
Pmax	2,632	8,73	8,89	10,72	2,38	9,67

Vertikal yükleme koşulunda tüm modellerdeki spongios kemikte ortaya çıkan gerilme tipi stres değerleri karşılaştırıldığında Model 4'ün ($P_{max}=10,72$) en yüksek P_{max} değerine; Model 1 ($P_{max}=2,632$) ve Model 5'in ($P_{max}=2,38$) birbirine yakın, diğer modeller arasında en düşük P_{max} değerlerine sahip oldukları bulunmuştur.

Farklı implantların aynı lokalizasyonda (bilateral santral-kanin diş bölgelerinde) yer aldığı Model 1, 3 ve 5 arasında, vertikal yükleme sonucu spongios kemikte ortaya çıkan gerilme tipi stresler Model 1 ($P_{max}=2,632$) ve Model 5'te ($P_{max}=2,38$) birbirine yakın bulunurken; Model 3'te ($P_{max}=8,89$) diğer 2 modeldeki değerlerin yaklaşık 4 katına çıkarak aynı lokalizasyona sahip modeller arasında en yüksek P_{max} değerine sahip olduğu bulunmuştur.

Farklı implantların aynı lokalizasyonda (bilateral lateral-kanin diş bölgelerinde) yer aldığı Model 2, 4 ve 6 arasında ise, vertikal yükleme sonucu spongios kemikte ortaya çıkan gerilme tipi stresler karşılaştırıldığında P_{max} değerleri büyükten küçüğe Model 4 ($P_{max}=10,72$), Model 6 ($P_{max}=9,67$), Model 2 ($P_{max}=8,73$) şeklinde sıralanabilir.

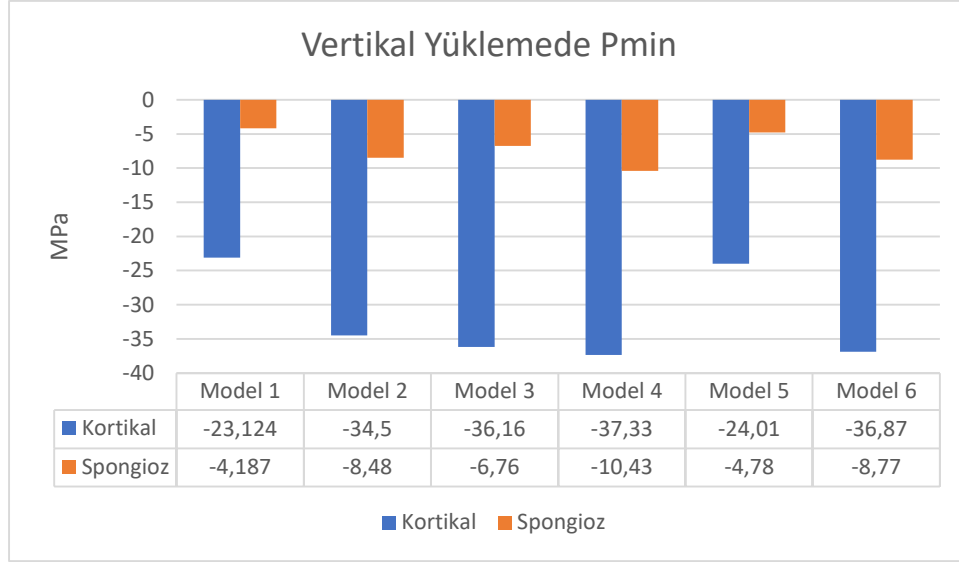
Aynı implantların farklı lokalizasyonda yer aldığı Model 1-2, Model 3-4 ve Model 5-6 grupları içerisinde vertikal yükleme sonucu spongios kemikte ortaya çıkan gerilme tipi stres değerlerinin, implantların bilateral lateral-kanin diş bölgelerine yerleştirildiği Model 2-4-6'nın implantların bilateral santral-kanin diş bölgelerine yerleştirildiği Model 1-3-5 ile karşılaştırılması sonucunda Model 2'nin ($P_{max}=8,73$) Model 1'den ($P_{max}=2,632$), Model 4'ün ($P_{max}=10,72$) Model 3'ten ($P_{max}=8,89$) ve Model 6'nın ($P_{max}=9,67$) Model 5'ten ($P_{max}=2,38$) daha yüksek P_{max} değerine sahip olduğu görülmüştür.

Modellere gelen kuvvetler kuvvetin şiddetine göre kendi aralarında gruplandırıldığında;

- Düşük dereceli kuvvete maruz kalanlar: Model 1 ($P_{max}=2,632$), Model 5 ($P_{max}=2,38$)
- Orta dereceli kuvvete maruz kalanlar: Model 2 ($P_{max}=8,73$), Model 3 ($P_{max}=8,89$)
- Yüksek dereceli kuvvete maruz kalanlar: Model 4 ($P_{max}=10,72$), Model 6 ($P_{max}=9,67$)

4.2.2. Vertikal yükleme altında kortikal ve spongios kemikte ortaya çıkan Pmin stres değerleri

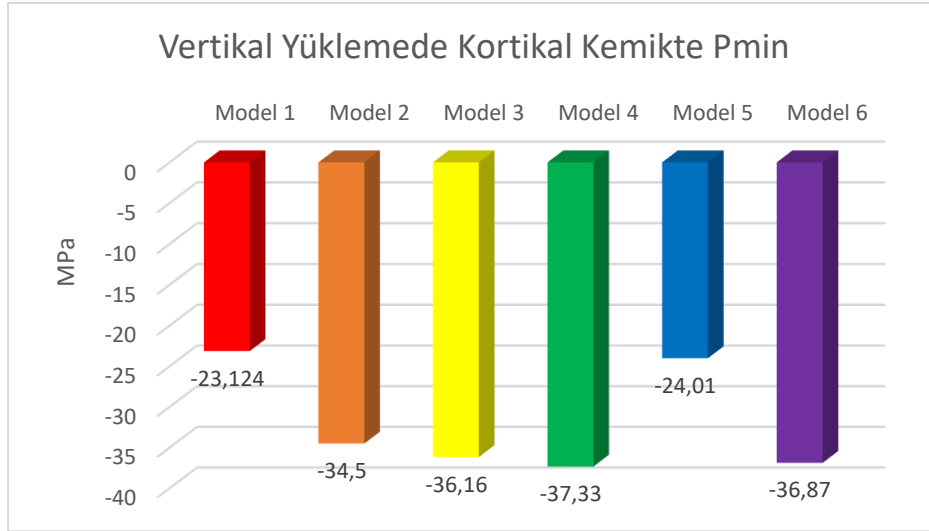
Vertikal yükleme sonucu tüm modellerdeki krestal kortikal ve spongios kemikte ortaya çıkan sıkışma tipi stres değerlerinin grafiksel dağılımları Şekil 4.70. ile gösterilmiştir.



Şekil 4.70. Tüm modellerde vertikal yükleme sonucu krestal kortikal ve spongios kemikte ortaya çıkan karşılaştırmalı Pmin değerleri

Kortikal kemik

Vertikal yükleme koşulunda tüm modellerde implantların çevresindeki kortikal kemikte ortaya çıkan sıkışma tipi stres değerlerinin grafiksel dağılımları Şekil 4.71.'de gösterilmiştir.



Şekil 4.71. Tüm modellerde vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmin değerleri

Tüm modellerde vertikal yükleme koşulunda implantların çevresindeki kortikal kemikte ortaya çıkan sıkışma tipi streslerin rakamsal değerleri Çizelge 4.3.'te gösterilmiştir.

Çizelge 4.3. Tüm modellerde vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmin değerleri

Vertikal Yükleme Sonucu Kortikal Kemikte Oluşan Pmin						
Model	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4	Model 5	Model 6
Pmin	-23,124	-34,5	-36,16	-37,33	-24,01	-36,87

Tüm modellerden elde edilen sonuçlar karşılaştırıldığında, vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte meydana gelen sıkışma tipi streslerde Model 3 (Pmin= -36,16), Model 4 (Pmin= -37,33) ve Model 6'nın (Pmin= -36,87) birbirine yakın sonuçlar verdiği ve diğerlerine kıyasla daha yüksek değerlere sahip olduğu bulunmuştur.

Farklı implantların aynı lokalizasyonda (bilateral santral-kanin diş bölgelerinde) yer aldığı Model 1, 3 ve 5 arasında, vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte ortaya çıkan sıkışma tipi stresler karşılaştırıldığında Model 3'ün diğer 2 modele kıyasla daha yüksek Pmin değerine sahip olduğu bulunmuştur.

Farklı implantların aynı lokalizasyonda (bilateral lateral-kanin diş bölgelerinde) yer aldığı Model 2, 4 ve 6 arasında, vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte ortaya çıkan sıkışma tipi

stresler karşılaştırıldığında bu 3 modeldeki Pmin değerlerinin birbirine yakın olduğu ve Model 4'ün diğer 2 modele kıyasla nispeten daha yüksek Pmin değerine sahip olduğu bulunmuştur.

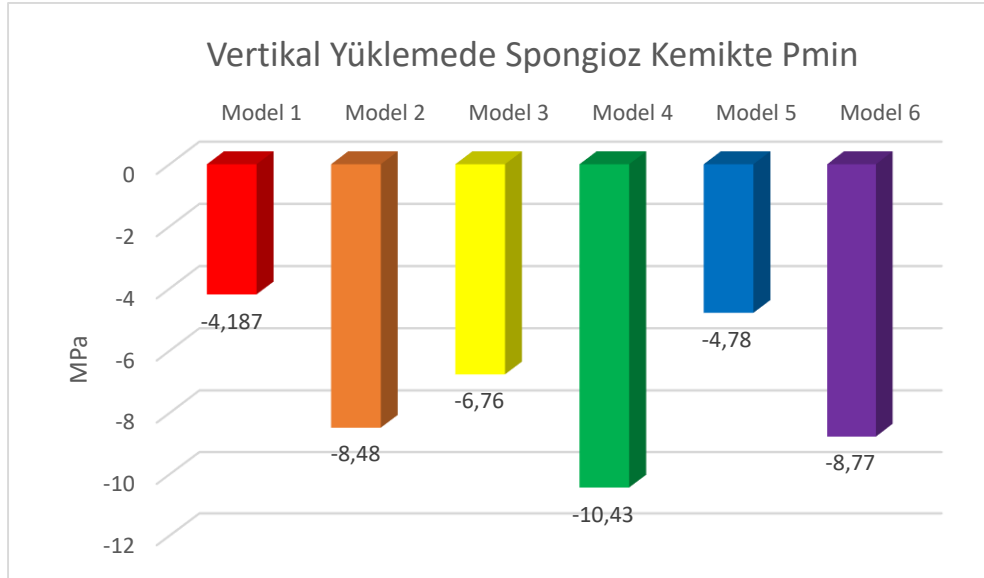
Aynı implantların farklı lokalizasyonda yer aldığı Model 1-2, Model 3-4 ve Model 5-6 grupları içerisinde vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte ortaya çıkan sıkışma tipi stres değerlerinin, implantların bilateral lateral-kanin diş bölgelerine yerleştirildiği Model 2-4-6'nın implantların bilateral santral-kanin diş bölgelerine yerleştirildiği Model 1-3-5 ile karşılaştırılması sonucunda Model 2'nin ($P_{min} = -34,5$) Model 1'den ($P_{min} = -23,124$), Model 4'ün ($P_{min} = -37,33$) Model 3'ten ($P_{min} = -36,16$) ve Model 6'nın ($P_{min} = -36,87$) Model 5'ten ($P_{max} = -24,01$) daha yüksek Pmin değerine sahip olduğu görülmüştür.

Modellere gelen kuvvetler kuvvetin şiddetine göre kendi aralarında gruplandırıldığında;

- Düşük dereceli kuvvete maruz kalanlar: Model 1 ($P_{min} = -23,124$), Model 5 ($P_{min} = -24,01$)
- Yüksek dereceli kuvvete maruz kalanlar: Model 2 ($P_{min} = -34,5$), Model 3 ($P_{min} = -36,16$), Model 4 ($P_{min} = -37,33$), Model 6 ($P_{min} = -36,87$)

Spongioz kemik

Vertikal yükleme koşulunda tüm modellerde implantların çevresindeki spongioz kemikte ortaya çıkan sıkışma tipi stres değerlerinin grafiksel dağılımları Şekil 4.72.'de gösterilmiştir.



Şekil 4.72. Tüm modellerde vertikal yükleme sonucu spongios kemikte oluşan Pmin değerleri

Tüm modellerde vertikal yükleme koşulunda implantların çevresindeki spongios kemikte ortaya çıkan sıkışma tipi streslerin rakamsal değerleri Çizelge 4.4.'te belirtilmiştir.

Çizelge 4.4. Tüm modellerde vertikal yükleme sonucu spongios kemikte oluşan Pmin değerleri

Vertikal Yükleme Sonucu Spongios Kemikte Oluşan Pmin						
Model	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4	Model 5	Model 6
Pmin	-4,187	-8,48	-6,76	-10,43	-4,78	-8,77

Tüm modellerden elde edilen sonuçlar karşılaştırıldığında, vertikal yükleme sonucu spongios kemikte meydana gelen sıkışma tipi streslerde Model 4'ün ($P_{min} = -10,43$) diğerlerine kıyasla daha yüksek değerlere sahip olduğu; Model 1 ($P_{min} = -4,187$) ve Model 5'in ($P_{min} = -4,78$) ise daha düşük değerlere sahip olduğu görülmüştür.

Farklı implantların aynı lokalizasyonda (bilateral santral-kanin diş bölgelerinde) yer aldığı Model 1, 3 ve 5 arasında, vertikal yükleme sonucu spongios kemikte ortaya çıkan sıkışma tipi stres değerleri karşılaştırıldığında, Model 3'ün ($P_{min} = -6,76$) diğer 2 modele kıyasla daha yüksek Pmin değerine; Model 1 ($P_{min} = -4,187$) ve Model 5'in ($P_{min} = -4,78$) birbirine yakın Pmin değerlerine sahip olduğu bulunmuştur.

Farklı implantların aynı lokalizasyonda (bilateral lateral-kanin diş bölgelerinde) yer aldığı Model 2, 4 ve 6 arasında, vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte ortaya çıkan sıkışma tipi stres değerleri karşılaştırıldığında, Model 4'ün ($P_{min}=-10,43$) diğer 2 modele kıyasla daha yüksek P_{min} değerine; Model 2 ($P_{min}= -8,48$) ve Model 6'nın ($P_{min}= -8,77$) birbirine yakın P_{min} değerlerine sahip olduğu bulunmuştur.

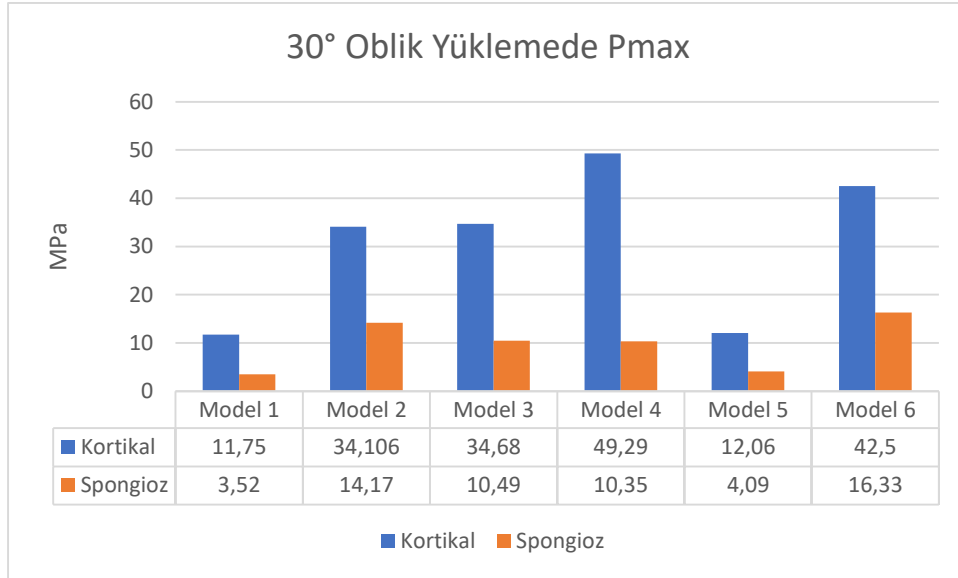
Aynı implantların farklı lokalizasyonda yer aldığı Model 1-2, Model 3-4 ve Model 5-6 grupları içerisinde vertikal yükleme sonucu spongios kemikte ortaya çıkan sıkışma tipi stres değerlerinin, implantların bilateral lateral-kanin diş bölgelerine yerleştirildiği Model 2-4-6'nın implantların bilateral santral-kanin diş bölgelerine yerleştirildiği Model 1-3-5 ile karşılaştırılması sonucunda Model 2'nin ($P_{min}= -8,48$) Model 1'den ($P_{min}= -4,187$), Model 4'ün ($P_{min}= -10,43$) Model 3'ten ($P_{min}= -6,76$) ve Model 6'nın ($P_{min}= -8,77$) Model 5'ten ($P_{min}= -4,78$) daha yüksek P_{min} değerine sahip olduğu görülmüştür.

Modellere gelen kuvvetler kuvvetin şiddetine göre kendi aralarında gruplandırılmış;

- Düşük dereceli kuvvete maruz kalanlar: Model 1 ($P_{min}= -4,187$), Model 5 ($P_{min}= -4,78$)
- Orta dereceli kuvvete maruz kalanlar: Model 3 ($P_{min}= -6,76$)
- Yüksek dereceli kuvvete maruz kalanlar: Model 2 ($P_{min}= -8,48$), Model 4 ($P_{min}= -10,43$), Model 6 ($P_{min}= -8,77$)

4.2.3. 30° açıyla uygulanan oblik yükleme altında kortikal ve spongios kemikte ortaya çıkan P_{max} stres değerleri

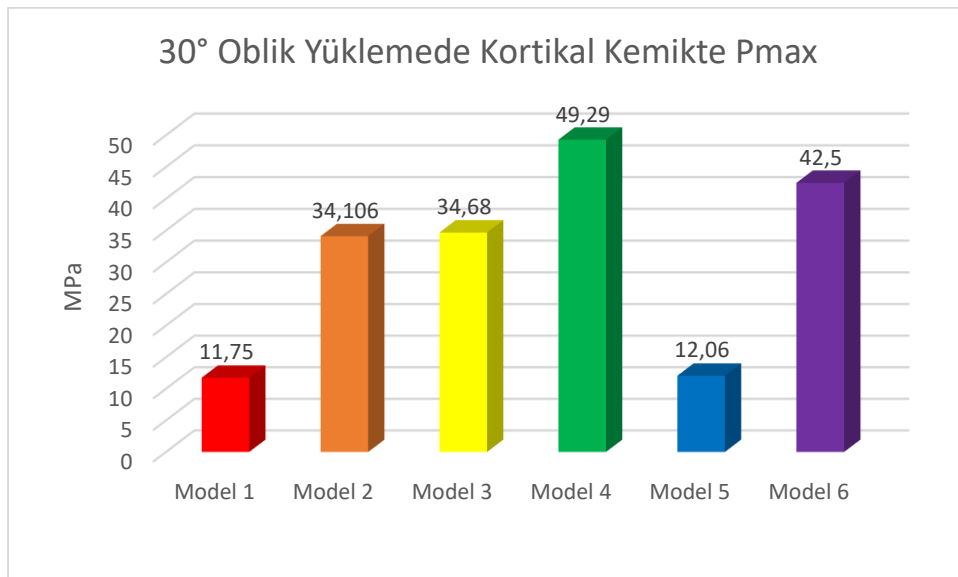
30° açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu tüm modellerdeki krestal kortikal ve spongios kemikte ortaya çıkan gerilme tipi stres değerlerinin grafiksel dağılımları Şekil 4.73.'te gösterilmiştir.



Şekil 4.73. Tüm modellerde 30° açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu kortikal ve spongios kemikte ortaya çıkan Pmax değerleri

Kortikal kemik

30° açıyla uygulanan oblik yükleme koşulunda tüm modellerde implantların çevresindeki kortikal kemikte ortaya çıkan gerilme tipi stres değerlerinin grafiksel dağılımları Şekil 4.74.'te gösterilmiştir.



Şekil 4.74. Tüm modellerde 30° açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu kortikal kemikte ortaya çıkan Pmax değerleri

Tüm modellerde 30° açıyla uygulanan oblik yükleme koşulunda implantların çevresindeki kortikal kemikte ortaya çıkan gerilme tipi streslerin rakamsal değerleri Çizelge 4.5. ile gösterilmiştir.

Çizelge 4.5. Tüm modellerde 30° açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu kortikal kemikte ortaya çıkan Pmax değerleri

30° Oblik Yükleme Sonucu Kortikal Kemikte Ortaya Çıkan Pmax						
Model	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4	Model 5	Model 6
Pmax	11,75	34,106	34,68	49,29	12,06	42,5

Modellerde elde edilen sonuçlar değerlendirildiğinde, 30°'lik oblik yükleme koşulu altında kortikal kemikte ortaya çıkan gerilme tipi streslerin Model 4'te (Pmax= 49,29) en yüksek; Model 1 (Pmax=11,75) ve Model 5'te (Pmax=12,06) birbirine yakın ve en düşük değerlere sahip olduğu görülmüştür.

Farklı implantların aynı lokalizasyonda (bilateral santral-kanin diş bölgelerinde) yer aldığı Model 1, 3 ve 5 arasında, 30°'lik oblik yükleme sonucu kortikal kemikte ortaya çıkan gerilme tipi stresler karşılaştırıldığında Model 3 (Pmax= 34,68) diğer 2 modele kıyasla daha yüksek Pmax değerine; Model 1 (Pmax= 11,75) ve Model 5 (Pmax= 12,06) birbirine yakın Pmax değerlerine sahip olduğu bulunmuştur.

Farklı implantların aynı lokalizasyonda (bilateral lateral-kanin diş bölgelerinde) yer aldığı Model 2, 4 ve 6 arasında ise, 30°'lik oblik yükleme sonucu kortikal kemikte ortaya çıkan gerilme tipi stresler karşılaştırıldığında Pmax değerleri büyükten küçüğe doğru Model 4 (Pmax= 49,29), Model 6 (Pmax= 42,5) ve Model 2 (Pmax= 34,106) şeklinde sıralanabilir.

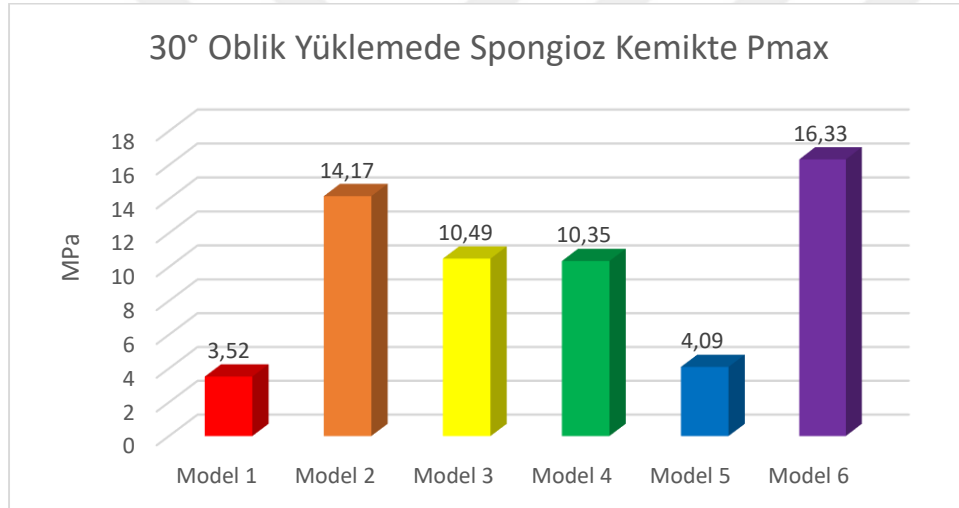
Aynı implantların farklı lokalizasyonda yer aldığı Model 1-2, Model 3-4 ve Model 5-6 grupları içerisinde, 30°'lik oblik yükleme sonucu kortikal kemikte ortaya çıkan gerilme tipi stres değerlerinin, implantların bilateral lateral-kanin diş bölgelerine yerleştirildiği Model 2-4-6'nın implantların bilateral santral-kanin diş bölgelerine yerleştirildiği Model 1-3-5 ile karşılaştırılması sonucunda Model 2'nin (Pmax= 34,106) Model 1'den (Pmax= 11,75), Model 4'ün (Pmax= 49,29) Model 3'ten (Pmax= 34,68) ve Model 6'nın (Pmax= 42,5) Model 5'ten (Pmax= 12,06) daha yüksek Pmax değerine sahip olduğu görülmüştür.

Modellere gelen kuvvetler kuvvetin şiddetine göre kendi aralarında gruplandırıldığında;

- Düşük dereceli kuvvete maruz kalanlar: Model 1 ($P_{max}= 11,75$), Model 5 ($P_{max}= 12,06$)
- Orta dereceli kuvvete maruz kalanlar: Model 2 ($P_{max}= 34,106$), Model 3 ($P_{max}= 34,68$)
- Yüksek dereceli kuvvete maruz kalanlar: Model 4 ($P_{max}= 49,29$), Model 6 ($P_{max}= 42,5$)

Spongios kemik

30° açıyla uygulanan oblik yükleme koşulunda tüm modellerde implantların çevresindeki kortikal kemikte ortaya çıkan gerilme tipi stres değerlerinin grafiksel dağılımları Şekil 4.75.'te gösterilmiştir.



Şekil 4.75. Tüm modellerde 30° açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu spongios kemikte ortaya çıkan Pmax değerleri

Tüm modellerde 30° açıyla uygulanan oblik yükleme koşulunda implantların çevresindeki spongios kemikte ortaya çıkan gerilme tipi streslerin rakamsal değerleri Çizelge 4.6. ile gösterilmiştir.

Çizelge 4.6. Tüm modellerde 30° açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu spongios kemikte ortaya çıkan Pmax değerleri

30° Oblik Yükleme Sonucu Spongios Kemikte Ortaya Çıkan Pmax						
Model	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4	Model 5	Model 6
Pmax	3,52	14,17	10,49	10,35	4,09	16,33

Modellerde elde edilen sonuçlar değerlendirildiğinde, 30°'lik oblik yükleme koşulu altında spongios kemikte ortaya çıkan gerilme tipi streslerin Model 6'da ($P_{max}=16,33$) en yüksek; Model 1 ($P_{max}= 3,52$) ve Model 5'te ($P_{max}= 4,09$) birbirine yakın ve en düşük değerlere sahip olduğu görülmüştür.

Farklı implantların aynı lokalizasyonda (bilateral santral-kanin diş bölgelerinde) yer aldığı Model 1, 3 ve 5 arasında, 30°'lik oblik yükleme sonucu kortikal kemikte ortaya çıkan gerilme tipi stresler karşılaştırıldığında Model 3 ($P_{max}= 10,49$) diğer 2 modele kıyasla daha yüksek P_{max} değerine; Model 1 ($P_{max}= 3,52$) ve Model 5 ($P_{max}= 4,09$) birbirine yakın P_{max} değerlerine sahiptir.

Farklı implantların aynı lokalizasyonda (bilateral lateral-kanin diş bölgelerinde) yer aldığı Model 2, 4 ve 6 arasında ise, 30°'lik oblik yükleme sonucu kortikal kemikte ortaya çıkan gerilme tipi stresler karşılaştırıldığında P_{max} değerleri büyükten küçüğe doğru Model 6 ($P_{max}=16,33$), Model 2 ($P_{max}= 14,17$) ve Model 4 ($P_{max}= 10,35$) şeklinde sıralanabilir.

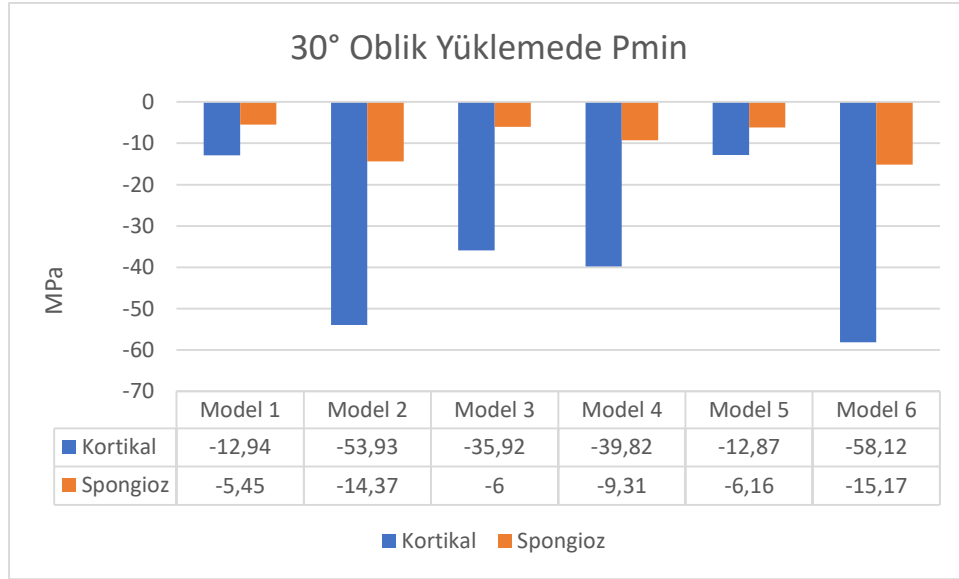
Aynı implantların farklı lokalizasyonda yer aldığı Model 1-2, Model 3-4 ve Model 5-6 grupları içerisinde, 30°'lik oblik yükleme sonucu kortikal kemikte ortaya çıkan gerilme tipi stres değerlerinin, implantların bilateral lateral-kanin diş bölgelerine yerleştirildiği Model 2-4-6'nın, implantların bilateral santral-kanin diş bölgelerine yerleştirildiği Model 1-3-5 ile karşılaştırılması sonucunda Model 2'nin ($P_{max}= 14,17$) Model 1'den ($P_{max}= 3,52$) ve Model 6'nın ($P_{max}=16,33$) Model 5'ten ($P_{max}= 4,09$) daha yüksek P_{max} değerine sahip olduğu görülmüştür. Model 3 ($P_{max}= 10,49$) ve Model 4 ($P_{max}= 10,35$)'teki P_{max} değerleri diğer grupların aksine birbirine yakın bulunmuştur.

Modellere gelen kuvvetler kuvvetin şiddetine göre kendi aralarında gruplandırıldığında;

- Düşük dereceli kuvvete maruz kalanlar: Model 1 ($P_{max}= 3,52$), Model 5 ($P_{max}= 4,09$)
- Orta dereceli kuvvete maruz kalanlar: Model 3 ($P_{max}= 10,49$), Model 4 ($P_{max}= 10,35$)
- Yüksek dereceli kuvvete maruz kalanlar: Model 2 ($P_{max}= 14,17$), Model 6 ($P_{max}=16,33$)

4.2.4. 30° açıyla uygulanan oblik yükleme altında kortikal ve spongios kemikte ortaya çıkan Pmin stres değerleri

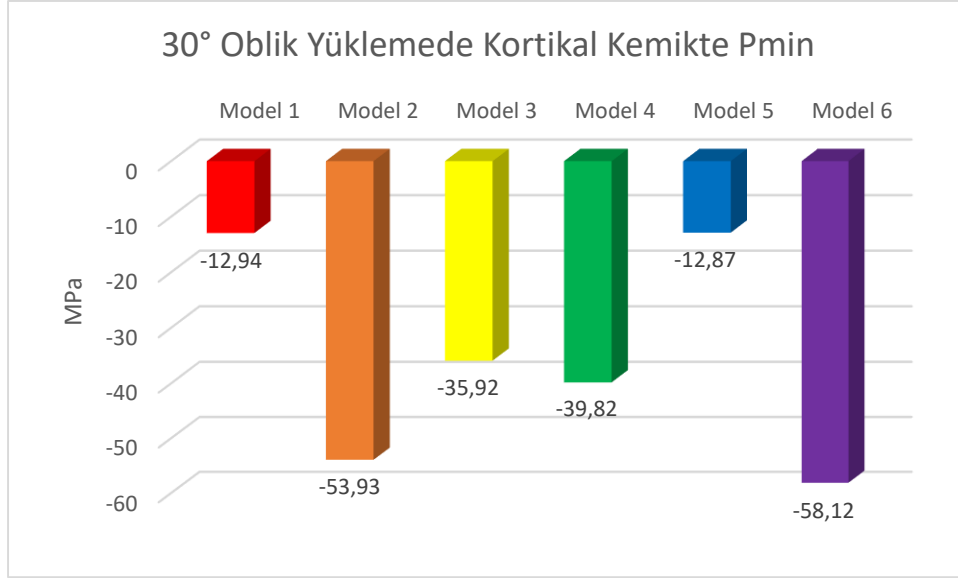
30° açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu tüm modellerdeki krestal kortikal ve spongios kemikte ortaya çıkan sıkışma tipi stres değerlerinin grafiksel dağılımları Şekil 4.76.'da gösterilmiştir.



Şekil 4.76. Tüm modellerde 30° açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu kortikal ve spongios kemikte ortaya çıkan Pmin değerleri

Kortikal kemik

30° açıyla uygulanan oblik yükleme koşulunda tüm modellerde implantların çevresindeki kortikal kemikte ortaya çıkan sıkışma tipi stres değerlerinin grafiksel dağılımları Şekil 4.77. ile gösterilmiştir.



Şekil 4.77. Tüm modellerde 30° açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu kortikal kemikte ortaya çıkan Pmin değerleri

Tüm modellerde 30° açıyla uygulanan oblik yükleme koşulunda implantların çevresindeki kortikal kemikte ortaya çıkan sıkışma tipi streslerin rakamsal değerleri Çizelge 4.7. ile belirtilmiştir.

Çizelge 4.7. Tüm modellerde 30° açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu kortikal kemikte ortaya çıkan Pmin değerleri

30° Oblik Yükleme Sonucu Kortikal Kemikte Ortaya Çıkan Pmin						
Model	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4	Model 5	Model 6
Pmin	-12,94	-53,93	-35,92	-39,82	-12,87	-58,12

Tüm modellerden elde edilen sonuçlar değerlendirildiğinde, 30° açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu kortikal kemikte meydana gelen sıkışma tipi streslerde Model 2 (Pmin= -53,93) ve Model 6 (Pmin= -58,12)'nın diğerlerine kıyasla en yüksek Pmin değerlerine, Model 1 (Pmin= -12,94) ve Model 5'in (Pmin=- 12,87) en düşük Pmin değerlerine sahip oldukları görülmüştür.

Aynı lokalizasyona yerleştirilen (bilateral lateral-kanin dış bölgelerine), konik-titanyum implantın kullanıldığı Model 2'de (Pmin= -53,93) ve zirkonyum implantın kullanıldığı Model 6'da (Pmin= -58,12) 30° açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu kortikal kemikte meydana gelen sıkışma tipi streslerin birbirine yakın olduğu ve tüm modeller arasında en

yüksek Pmin değerine sahip oldukları bulunmuştur. Aynı lokalizasyona yerleştirilen silindirik-titanyum implantların kullanıldığı Model 4'te (Pmin= -39,82) ise Model 2 ve Model 6'ya kıyasla daha düşük bir Pmin değeri elde edilmiştir.

Aynı lokalizasyona yerleştirilen (bilateral santral-kanin diş bölgelerine) konik-titanyum implantın kullanıldığı Model 1'de (Pmin= -12,94) ve zirkonyum implantın kullanıldığı Model 5'te (Pmin= -12,87) 30° açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu kortikal kemikte meydana gelen sıkışma tipi streslerin birbirine yakın olduğu ve tüm modeller arasında en düşük Pmin değerine sahip oldukları bulunmuştur. Aynı lokalizasyona yerleştirilen silindirik-titanyum implantların kullanıldığı Model 3'te (Pmin= -35,92) ise Model 1 ve Model 5'e kıyasla daha yüksek bir Pmin değeri elde edilmiştir.

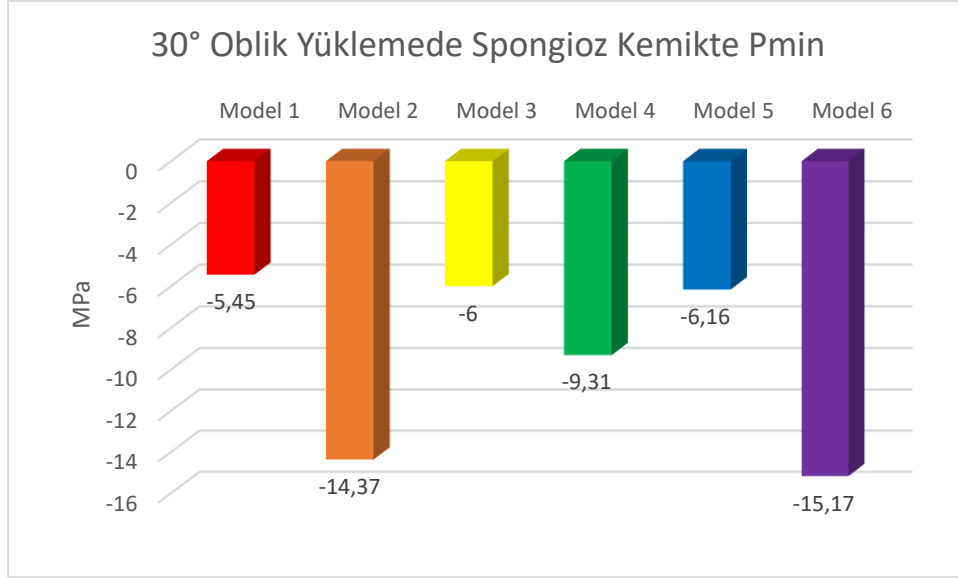
Aynı implantların farklı lokalizasyonda yer aldığı Model 1-2, Model 3-4 ve Model 5-6 grupları içerisinde 30° açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu kortikal kemikte ortaya çıkan sıkışma tipi stres değerlerinin, implantların bilateral lateral-kanin diş bölgelerine yerleştirildiği Model 2-4-6'nın implantların bilateral santral-kanin diş bölgelerine yerleştirildiği Model 1-3-5 ile karşılaştırılması sonucunda Model 2'nin (Pmin= -53,93) Model 1'den (Pmin= -12,94), Model 4'ün (Pmin= -39,82) Model 3'ten (Pmin= -35,92) ve Model 6'nın (Pmin= -58,12) Model 5'ten (Pmin= -12,87) daha yüksek Pmin değerine sahip olduğu görülmüştür. Model 1 ve 2 ile Model 5 ve 6 arasındaki farkın aksine Model 3 ve 4 arasındaki fark oldukça küçüktür.

Modellere gelen kuvvetler kuvvetin şiddetine göre kendi aralarında gruplandırıldığında;

- Düşük dereceli kuvvete maruz kalanlar: Model 1 (Pmin= -12,94), Model 5 (Pmin= -12,87)
- Orta dereceli kuvvete maruz kalanlar: Model 3 (Pmin= -35,92), Model 4 (Pmin= -39,82)
- Yüksek dereceli kuvvete maruz kalanlar: Model 2 (Pmin= -53,93), Model 6 (Pmin= -58,12)

Spongios kemik

30° açıyla uygulanan oblik yükleme koşulunda tüm modellerde implantların çevresindeki spongios kemikte ortaya çıkan sıkışma tipi stres değerlerinin grafiksel dağılımları Şekil 4.78. ile gösterilmiştir.



Şekil 4.78. Tüm modellerde 30° açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu spongios kemikte ortaya çıkan Pmin değerleri

Tüm modellerde 30° açıyla uygulanan oblik yükleme koşulunda implantların çevresindeki spongios kemikte ortaya çıkan sıkışma tipi streslerin rakamsal değerleri Çizelge 4.8. ile belirtilmiştir.

Çizelge 4.8. Tüm modellerde 30° açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu spongios kemikte ortaya çıkan Pmin değerleri

30° Oblik Yükleme Sonucu Spongios Kemikte Ortaya Çıkan Pmin						
Model	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4	Model 5	Model 6
Pmin	-5,45	-14,37	-6	-9,31	-6,16	-15,17

Elde edilen sonuçlara göre modeller karşılaştırıldığında, 30° açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu spongios kemikte ortaya çıkan sıkışma tipi streslerde Model 2 (Pmin= -14,37) ve Model 6 (Pmin= -15,17)'nin diğerlerine kıyasla en yüksek Pmin değerlerine sahip oldukları görülmüştür.

Aynı lokalizasyona yerleştirilen (bilateral lateral-kanin diş bölgelerine), konik-titanyum implantın kullanıldığı Model 2'de (Pmin= -14,37) ve zirkonyum implantın kullanıldığı Model 6'da (Pmin= -15,17) 30° açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu spongios kemikte meydana gelen sıkışma tipi streslerin birbirine yakın olduğu ve tüm modeller arasında en yüksek Pmin değerine sahip oldukları bulunmuştur. Aynı lokalizasyona yerleştirilen

silindirik-titanyum implantların kullanıldığı Model 4'te ($P_{min} = -9,31$) ise Model 2 ve Model 6'ya kıyasla daha düşük bir P_{min} değeri elde edilmiştir.

Aynı lokalizasyona yerleştirilen (bilateral santral-kanin diş bölgelerine) konik-titanyum implantın kullanıldığı Model 1'de ($P_{min} = -5,45$), silindirik-titanyum implantların kullanıldığı Model 3'te ($P_{min} = -6$) ve zirkonyum implantın kullanıldığı Model 5'te ($P_{min} = -6,16$) 30° açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu spongios kemikte meydana gelen sıkışma tipi streslerin birbirine yakın olduğu ve diğerlerine kıyasla daha düşük P_{min} değerine sahip oldukları bulunmuştur.

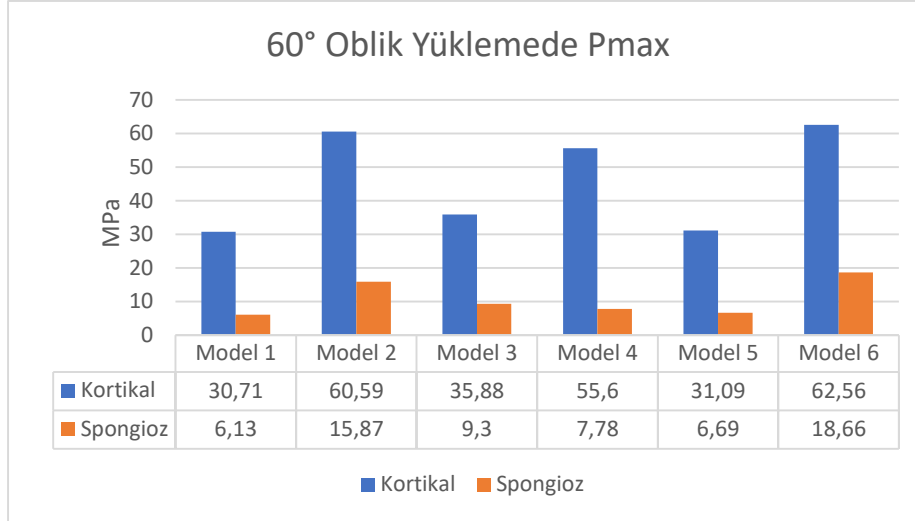
Aynı implantların farklı lokalizasyonda yer aldığı Model 1-2, Model 3-4 ve Model 5-6 grupları içerisinde 30° açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu spongios kemikte ortaya çıkan sıkışma tipi stres değerlerinin, implantların bilateral lateral-kanin diş bölgelerine yerleştirildiği Model 2-4-6'nın implantların bilateral santral-kanin diş bölgelerine yerleştirildiği Model 1-3-5 ile karşılaştırılması sonucunda Model 2'nin ($P_{min} = -14,37$) Model 1'den ($P_{min} = -5,45$), Model 4'ün ($P_{min} = -9,31$) Model 3'ten ($P_{min} = -6$) ve Model 6'nın ($P_{min} = -15,17$) Model 5'ten ($P_{min} = -6,16$) daha yüksek P_{min} değerine sahip olduğu görülmüştür.

Modellere gelen kuvvetler kuvvetin şiddetine göre kendi aralarında gruplandırıldığında;

- Düşük dereceli kuvvete maruz kalanlar: Model 1 ($P_{min} = -5,45$), Model 3 ($P_{min} = -6$), Model 5 ($P_{min} = -6,16$)
- Orta dereceli kuvvete maruz kalanlar: Model 4 ($P_{min} = -9,31$)
- Yüksek dereceli kuvvete maruz kalanlar: Model 2 ($P_{min} = -14,37$), Model 6 ($P_{min} = -15,17$)

4.2.5. 60° açıyla uygulanan oblik yükleme altında kortikal ve spongios kemikte ortaya çıkan P_{max} stres değerleri

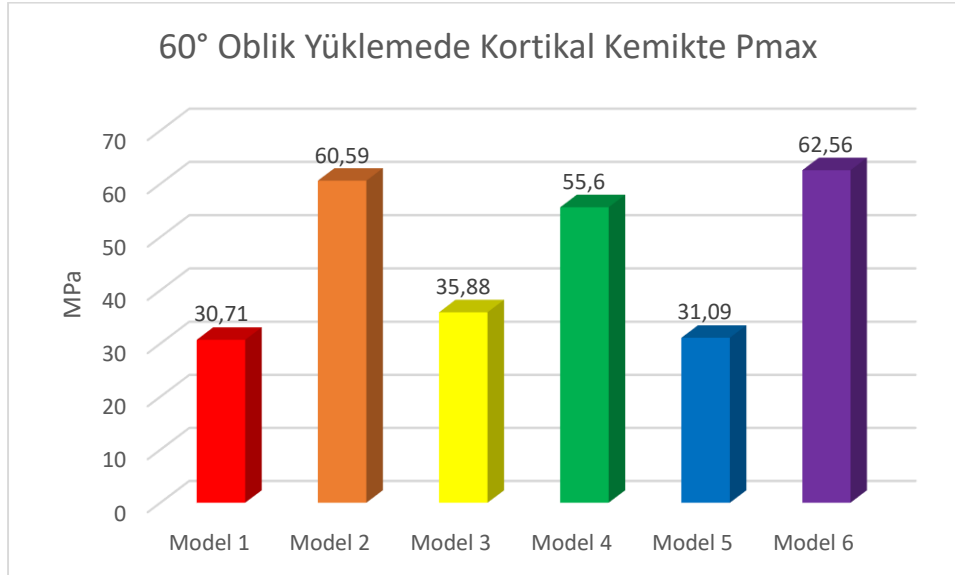
60° açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu tüm modellerdeki krestal kortikal ve spongios kemikte ortaya çıkan gerilme tipi stres değerlerinin grafiksel dağılımları Şekil 4.79. ile gösterilmiştir.



Şekil 4.79. Tüm modellerde 60° açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu kortikal ve spongioz kemikte ortaya çıkan Pmax değerleri

Kortikal kemik

60° açıyla uygulanan oblik yükleme koşulunda tüm modellerde implantların çevresindeki kortikal kemikte ortaya çıkan gerilme tipi stres değerlerinin grafiksel dağılımları Şekil 4.80. ile gösterilmiştir.



Şekil 4.80. Tüm modellerde 60° açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu kortikal kemikte ortaya çıkan Pmax değerleri

Tüm modellerde 60° açıyla uygulanan oblik yükleme koşulunda implantların çevresindeki kortikal kemikte ortaya çıkan gerilme tipi streslerin rakamsal değerleri Çizelge 4.9. ile belirtilmiştir.

Çizelge 4.9. Tüm modellerde 60° açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu kortikal kemikte ortaya çıkan Pmax değerleri

60° Oblik Yükleme Sonucu Kortikal Kemikte Ortaya Çıkan Pmax						
Model	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4	Model 5	Model 6
Pmax	30,71	60,59	35,88	55,6	31,09	62,56

Modeller elde edilen sonuçlara göre karşılaştırıldığında, 60° açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu kortikal kemikte ortaya çıkan gerilme tipi streslerde Model 2 (Pmax= 60,59) ve Model 6 (Pmax= 62,56)'nın diğerlerine kıyasla en yüksek Pmax değerlerine sahip oldukları görülmüştür.

Aynı lokalizasyona yerleştirilen (bilateral lateral-kanin dış bölgelerine), konik-titanyum implantın kullanıldığı Model 2'de (Pmax= 60,59) ve zirkonyum implantın kullanıldığı Model 6'da (Pmax= 62,56) 60° açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu kortikal kemikte meydana gelen gerilme tipi streslerin birbirine yakın olduğu ve tüm modeller arasında en yüksek Pmin değerine sahip oldukları bulunmuştur. Aynı lokalizasyona yerleştirilen silindirik-titanyum implantların kullanıldığı Model 4'te (Pmax= 55,6) ise Model 2 ve Model 6'ya kıyasla daha düşük bir Pmax değeri elde edilmiştir.

Aynı lokalizasyona yerleştirilen (bilateral santral-kanin dış bölgelerine) konik-titanyum implantın kullanıldığı Model 1'de (Pmax= 30,71) ve zirkonyum implantın kullanıldığı Model 5'te (Pmax= 31,09) 60° açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu kortikal kemikte meydana gelen gerilme tipi streslerin birbirine yakın olduğu ve silindirik-titanyum implantların kullanıldığı Model 3'e (Pmax= 35,88) kıyasla daha düşük Pmin değerine sahip oldukları bulunmuştur.

Aynı implantların farklı lokalizasyonda yer aldığı Model 1-2, Model 3-4 ve Model 5-6 grupları içerisinde 60° açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu kortikal kemikte ortaya çıkan gerilme tipi stres değerlerinin, implantların bilateral lateral-kanin dış bölgelerine

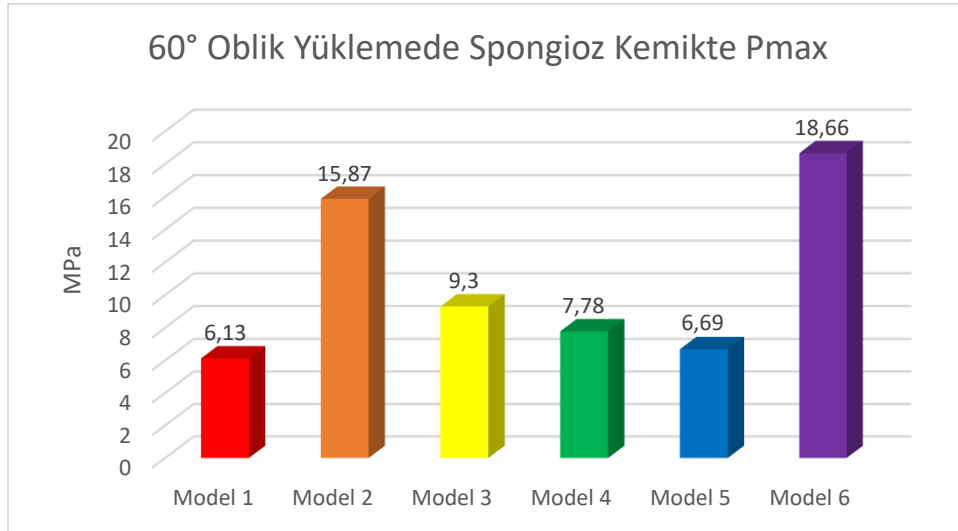
yerleştirildiği Model 2-4-6'nın, implantların bilateral santral-kanin dış bölgelerine yerleştirildiği Model 1-3-5 ile karşılaştırılması sonucunda Model 2'nin ($P_{max}= 60,59$) Model 1'den ($P_{max}= 30,71$), Model 4'ün ($P_{max}= 55,6$) Model 3'ten ($P_{max}= 35,88$) ve Model 6'nın ($P_{max}= 62,56$) Model 5'ten ($P_{max}= 31,09$) daha yüksek P_{min} değerine sahip oldukları görülmüştür.

Modellere gelen kuvvetler kuvvetin şiddetine göre kendi aralarında gruplandırıldığında;

- Düşük dereceli kuvvete maruz kalanlar: Model 1 ($P_{max}= 30,71$), Model 3 ($P_{max}= 35,88$), Model 5 ($P_{max}= 31,09$)
- Yüksek dereceli kuvvete maruz kalanlar: Model 2 ($P_{max}= 60,59$), Model 4 ($P_{max}= 55,6$) Model 6 ($P_{max}= 62,56$)

Spongioz kemik

60° açıyla uygulanan oblik yükleme koşulunda tüm modellerde implantların çevresindeki kortikal kemikte ortaya çıkan gerilme tipi stres değerlerinin grafiksel dağılımları Şekil 4.81. ile gösterilmiştir.



Şekil 4.81. Tüm modellerde 60° açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu spongioz kemikte ortaya çıkan P_{max} değerleri

Tüm modellerde 60° açıyla uygulanan oblik yükleme koşulunda implantların çevresindeki spongioz kemikte ortaya çıkan gerilme tipi streslerin rakamsal değerleri Çizelge 4.10. ile belirtilmiştir.

Çizelge 4.10. Tüm modellerde 60° açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu spongios kemikte ortaya çıkan Pmax değerleri

60° Oblik Yükleme Sonucu Spongios Kemikte Ortaya Çıkan Pmax						
Model	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4	Model 5	Model 6
Pmax	6,13	15,87	9,3	7,78	6,69	18,66

Modeller elde edilen sonuçlara göre karşılaştırıldığında, 60° açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu spongios kemikte ortaya çıkan gerilme tipi streslerde Model 6 (Pmax= 18,66)'nın diğerlerine kıyasla en yüksek Pmax değerlerine sahip olduğu görülmüştür.

Farklı implantların aynı lokalizasyona yerleştirildiği (bilateral lateral-kanin diş bölgelerine) Model 2-4-6 arasında, 60° açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu spongios kemikte meydana gelen gerilme tipi streslerin karşılaştırılması sonucunda Pmax değerleri büyükten küçüğe şu şekilde sıralanabilir: zirkonyum implantın kullanıldığı Model 6 (Pmax= 18,66), konik-titanyum implantın kullanıldığı Model 2 (Pmax= 15,87) ve silindirik-titanyum implantın kullanıldığı Model 4 (Pmax= 7,78).

Farklı implantların aynı lokalizasyona yerleştirildiği (bilateral santral-kanin diş bölgelerine) Model 1-3-5 arasında ise, konik-titanyum implantın kullanıldığı Model 1'de (Pmax= 6,13) ve zirkonyum implantın kullanıldığı Model 5'te (Pmax= 6,69) 60° açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu spongios kemikte meydana gelen gerilme tipi streslerin birbirine yakın olduğu ve silindirik-titanyum implantların kullanıldığı Model 3'e (Pmax= 9,3) kıyasla daha düşük Pmax değerine sahip oldukları bulunmuştur.

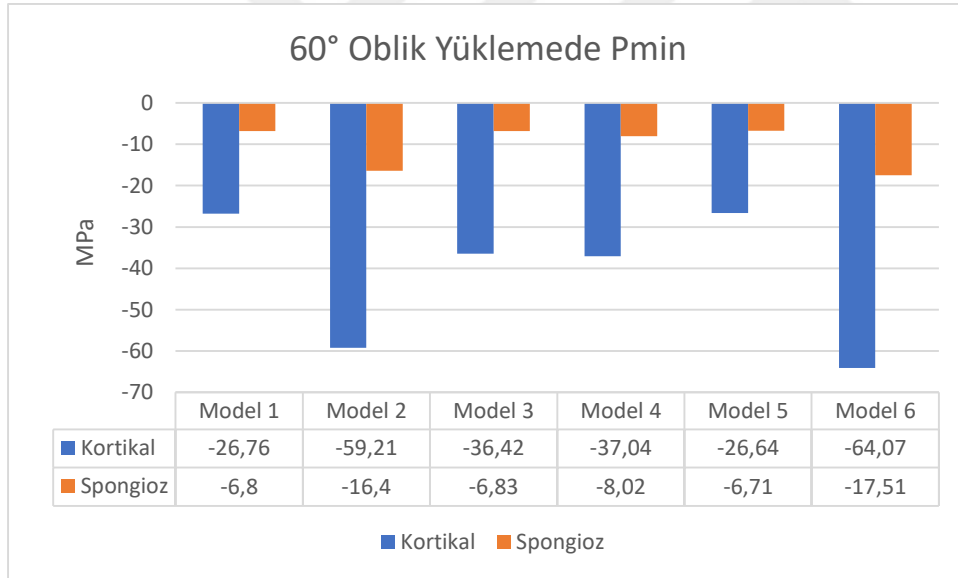
Aynı implantların farklı lokalizasyonda yer aldığı Model 1-2, Model 3-4 ve Model 5-6 grupları içerisinde 60° açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu spongios kemikte ortaya çıkan gerilme tipi stres değerlerinin, implantların bilateral lateral-kanin diş bölgelerine yerleştirildiği Model 2-4-6'nın implantların bilateral santral-kanin diş bölgelerine yerleştirildiği Model 1-3-5 ile karşılaştırılması sonucunda Model 2'nin (Pmax= 15,87) Model 1'den (Pmax= 6,13) ve Model 6'nın (Pmax= 18,66) Model 5'ten (Pmax= 6,69) daha yüksek Pmax değerine sahip oldukları görülmüştür. Fakat silindirik-titanyum implantın farklı lokalizasyonlarda kullanıldığı Model 3 ve 4 karşılaştırıldığında Model 4'ün (Pmax= 7,78) Model 3'ten (Pmax= 9,3) daha küçük Pmax değerine sahip olduğu belirlenmiştir.

Modellere gelen kuvvetler kuvvetin şiddetine göre kendi aralarında gruplandırıldığında;

- Düşük dereceli kuvvete maruz kalanlar: Model 1 (Pmax= 6,13), Model 5 (Pmax= 6,69)
- Orta dereceli kuvvete maruz kalanlar: Model 3 (Pmax= 9,3), Model 4 (Pmax= 7,78)
- Yüksek dereceli kuvvete maruz kalanlar: Model 2 (Pmax= 15,87), Model 6 (Pmax= 18,66)

4.2.6. 60° açıyla uygulanan oblik yükleme altında kortikal ve spongios kemikte ortaya çıkan Pmin stres değerleri

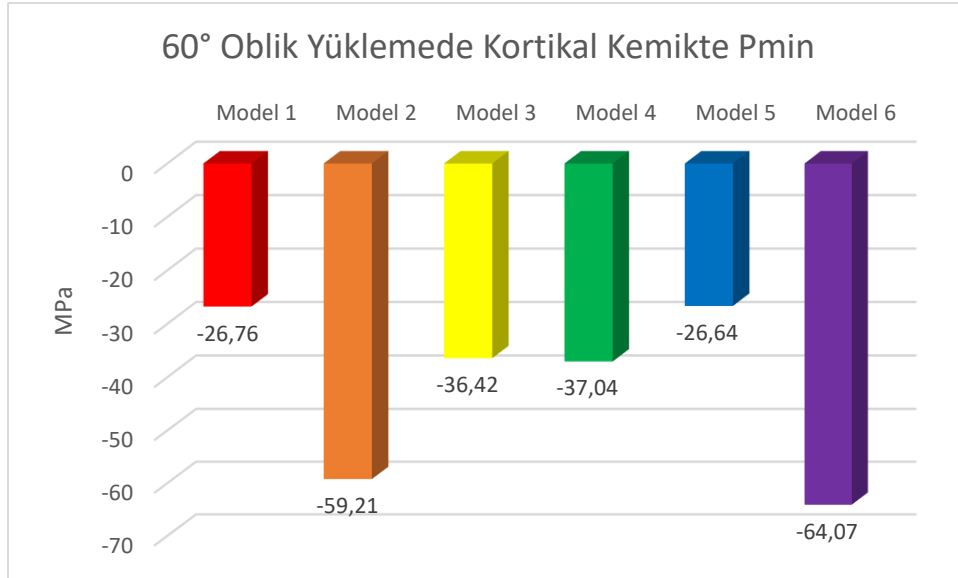
60° açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu tüm modellerdeki krestal kortikal ve spongios kemikte ortaya çıkan sıkışma tipi stres değerlerinin grafiksel dağılımları Şekil 4.82. ile gösterilmiştir.



Şekil 4.82. Tüm modellerde 60° açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu kortikal ve spongios kemikte ortaya çıkan Pmin değerleri

Kortikal kemik

60° açıyla uygulanan oblik yükleme koşulunda tüm modellerde implantların çevresindeki kortikal kemikte ortaya çıkan sıkışma tipi stres değerlerinin grafiksel dağılımları Şekil 4.83. ile gösterilmiştir.



Şekil 4.83. Tüm modellerde 60° açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu kortikal kemikte ortaya çıkan Pmin değerleri

Tüm modellerde 60° açıyla uygulanan oblik yükleme koşulunda implantların çevresindeki kortikal kemikte ortaya çıkan sıkışma tipi streslerin rakamsal değerleri Çizelge 4.11. ile belirtilmiştir.

Çizelge 4.11. Tüm modellerde 60° açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu kortikal kemikte ortaya çıkan Pmin değerleri

60° Oblik Yükleme Sonucu Kortikal Kemikte Ortaya Çıkan Pmin						
Model	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4	Model 5	Model 6
Pmin	-26,76	-59,21	-36,42	-37,04	-26,64	-64,07

Modeller elde edilen sonuçlara göre karşılaştırıldığında, 60° açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu kortikal kemikte ortaya çıkan sıkışma tipi streslerde zirkonyum implantın kullanıldığı Model 6 (Pmin= -64,07)'nin diğerlerine kıyasla en yüksek Pmin değerine sahip olduğu görülmüştür.

Farklı implantların aynı lokalizasyona yerleştirildiği (bilateral lateral-kanin diş bölgelerine) Model 2-4-6 arasında, 60° açıyla uygulanan oblik yükleme altında kortikal kemikte meydana gelen sıkışma tipi streslerin karşılaştırılması sonucunda Pmin değerleri büyükten küçüğe şu şekilde sıralanabilir: zirkonyum implantın kullanıldığı Model 6 (Pmin= -64,07), konik-

titanyum implantın kullanıldığı Model 2 ($P_{min} = -59,21$) ve silindirik-titanyum implantın kullanıldığı Model 4 ($P_{min} = -37,04$).

Farklı implantların aynı lokalizasyona yerleştirildiği (bilateral santral-kanin diş bölgelerine) konik-titanyum implantın kullanıldığı Model 1’de ($P_{min} = -26,76$) ve zirkonyum implantın kullanıldığı Model 5’te ($P_{min} = -26,64$) 60° açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu kortikal kemikte meydana gelen sıkışma tipi streslerin birbirine çok yakın olduğu ve silindirik-titanyum implantların kullanıldığı Model 3’e ($P_{min} = -36,42$) kıyasla daha düşük P_{min} değerine sahip oldukları bulunmuştur.

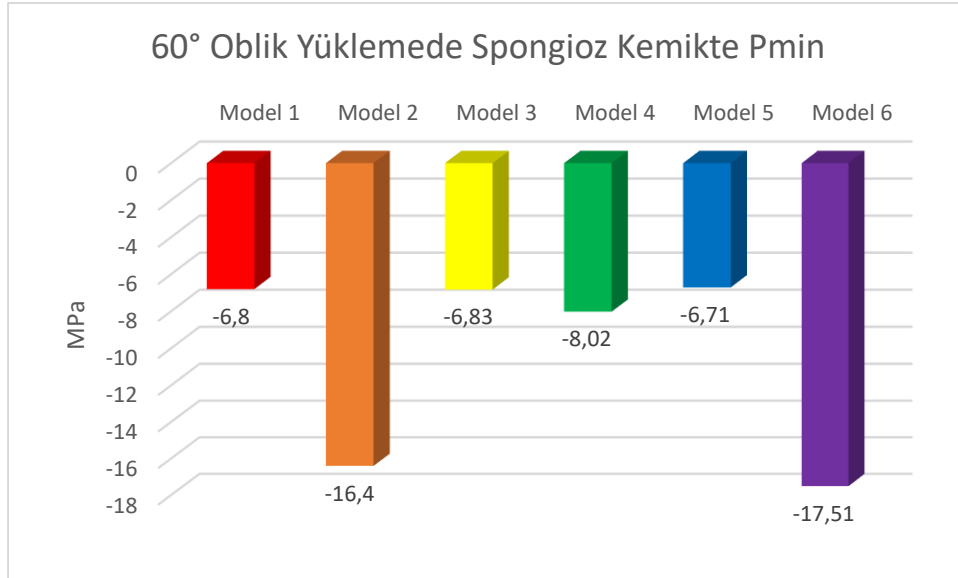
Aynı implantların farklı lokalizasyonda yer aldığı Model 1-2, Model 3-4 ve Model 5-6 grupları içerisinde 60° açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu kortikal kemikte ortaya çıkan sıkışma tipi stres değerlerinin, implantların bilateral lateral-kanin diş bölgelerine yerleştirildiği Model 2-4-6’nın implantların bilateral santral-kanin diş bölgelerine yerleştirildiği Model 1-3-5 ile karşılaştırılması sonucunda Model 2’nin ($P_{min} = -59,21$) Model 1’den ($P_{min} = -26,76$), Model 4’ün ($P_{min} = -37,04$) Model 3’ten ($P_{min} = -36,42$) ve Model 6’nın ($P_{min} = -64,07$) Model 5’ten ($P_{min} = -26,64$) daha yüksek P_{min} değerine sahip oldukları görülmüştür.

Modellere gelen kuvvetler kuvvetin şiddetine göre kendi aralarında gruplandırıldığında;

- Düşük dereceli kuvvete maruz kalanlar: Model 1 ($P_{min} = -26,76$), Model 5 ($P_{min} = -26,64$)
- Orta dereceli kuvvete maruz kalanlar: Model 3 ($P_{min} = -36,42$), Model 4 ($P_{min} = -37,04$)
- Yüksek dereceli kuvvete maruz kalanlar: Model 2 ($P_{min} = -59,21$), Model 6 ($P_{min} = -64,07$)

Spongios kemik

60° açıyla uygulanan oblik yükleme koşulunda tüm modellerde implantların çevresindeki spongios kemikte ortaya çıkan sıkışma tipi stres değerlerinin grafiksel dağılımları Şekil 4.84. ile gösterilmiştir.



Şekil 4.84. Tüm modellerde 60° açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu spongios kemikte ortaya çıkan Pmin değerleri

Tüm modellerde 60° açıyla uygulanan oblik yükleme koşulunda implantların çevresindeki spongios kemikte ortaya çıkan sıkışma tipi streslerin rakamsal değerleri Çizelge 4.12. ile belirtilmiştir.

Çizelge 4.12. Tüm modellerde 60° açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu spongios kemikte ortaya çıkan Pmin değerleri

60° Oblik Yükleme Sonucu Spongios Kemikte Ortaya Çıkan Pmin						
Model	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4	Model 5	Model 6
Pmin	-6,8	-16,4	-6,83	-8,02	-6,71	-17,51

Modeller elde edilen sonuçlara göre karşılaştırıldığında, 60° açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu spongios kemikte ortaya çıkan sıkışma tipi streslerde zirkonyum implantın kullanıldığı Model 6 (Pmin= -17,51)'nın diğerlerine kıyasla en yüksek Pmin değerlerine sahip olduğu görülmüştür.

Farklı implantların aynı lokalizasyona yerleştirildiği (bilateral lateral-kanin diş bölgelerine) Model 2-4-6 arasında, 60° açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu spongios kemikte meydana gelen sıkışma tipi streslerin karşılaştırılması sonucunda Pmin değerleri büyükten küçüğe şu şekilde sıralanabilir: zirkonyum implantın kullanıldığı Model 6 (Pmin= -17,51),

konik-titanyum implantın kullanıldığı Model 2 ($P_{min} = -16,4$) ve silindirik-titanyum implantın kullanıldığı Model 4 ($P_{min} = -8,02$).

Farklı implantların aynı lokalizasyona yerleştirildiği (bilateral santral-kanin diş bölgelerine) konik-titanyum implantın kullanıldığı Model 1’de ($P_{min} = -6,8$), silindirik-titanyum implantların kullanıldığı Model 3’te ($P_{min} = -6,83$) ve zirkonyum implantın kullanıldığı Model 5’te ($P_{min} = -6,71$) 60° açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu spongioz kemikte meydana gelen sıkışma tipi streslerin birbirine çok yakın olduğu belirlenmiştir.

Aynı implantların farklı lokalizasyonda yer aldığı Model 1-2, Model 3-4 ve Model 5-6 grupları içerisinde 60° açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu spongioz kemikte ortaya çıkan sıkışma tipi stres değerlerinin, implantların bilateral lateral-kanin diş bölgelerine yerleştirildiği Model 2-4-6’nın implantların bilateral santral-kanin diş bölgelerine yerleştirildiği Model 1-3-5 ile karşılaştırılması sonucunda Model 2’nin ($P_{min} = -16,4$) Model 1’den ($P_{min} = -6,8$), Model 4’ün ($P_{min} = -8,02$) Model 3’ten ($P_{min} = -6,83$) ve Model 6’nın ($P_{min} = -17,51$) Model 5’ten ($P_{min} = -6,71$) daha yüksek P_{min} değerine sahip oldukları görülmüştür.

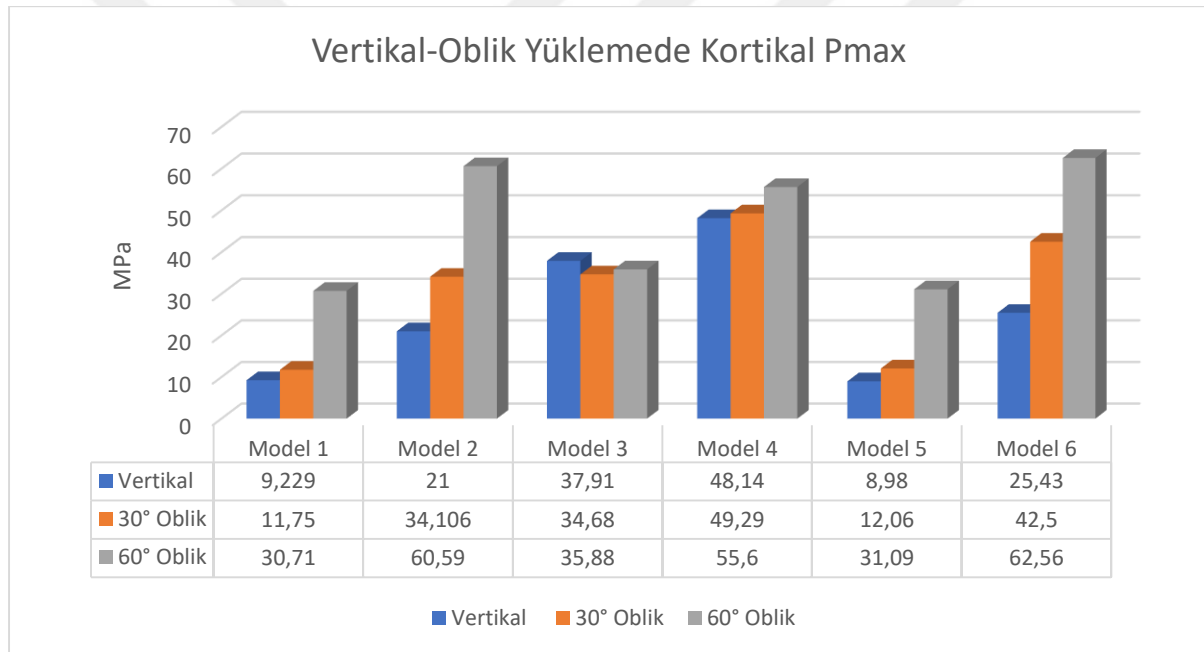
Modellere gelen kuvvetler kuvvetin şiddetine göre kendi aralarında gruplandırıldığında;

- Düşük dereceli kuvvete maruz kalanlar: Model 1 ($P_{min} = -6,8$), Model 3 ($P_{min} = -6,83$), Model 5 ($P_{min} = -6,71$)
- Orta dereceli kuvvete maruz kalanlar: Model 4 ($P_{min} = -8,02$)
- Yüksek dereceli kuvvete maruz kalanlar: Model 2 ($P_{min} = -16,4$), Model 6 ($P_{min} = -17,51$)

4.3. Uygulanan Kuvvetin Yönüne Göre Kortikal ve Spongioz Kemikte Oluşan Stres Değerlerinin Karşılaştırılması

Çalışmanın bu bölümünde her bir model için 3 farklı yükleme koşulu (vertikal, 30° oblik, 60° oblik) altında kortikal ve spongioz kemikte ortaya çıkan gerilme ve sıkışma tipi stres değerleri grafiksel dağılımları ile birlikte karşılaştırmalı olarak verilmiştir

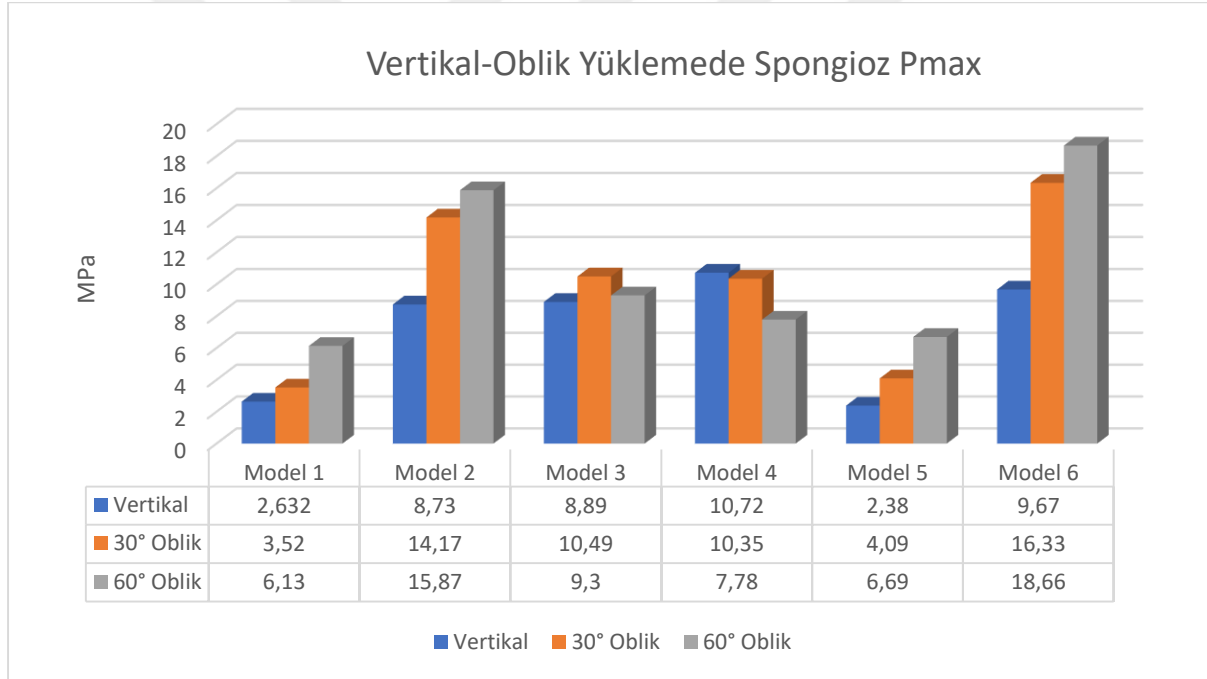
Tüm modeller arasında kortikal tabakada oluşan gerilme tipi stresler karşılaştırıldığında oblik yükleme sonucu ortaya çıkan Pmax değerleri, vertikal yükleme sonucu ortaya çıkan Pmax değerlerine göre modellerin tamamında (Model 3 hariç) daha yüksektir. Bilateral santral-kanin diş bölgesine silindirik-titanyum implantların yerleştirildiği Model 3'te kortikal kemikte ortaya çıkan gerilme tipi stresler karşılaştırıldığında vertikal yükleme koşulunda oluşan Pmax değeri oblik yükleme koşullarında oluşan Pmax değerlerine göre daha yüksektir. Ayrıca tüm modellerin kortikal tabakalarında oluşan gerilme tipi stres değerleri karşılaştırıldığında; 60° açıyla uygulanan oblik yüklemeler sonucu ortaya çıkan Pmax değeri, 30° açıyla uygulanan oblik yüklemeler sonucu ortaya çıkan Pmax değerine göre modellerin hepsinde daha yüksektir (Şekil 4.85.).



Şekil 4.85. Tüm modellerde vertikal ve oblik (30°-60°) yükleme sonucu kortikal kemikte ortaya çıkan Pmax değerleri

Tüm modeller arasında spongioz kemik tabakasında oluşan gerilme tipi stresler oblik yükleme sonucu ortaya çıkan Pmax değerleri, vertikal yükleme sonucu ortaya çıkan Pmax değerlerine göre modellerin tamamında (Model 4 hariç) daha yüksektir. Bilateral lateral-kanin diş bölgesine silindirik-titanyum implantların yerleştirildiği Model 4'te spongioz kemikte ortaya çıkan gerilme tipi stresler karşılaştırıldığında vertikal yükleme koşulunda oluşan Pmax değeri oblik yükleme koşullarında oluşan Pmax değerlerine göre daha yüksektir. Ayrıca tüm modellerin spongioz tabakalarında oluşan gerilme tipi stres değerleri karşılaştırıldığında; 60° açıyla uygulanan oblik yüklemeler sonucu ortaya çıkan Pmax

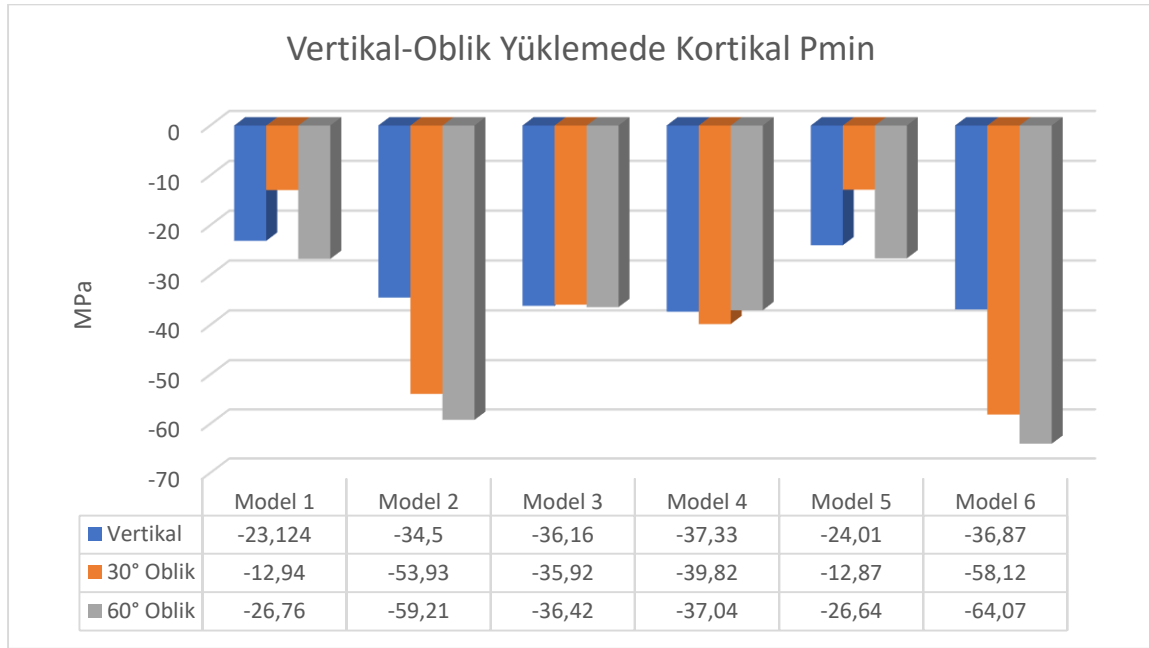
değeri, 30° açıyla uygulanan oblik yüklemeler sonucu ortaya çıkan Pmax değerine göre Model 3 ve 4 hariç modellerin tamamında daha yüksektir. Aynı silindirik-titanyum implantların farklı lokalizasyonda yerleştirildiği Model 3 ve Model 4'te ise spongios kemikte 30° açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu ortaya çıkan Pmax değeri, 60° açıyla uygulanan oblik yüklemeye kıyasla daha yüksektir. Ek olarak, zirkonyum implantların bilateral lateral-kanin diş bölgelerine yerleştirildiği Model 6'da her iki oblik (30°-60°) yükleme koşulunda spongios kemikte ortaya çıkan gerilme tipi stresler diğer modellere kıyasla daha yüksek bulunmuştur. Konik-titanyum implantın bilateral santral-kanin diş bölgesine yerleştirildiği Model 1'de ise vertikal ve oblik yükleme koşullarında spongios kemikte ortaya çıkan gerilme tipi stresler diğer modellere kıyasla daha düşük bulunmuştur (Şekil 4.86.).



Şekil 4.86. Tüm modellerde vertikal ve oblik (30°-60°) yükleme sonucu spongios kemikte ortaya çıkan Pmax değerleri

Tüm modeller arasında vertikal ve oblik yüklemeler sonucu kortikal tabakada ortaya çıkan sıkışma tipi stresler değerlendirildiğinde Model 2 ile Model 6'da oblik yüklemeler (30°-60°) sonucu ortaya çıkan Pmin değeri, vertikal yükleme sonucu ortaya çıkan Pmin değerine göre daha yüksektir. Ayrıca Model 2 ve Model 6'da kortikal kemikte oblik yüklemeler (30°-60°) sonucu ortaya çıkan Pmin değeri tüm modellere kıyasla daha yüksektir. Model 2 ve 6 ile aynı implantların farklı lokalizasyona (bilateral santral-kanin diş bölgesine) yerleştirildiği

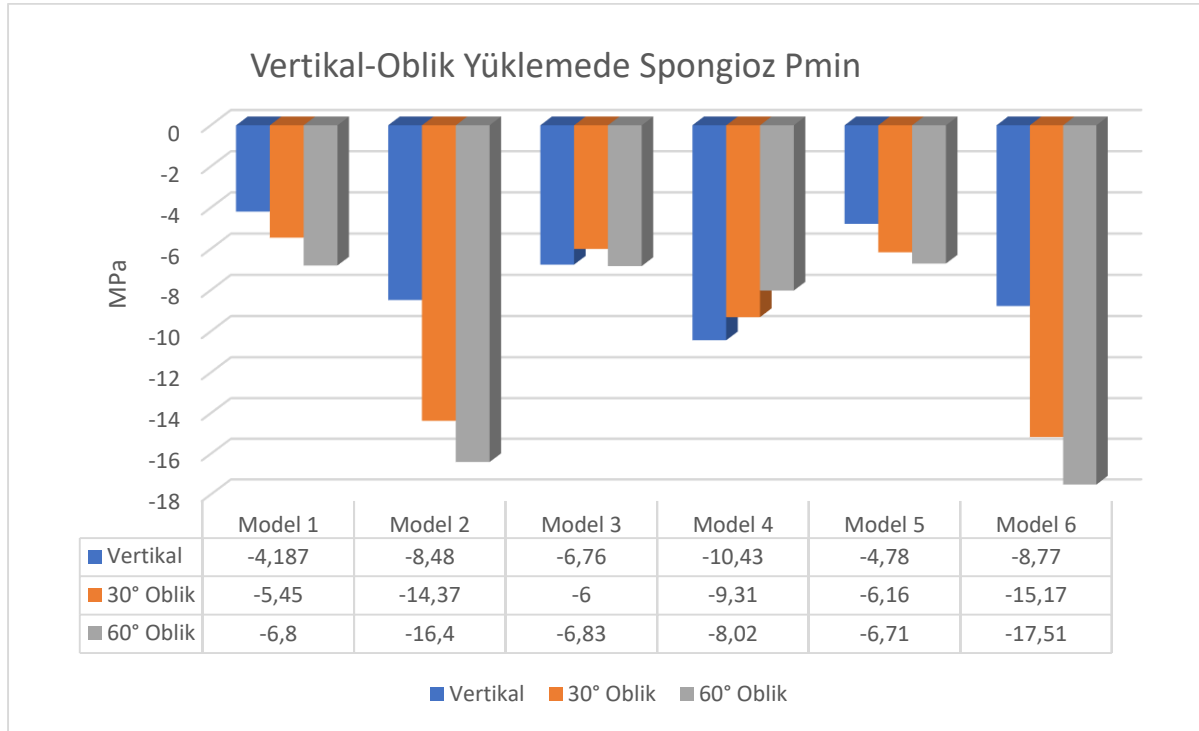
Model 1 ve Model 5'te ise kortikal kemikte vertikal yükleme sonucu oluşan Pmin değeri, 30° açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu oluşan Pmin değerinden daha yüksek; 60° açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu oluşan Pmin değerinden daha düşüktür. Ayrıca Model 1 ve Model 5'te kortikal kemikte vertikal ve oblik yüklemeler (30°-60°) sonucu ortaya çıkan Pmin değeri tüm modellere kıyasla daha düşüktür. Model 3 ve Model 4'te vertikal ve oblik yüklemeler sonucu kortikal kemikte ortaya çıkan sıkışma tipi streslerin değerlendirilmesi sırasında Pmin değerlerinin birbirine çok yakın olduğu görülmüştür (Şekil 4.87.).



Şekil 4.87. Tüm modellerde vertikal ve oblik (30°-60°) yükleme sonucu kortikal kemikte ortaya çıkan Pmin değerleri

Tüm modeller arasında vertikal ve oblik yüklemeler sonucunda spongioz kemikte ortaya çıkan sıkışma tipi streslerin karşılaştırılması durumunda Model 3 ve Model 4 hariç modellerin tamamında vertikal yükleme sonucu oluşan Pmin değeri, oblik yüklemelere göre daha düşüktür. Model 3'te spongioz kemikte vertikal yükleme sonucu oluşan Pmin değeri, 30° açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu oluşan Pmin değerinden daha yüksek; 60° açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu oluşan Pmin değerinden daha düşüktür. Silindirik-titanyum implantların bilateral lateral-kanin diş bölgesine yerleştirildiği Model 4'te spongioz kemikte vertikal yükleme sonucu oluşan Pmin değeri oblik yüklemeler sonucu oluşan Pmin değerlerine göre daha yüksektir. Ayrıca Model 4'te diğer modellerin aksine 30° açıyla uygulanan oblik yüklemeyle oluşan Pmin değeri, 60° açıyla uygulanan oblik yüklemeyle oluşan Pmin değerine göre daha yüksektir. Fakat oblik yükleme koşulları kendi

içlerinde karşılaştırıldığında Model 4 hariç modellerin tamamında 60° açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu oluşan Pmin değeri, 30° açıyla uygulanan oblik yükleme sonucu oluşan Pmin değerine göre daha yüksektir. Aynı lokalizasyona (bilateral lateral-kanin dış bölgesine) yerleştirilen konik-titanyum implantların kullanıldığı Model 2’de ve zirkonyum implantların kullanıldığı Model 6’da 30 ve 60 derecelik oblik yükleme koşulları altında spongioz kemikte oluşan sıkışma tipi stresler diğer modellere kıyasla daha yüksektir. Model 2 ve Model 6 ile aynı lokalizasyonda yer alan silindirik-titanyum implantın kullanıldığı Model 4’te ise vertikal yükleme koşulu altında spongioz kemikte oluşan sıkışma tipi stresler diğer modellere kıyasla daha yüksektir (Şekil 4.88.).



Şekil 4.88. Tüm modellerde vertikal ve oblik (30°-60°) yükleme sonucu spongioz kemikte ortaya çıkan Pmin değerleri

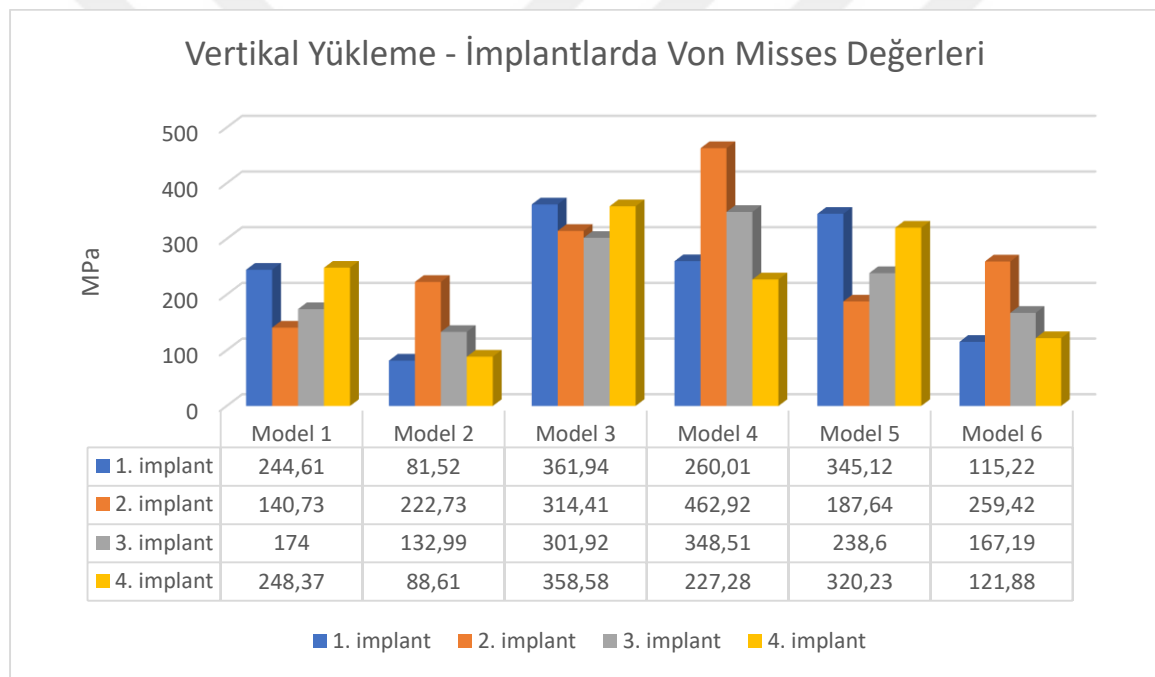
4.4. Uygulanan Kuvvetin Yönüne Göre İmplantlarda Oluşan Stres Değerlerinin Karşılaştırılması

Çalışmamızdaki modeller üzerine elde edilen bir diğer veri, implantlar üzerinde oluşan Von Misses stres değeridir. Farklı yükleme koşulları altında implantlarda oluşan Von Misses değerlerinin karşılaştırmalı grafiksel dağılımları bu kısımda verilmiştir. Bu çalışmada kullanılan implantlar 2 farklı lokalizasyonda yerleştirildiğinden, veri tablosunda “1.implant” modellerin tamamında sağ kaninde yer alan; “2.implant” Model 1-3-5 için sağ santralde,

Model 2-4-6 için sağ lateralde yer alan; “3.implant” Model 1-3-5 için sol santralde, Model 2-4-6 için sol lateralde yer alan ve “4.implant” modellerin tamamında sol kaninde yer alan implantı tanımlar. Her bir yükleme koşulu sonucunda aynı lokalizasyonda bulunan farklı implantlar ve farklı lokalizasyonda bulunan aynı implantlar için ayrı ayrı karşılaştırmalar yapılmıştır.

Vertikal yüklemeye

Tüm modeller arasında vertikal yükleme koşulu altında implantlarda oluşan Von Misses stres değerleri ve dağılımları Şekil 4.89.’da gösterilmiştir.



Şekil 4.89. Tüm modellerde vertikal yükleme sonucu implantlarda oluşan Von Misses değerleri

Aynı lokalizasyonda (bilateral santral-kanin diş bölgesinde) yer alan farklı implantların bulunduğu Model 1 (konik-titanyum implant), Model 3 (silindirik-titanyum implant) ve Model 5 (zirkonyum implant) arasında vertikal yükleme koşulu altında bu 3 modelde kullanılan tüm implantlar için en yüksek Von Misses stres değeri silindirik-titanyum implantın kullanıldığı Model 3’te; en düşük Von Misses stres değeri konik-titanyum implantın kullanıldığı Model 1’de görülmüştür (Çizelge 4.13.). Model 1, Model 3 ve Model 5 için vertikal yükleme koşulu altında implantlarda oluşan Von Misses stres değerleri kendi içlerinde karşılaştırıldığında kanin diş bölgesinde bulunan implantların, santral diş

bölgesinde bulunan implantlara göre daha yüksek streslere maruz kaldığı ortaya çıkmaktadır (Şekil 4.89.).

Çizelge 4.13. Model 1, Model 3 ve Model 5 arasında vertikal yükleme koşulu altında implantlarda oluşan Von Misses streslerinin karşılaştırması

Vertikal Yükleme Koşulu Altında Model 1, Model 3 ve Model 5 Arasında				
İmplant lokalizasyonu	1. implant (sağ kanin)	2. implant (sağ santral)	3. implant (sol santral)	4. implant (sol kanin)
En yüksek stres	Model 3 (silindirik-Ti)	Model 3 (silindirik-Ti)	Model 3 (silindirik-Ti)	Model 3 (silindirik-Ti)
En düşük stres	Model 1 (konik-Ti)	Model 1 (konik-Ti)	Model 1 (konik-Ti)	Model 1 (konik-Ti)

Aynı lokalizasyonda (bilateral lateral-kanin diş bölgesinde) yer alan farklı implantların bulunduğu Model 2 (konik-titanyum implant), Model 4 (silindirik-titanyum implant) ve Model 6 (zirkonyum implant) arasında vertikal yükleme koşulu altında bu 3 modelde kullanılan tüm implantlar için en yüksek Von Misses stres değeri silindirik-titanyum implantın kullanıldığı Model 4'te; en düşük Von Misses stres değeri konik-titanyum implantın kullanıldığı Model 2'de görülmüştür (Çizelge 4.14.). Model 2, Model 4 ve Model 6 için vertikal yükleme koşulu altında implantlarda oluşan Von Misses stres değerleri kendi aralarında karşılaştırıldığında, bilateral santral-kanin lokalizasyonunun (Model 1-3-5) aksine, lateral dişi bölgesinde bulunan implantların kanin dişi bölgesinde bulunan implantlara göre daha yüksek streslere maruz kaldığı ortaya çıkmaktadır (Şekil 4.89.).

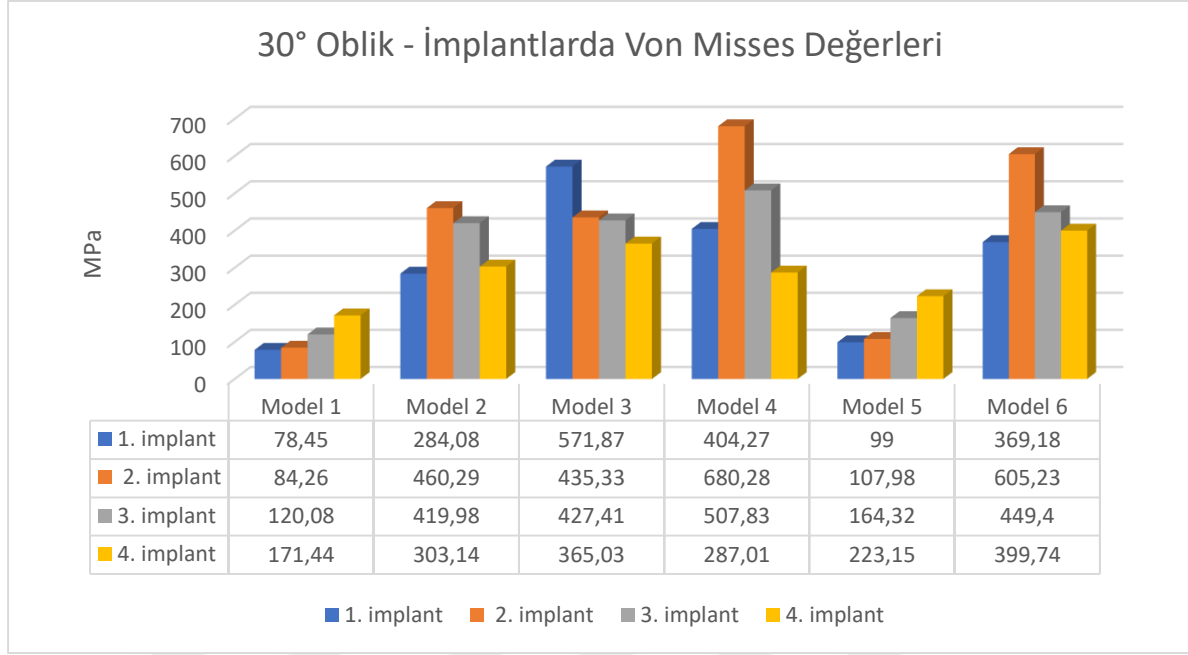
Çizelge 4.14. Model 2, Model 4 ve Model 6 arasında vertikal yükleme koşulu altında implantlarda oluşan Von Misses streslerinin karşılaştırması

Vertikal Yükleme Koşulu Altında Model 2, Model 4 ve Model 6 Arasında				
İmplant lokalizasyonu	1. implant (sağ kanin)	2. implant (sağ lateral)	3. implant (sol lateral)	4. implant (sol kanin)
En yüksek stres	Model 4 (silindirik-Ti)	Model 4 (silindirik-Ti)	Model 4 (silindirik-Ti)	Model 4 (silindirik-Ti)
En düşük stres	Model 2 (konik-Ti)	Model 2 (konik-Ti)	Model 2 (konik-Ti)	Model 2 (konik-Ti)

Aynı implantın farklı lokalizasyonlarda yer alması durumunda vertikal yükleme sonucu implantlarda oluşan Von Misses stresleri değerlendirildiğinde; kanin dişi bölgesinde yer alan implantlar için Model 1’de Model 2’ye göre, Model 3’te Model 4’e göre ve Model 5’te Model 6’ya göre daha yüksek stres değerleri ortaya çıkmıştır. Genel olarak, santral/lateral bölgede bulunan implantlar için Model 2’de Model 1’e göre, Model 4’te Model 3’e göre ve Model 6’da Model 5’e göre daha yüksek stres değerleri ortaya çıkmıştır (Şekil 4.89.).

30° açıyla uygulanan oblik yüklemede

Tüm modeller arasında 30° oblik yükleme koşulu altında implantlarda oluşan Von Misses stres değerleri ve dağılımları Şekil 4.90.’da gösterilmiştir.



Şekil 4.90. Tüm modellerde 30° oblik yükleme sonucu implantlarda oluşan Von Misses değerleri

Aynı lokalizasyonda (bilateral santral-kanin diş bölgesinde) yer alan farklı implantların bulunduğu Model 1 (konik-titanyum implant), Model 3 (silindirik-titanyum implant) ve Model 5 (zirkonyum implant) arasında 30° oblik yükleme koşulu altında bu 3 modelde kullanılan tüm implantlar için en yüksek Von Misses stres değeri silindirik-titanyum implantın kullanıldığı Model 3'te; en düşük Von Misses stres değeri konik-titanyum implantın kullanıldığı Model 1'de görülmüştür (Çizelge 4.15). Model 1 ve Model 5 için 30° oblik yükleme koşulu altında implantlarda oluşan Von Misses stres değerleri kendi içlerinde karşılaştırıldığında sol santral-kanin diş bölgesinde bulunan implantların, sağ santral-kanin diş bölgesinde bulunan implantlara göre daha yüksek streslere maruz kaldığı ortaya çıkmaktadır. Model 3'teki implantlar kendi arasında değerlendirildiğinde ise 30° oblik yükleme koşulu altında sağ kanin bölgesindeki implantın en yüksek, sol kanin bölgesindeki implantın en düşük stres değerine sahip olduğu görülmektedir (Şekil 4.90).

Çizelge 4.15. Model 1, Model 3 ve Model 5 arasında 30° oblik yükleme koşulu altında implantlarda oluşan Von Misses streslerinin karşılaştırması

30° Oblik Yükleme Koşulu Altında Model 1, Model 3 ve Model 5 Arasında				
İmplant lokalizasyonu	1. implant (sağ kanin)	2. implant (sağ santral)	3. implant (sol santral)	4. implant (sol kanin)
En yüksek stres	Model 3 (silindirik-Ti)	Model 3 (silindirik-Ti)	Model 3 (silindirik-Ti)	Model 3 (silindirik-Ti)
En düşük stres	Model 1 (konik-Ti)	Model 1 (konik-Ti)	Model 1 (konik-Ti)	Model 1 (konik-Ti)

Aynı lokalizasyonda (bilateral lateral-kanin diş bölgesinde) yer alan farklı implantların bulunduğu Model 2 (konik-titanyum implant), Model 4 (silindirik-titanyum implant) ve Model 6 (zirkonyum implant) arasında 30° oblik yükleme koşulu altında bu 3 modelde kullanılan 4. implant hariç diğer tüm implantlar için en yüksek Von Misses stres değeri silindirik-titanyum implantın kullanıldığı Model 4'te; en düşük Von Misses stres değeri konik-titanyum implantın kullanıldığı Model 2'de görülmüştür (Çizelge 4.16.). Bu 3 modelde yer alan 4. implant için 30° oblik yükleme koşulu altında en yüksek stres değerine Model 6'da, en düşük stres değerine Model 4'te rastlanmıştır. Model 2, Model 4 ve Model 6 için 30° oblik yükleme koşulu altında implantlarda oluşan Von Misses stres değerleri kendi aralarında karşılaştırıldığında, lateral diş bölgesinde bulunan implantların kanin diş bölgesinde bulunan implantlara göre daha yüksek streslere maruz kaldığı ortaya çıkmaktadır (Şekil 4.90.).

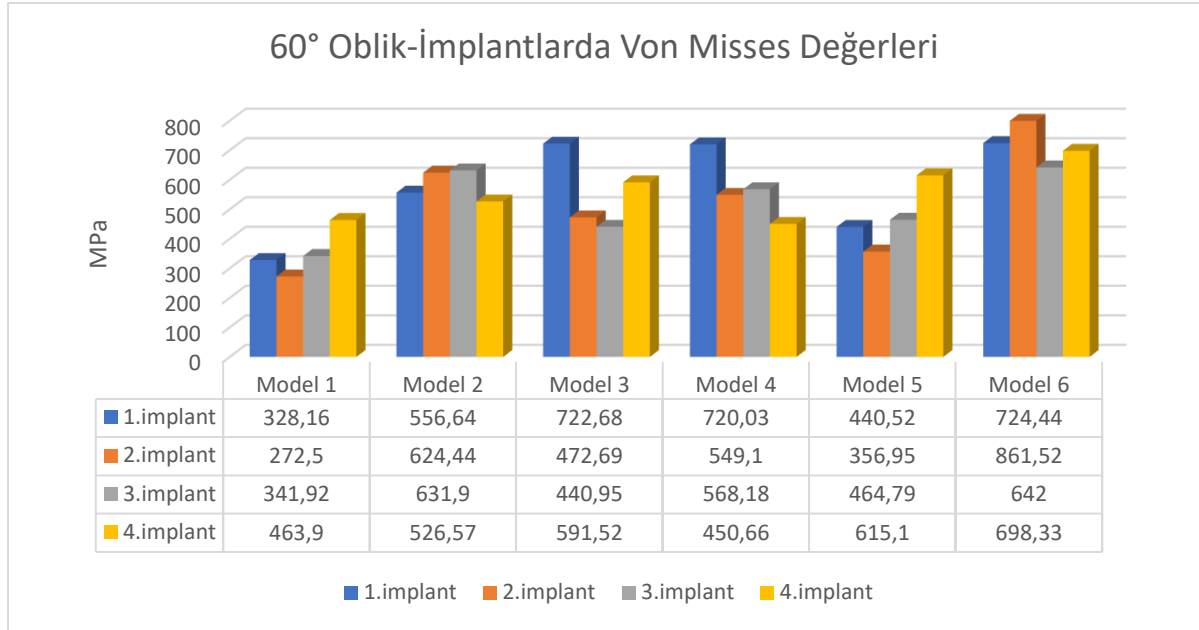
Çizelge 4.16. Model 2, Model 4 ve Model 6 arasında 30° oblik yükleme koşulu altında implantlarda oluşan Von Misses streslerinin karşılaştırması

30° Oblik Yükleme Koşulu Altında Model 2, Model 4 ve Model 6 Arasında				
İmplant lokalizasyonu	1. implant (sağ kanin)	2. implant (sağ lateral)	3. implant (sol lateral)	4. implant (sol kanin)
En yüksek stres	Model 4 (silindirik-Ti)	Model 4 (silindirik-Ti)	Model 4 (silindirik-Ti)	Model 6 (zirkonyum)
En düşük stres	Model 2 (konik-Ti)	Model 2 (konik-Ti)	Model 2 (konik-Ti)	Model 4 (silindirik-Ti)

Aynı implantın farklı lokalizasyonlarda yer alması durumunda 30° oblik yükleme sonucu implantlarda oluşan Von Misses stresleri değerlendirildiğinde; Model 1-2 ya da Model 5-6 arasında yapılan karşılaştırma sonucu her bir modeldeki 4 implant için, bilateral lateral-kanin yerleşimli lokalizasyonda (Model 2 ve 6) yer alan implantlarda oluşan stres bilateral santral-kanin yerleşimli lokalizasyona (Model 1 ve 5) göre daha yüksek bulunmuştur. Model 3-4 arasında yapılan karşılaştırma sonucunda ise kanin dişi bölgesinde yer alan implantların, Model 3'te (bilateral santral-kanin yerleşimli lokalizasyon) Model 4'e (bilateral lateral-kanin yerleşimli lokalizasyon) göre daha büyük strese maruz kaldığı; Model 3'te santral dişi bölgesinde yer alan implantların Model 4'te lateral dişi bölgesinde yer alan implantlara göre daha düşük strese maruz kaldığı görülmektedir (Şekil 4.90.).

60° açıyla uygulanan oblik yüklemede

Tüm modeller arasında 60° oblik yükleme koşulu altında implantlarda oluşan Von Misses stres değerleri ve dağılımları Şekil 4.91.'de gösterilmiştir.



Şekil 4.91. Tüm modellerde 60° oblik yükleme sonucu implantlarda oluşan Von Misses değerleri

Aynı lokalizasyonda (bilateral santral-kanin diş bölgesinde) yer alan farklı implantların bulunduğu Model 1 (konik-titanyum implant), Model 3 (silindirik-titanyum implant) ve Model 5 (zirkonyum implant) arasında 60° oblik yükleme koşulu altında bu 3 modelde kullanılan 1. ve 2. implantlar için en yüksek Von Misses stres değeri silindirik-titanyum implantın kullanıldığı Model 3'te; 3. ve 4. implantlar için en yüksek Von Misses stres değeri zirkonyum implantın kullanıldığı Model 5'te görülmektedir. En düşük Von Misses stres değeri ise konik-titanyum implantın kullanıldığı Model 1'de görülmüştür (Çizelge 4.17.). Model 1, Model 3 ve Model 5 için 60° oblik yükleme koşulu altında implantlarda oluşan Von Misses stres değerleri her iki kanin dişi bulunan implantların, her iki santral dişi bölgesinde bulunan implantlara göre daha yüksek stres değerlerine sahip olduğu görülmektedir (Şekil 4.91.).

Çizelge 4.17. Model 1, Model 3 ve Model 5 arasında 60° oblik yükleme koşulu altında implantlarda oluşan Von Misses stresinin karşılaştırması

60° Oblik Yükleme Koşulu Altında Model 1, Model 3 ve Model 5 Arasında				
İmplant lokalizasyonu	1. implant (sağ kanin)	2. implant (sağ santral)	3. implant (sol santral)	4. implant (sol kanin)
En yüksek stres	Model 3 (silindirik-Ti)	Model 3 (silindirik-Ti)	Model 5 (zirkonyum)	Model 5 (zirkonyum)
En düşük stres	Model 1 (konik-Ti)	Model 1 (konik-Ti)	Model 1 (konik-Ti)	Model 1 (konik-Ti)

Aynı lokalizasyonda (bilateral lateral-kanin diş bölgesinde) yer alan farklı implantların bulunduğu Model 2 (konik-titanyum implant), Model 4 (silindirik-titanyum implant) ve Model 6 (zirkonyum implant) arasında 60° oblik yükleme koşulu altında bu 3 modelde kullanılan tüm implantlar arasında yapılan karşılaştırma sonucu en yüksek Von Misses stres değeri zirkonyum implantın kullanıldığı Model 6’da görülmüştür (Çizelge 4.18.). Bu 3 model için 1. implant dışındaki diğer tüm implantlar arasında yapılan karşılaştırma sonucu en düşük Von Misses stres değeri silindirik-titanyum implantın kullanıldığı Model 4’te görülmüştür. 1. implant, konik-titanyum implantın kullanıldığı Model 2’de en düşük strese sahiptir. (Şekil 4.91.).

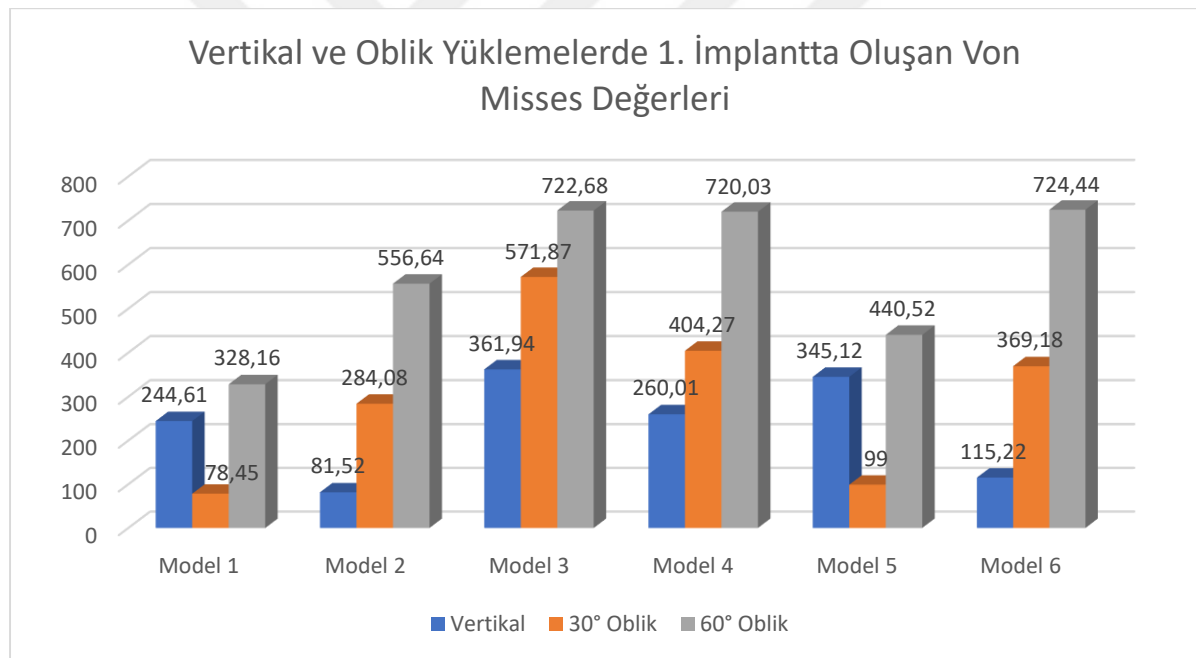
Çizelge 4.18. Model 2, Model 4 ve Model 6 arasında 60° oblik yükleme koşulu altında implantlarda oluşan Von Misses stresinin karşılaştırması

60° Oblik Yükleme Koşulu Altında Model 2, Model 4 ve Model 6 Arasında				
İmplant lokalizasyonu	1. implant (sağ kanin)	2. implant (sağ lateral)	3. implant (sol lateral)	4. implant (sol kanin)
En yüksek stres	Model 6 (zirkonyum)	Model 6 (zirkonyum)	Model 6 (zirkonyum)	Model 6 (zirkonyum)
En düşük stres	Model 2 (konik-Ti)	Model 4 (silindirik-Ti)	Model 4 (silindirik-Ti)	Model 4 (silindirik-Ti)

Aynı implantın farklı lokalizasyonlarda yer alması durumunda 60° oblik yükleme sonucu implantlarda oluşan Von Misses stresleri değerlendirildiğinde; Model 1-2 ya da Model 5-6 arasında yapılan karşılaştırma sonucu her bir modeldeki 4 implant için, Model 2 ve Model 6'da (bilateral lateral-kanin yerleşimli lokalizasyon) ortaya çıkan stres daha yüksek bulunmuştur. Model 3-4 arasında yapılan karşılaştırma sonucunda ise kanin dişi bölgesinde yer alan implantlar için Model 3'te daha büyük stresler görülürken; santral/lateral bölgede yer alan implantlar için Model 4'te daha büyük stresler ortaya çıkmıştır (Şekil 4.91.).

4.5. Yüklemler Sonucu 1. İmplantlar Üzerinde Oluşan Von Misses Değerleri

Tüm modellerde vertikal ve oblik yükleme koşulları altında 1. implantlarda oluşan Von Misses değerleri Şekil 4.92.'de gösterilmiştir.



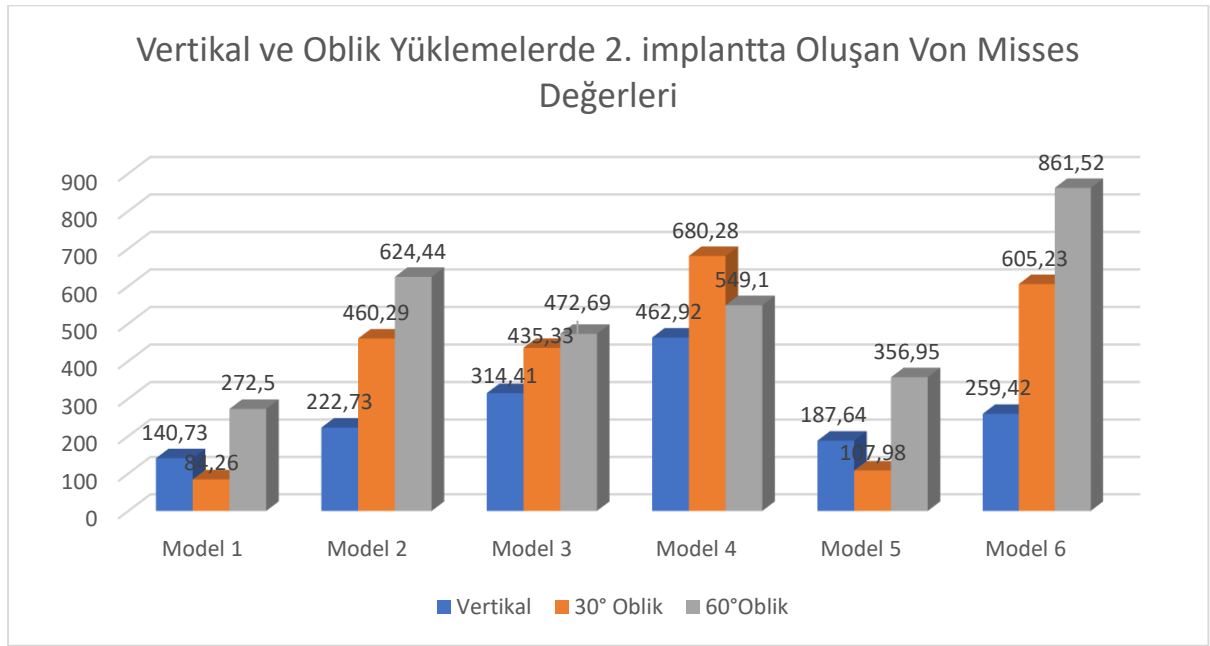
Şekil 4.92. Tüm modellerde vertikal ve oblik yükleme koşulları altında 1. implantlarda oluşan Von Misses değerleri

Modellerde yer alan 1. implantlarda vertikal ve 30° oblik yükleme sonucu oluşan Von Misses değerleri karşılaştırıldığında silindirik- titanyum implantın kullanıldığı Model 3'te daha yüksek streslerin ortaya çıktığı görülmüştür. Oblik kuvvetlerin 1. implantlar üzerindeki etkileri incelendiğinde 60° oblik kuvvet 30°'ye nazaran daha yüksek strese neden olmaktadır. Tüm modeller arasında 60° oblik yükleme sonucu 1. implant için en yüksek stres değerleri ise silindirik-titanyum implantın kullanıldığı Model 3 ve Model 4'te; ayrıca

zirkonyum implantın kullanıldığı Model 6’da görülmüştür. 1. implantta ortaya çıkan en küçük stres değerine vertikal yükleme altında Model 2’de; 30° oblik yüklemede Model 1’de ve 60° oblik yüklemede Model 1’de karşılaşılmıştır (Şekil 4.92.).

4.6. Yüklemler Sonucu 2. İmplantlar Üzerinde Oluşan Von Misses Değerleri

Tüm modellerde vertikal ve oblik yükleme koşulları altında 2. implantlarda oluşan Von Misses değerleri Şekil 4.93.’te gösterilmiştir.



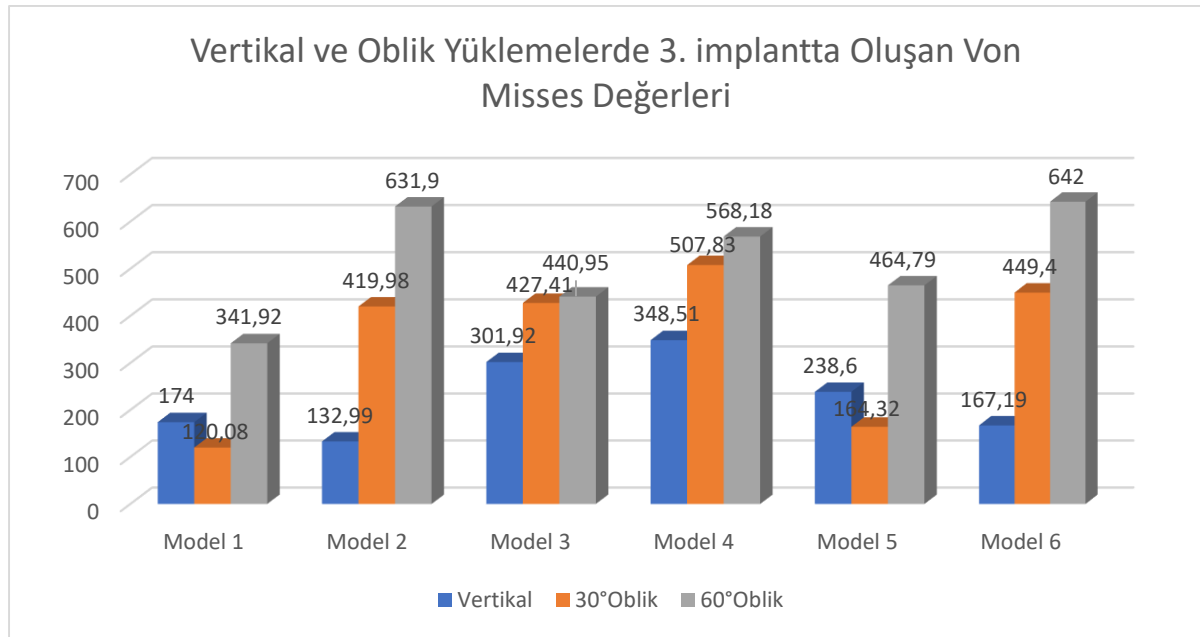
Şekil 4.93. Tüm modellerde vertikal ve oblik yükleme koşulları altında 2. İmplantlarda oluşan Von Misses değerleri

Modellerde yer alan 2. implantlarda vertikal yükleme sonucu oluşan Von Misses değerleri karşılaştırıldığında silindirik- titanyum implantın kullanıldığı Model 4’te en yüksek stresin ortaya çıktığı görülmüştür. Oblik kuvvetlerin 2. implantlar üzerindeki etkileri incelendiğinde Model 4 hariç diğer modellerde 60° oblik kuvvet 30° oblik kuvvete nazaran daha yüksek streslere neden olmaktadır. Model 4’te ise 30° oblik yükleme daha yüksek streslere yol açmıştır. Tüm modeller arasında 30° oblik yükleme sonucu 2. implant için en yüksek stres değeri silindirik-titanyum implantın kullanıldığı Model 4’te görülmüştür. Tüm modeller arasında 60° oblik yükleme sonucu 2. implantta oluşan en yüksek stres değeri ise zirkonyum implantın kullanıldığı Model 6’dadır. Vertikal ve oblik yüklemler sonucunda 2. implantta

oluşan en küçük stres değerine konik-titanyum implantın kullanıldığı Model 1’de karşılaşılmıştır (Şekil 4.93.).

4.7. Yükleme Sonucu 3. İmplantlar Üzerinde Oluşan Von Misses Değerleri

Tüm modellerde vertikal ve oblik yükleme koşulları altında 3. implantlarda oluşan Von Misses değerleri Şekil 4.94.’te gösterilmiştir.

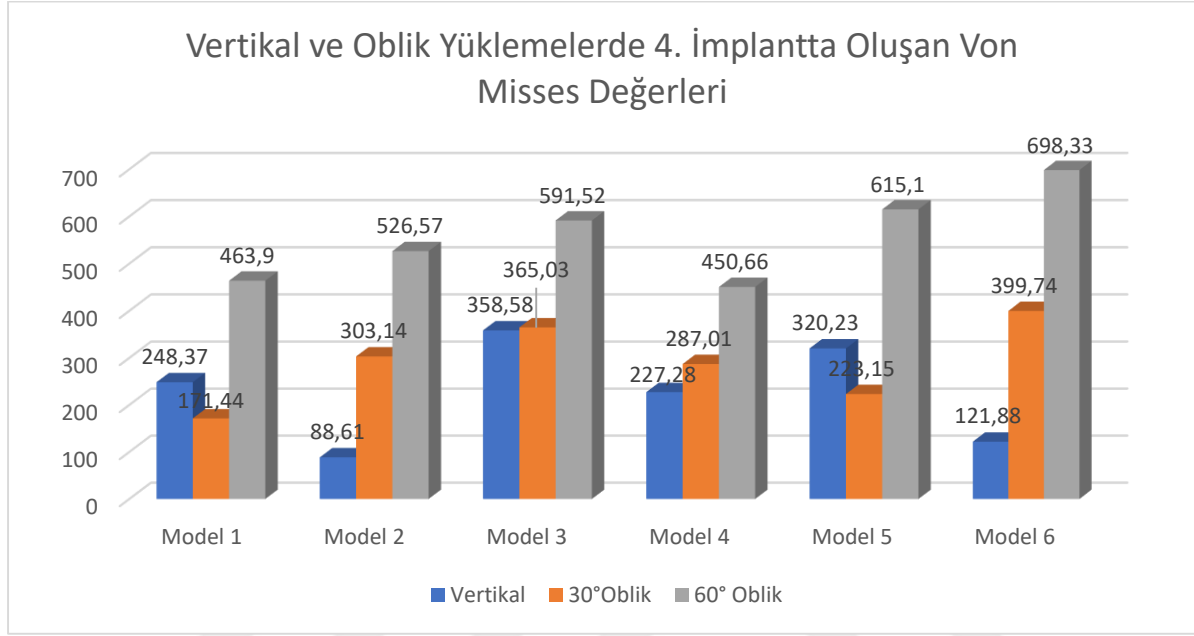


Şekil 4.94. Tüm modellerde vertikal ve oblik yükleme koşulları altında 3. implantlarda oluşan Von Misses değerleri

Modellerde yer alan 3. implantlarda vertikal yükleme sonucu oluşan Von Misses değerleri karşılaştırıldığında silindirik- titanyum implantın kullanıldığı Model 3 ve Model 4’te en yüksek streslerin ortaya çıktığı görülmüştür. Oblik kuvvetlerin 3. implantlar üzerindeki etkileri incelendiğinde 60° oblik kuvvet 30° oblik kuvvete nazaran daha yüksek streslere neden olmaktadır. Tüm modeller arasında 30° oblik yükleme sonucu 3. implant için en yüksek stres değeri Model 4’te görülmüştür. Tüm modeller arasında 60° oblik yükleme sonucu 3. implantta oluşan en yüksek stres değeri konik-titanyum implantın kullanıldığı Model 2 ve zirkonyum implantın kullanıldığı Model 6’dadır. 3. implantta oluşan en küçük stres değerine vertikal yükleme koşulu altında Model 2’de, oblik yükleme koşulunda Model 1’de karşılaşılmıştır (Şekil 4.94.).

4.8. Yüklemler Sonucu 4. İmplantlar Üzerinde Oluşan Von Misses Değerleri

Tüm modellerde vertikal ve oblik yükleme koşulları altında 4. implantlarda oluşan Von Misses değerleri Şekil 4.95.'te gösterilmiştir.



Şekil 4.95. Tüm modellerde vertikal ve oblik yükleme koşulları altında 4. implantlarda oluşan Von Misses değerleri

Modellerde yer alan 4. implantlarda vertikal yükleme sonucu oluşan Von Misses değerleri karşılaştırıldığında silindirik- titanyum implantın kullanıldığı Model 3'te en yüksek stresin ortaya çıktığı görülmüştür. Oblik kuvvetlerin 4. implantlar üzerindeki etkileri incelendiğinde 60° oblik kuvvet 30° oblik kuvvete nazaran daha yüksek streslere neden olmaktadır. Tüm modeller arasında 30° oblik yükleme sonucu 4. implant için en yüksek stres değerine silindirik- titanyum implantın kullanıldığı Model 3 ve zirkonyum implantın kullanıldığı Model 6'da rastlanmıştır. Tüm modeller arasında 60° oblik yükleme sonucu 4. implantta oluşan en yüksek stres değeri zirkonyum implantın kullanıldığı Model 6'dadır. 4. implantta oluşan en küçük stres değerine vertikal yükleme koşulunda konik-titanyum implantın kullanıldığı Model 2'de, 30° oblik yükleme koşulunda konik-titanyum implantın kullanıldığı Model 1'de, 60° oblik yükleme koşulunda konik-titanyum implantın kullanıldığı Model 1'de ve silindirik-titanyum implantın kullanıldığı Model 4'te karşılaşılmıştır (Şekil 4.95.).

5. TARTIŞMA

SESA, mühendislik ve biyomekanik problemleri incelemek için yaygın olarak kullanılan bir sayısal stres analizidir [5,119,120]. SESA modeli, katı nesnelerin ortak bir düğüm noktasında bağlanan bir dizi ayrık elemana bölünmesiyle oluşturulur. Her ögeye, modellenecek yapının özelliklerine karşılık gelen uygun malzeme özellikleri atanır [121]. Bu yöntem sistemdeki belirli noktalara simüle kuvvet uygulamasına izin verir ve buna cevaben çevre yapılarda ortaya çıkan streslerin değerlendirilmesini sağlar.

Sonlu elemanlar stres analizi ile yapılan 2 boyutlu ve 3 boyutlu modellerin karşılaştırıldığı çalışmalarda 3 boyutlu modeller üzerinde daha gerçekçi stres analizinin yapılacağı sonucuna ulaşılmıştır [5,122]. Dolayısıyla çalışmamızda oluşturulan senaryoların daha doğru ve gerçekçi sonuçlar verebilmesi adına modellerimiz 3 boyutlu olarak tasarlanmıştır.

Son yıllarda yapılan çalışmalar osseointegrasyonu geliştirmek için implant materyali, şekli ve yüzey özelliklerine odaklanmıştır [123–126]. Ayrıca farklı klinik gereksinimler sebebiyle uygulanabilecek farklı tedavi yaklaşımlarında implant ve çevre doku üzerinde meydana gelen streslerin incelenmesi amacıyla sonlu elemanlar stres analizi güncel pek çok çalışmada kullanılmıştır. Bu çalışmanın amacı ise, dişsiz anterior maksillada titanyum ve zirkonyum dental implantların farklı dizaynlarının ve konfigürasyonlarının biyomekanik davranışlarının sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile karşılaştırmak ve hastaların estetik beklentilerinin en yüksek yaşandığı bu bölge için alternatif tedavi seçenekleri sunabilmektir.

İmplant-kemik ara yüzündeki yük dağılımını ve çevre doku ile implant materyali üzerindeki kuvvet etkisini in vivo çalışmalarla belirlemek oldukça zordur; bu nedenle bir stres analizi yönteminin kullanılması, farklı dizayna ve materyal özelliğine sahip implantların biyomekanik davranışını anlamamıza yardımcı olmuştur. Diş hekimliğinde biyolojik dokuların ya da tedavi materyallerinin fonksiyonel gerinimlerini analiz eden yöntemler şunlardır: (1) Fotoelastik stres analizi, (2) Termografik stres analizi, (3) Gerinim ölçer kullanılarak yapılan stres analizi, (4) Kırılgan vernik kaplama, (5) Holografik interferometre, (6) Sonlu elemanlar stres analizi. Dental yapılar ve materyallerdeki gerinimleri değerlendirmek için en yaygın kullanılan yöntemler ise fotoelastik stres analizi ve sonlu elemanlar stres analizidir [127].

Fotoelastik yöntem, bazı transparan malzemelerin yükleme altında ve polarize ışıkla görüntülendiğinde renkli desenler sergilemesi özelliğine dayanır. Bu yöntem streslerin genel yeri ve konsantrasyonu hakkında iyi niteliksel bilgi sağlar; ancak sınırlı nicel bilgi verir. Malzemedeki kritik gerilim noktalarının belirlenmesinde önemli bir yöntemdir ve genellikle düzensiz geometrilerdeki stres yoğunluğunu değerlendirmek için kullanılır. Öte yandan sonlu elemanlar analizi stres, gerilim ve yer değiştirmeyi hesaplamak için bilgisayar tarafından oluşturulan bir modeli kullanarak stresi simüle eder. Bu modeller ile sistem geometrisi ve biyolojik dokuların mekanik özellikleri tanımlanabilir. Analizdeki çeşitli koşulların kolayca değiştirilmesine izin vermesi, tekrarlanabilir bir yöntem olması ve klinik olarak incelenmesi zor olan implant etrafındaki stres dağılımının ölçülmesine olanak sağlaması yöntemin avantajları arasındadır [128]. Sonlu eleman analizi dental implantların biyomekanik davranışını anlamak için en sık kullanılan yöntemdir [129]. Çalışmamızda yer alan modellerin ve yükleme senaryolarının klinik deneylerde aynı şartlar altında oluşturulmasının son derece zor olması, doku içinde biriken kuvvetin sayısal değerlendirilmesinin yapılamaması ve sonlu elemanlar analizinin yıllardır dental implantolojide yapılan çalışmalarla güvenilirliğinin kanıtlanmış olması sebebiyle çalışmamız sonlu elemanlar analizi yöntemiyle gerçekleştirilmiştir.

Sonlu elemanlar analizinin en önemli dezavantajı, analizde canlı dokuları taklit edebilmek amacıyla bir takım faktörleri sabit olarak kabul etme zorunluluğudur. Çünkü biyolojik davranışların bütün detaylarını bilgisayar modelinde oluşturmak günümüz teknolojisiyle imkansızdır [106,127]. Bu çalışmada karşılaşılan sınırlamalar genel olarak literatürdeki sonlu elemanlar analizi çalışmalarıyla benzerlik göstermektedir. Çalışmamızda malzeme özellikleri ve model üretimi ile ilgili çeşitli varsayımlar yapılmıştır. Modellerde yer alan, elastisite modülü ve poisson oranı ile nitelendirilen tüm yapıların materyal davranışının homojen, izotropik ve doğrusal olarak elastik olduğu kabul edilmiştir. Ayrıca implant-kemik ara yüzünde % 100 osseointegrasyonun gerçekleştiği varsayılmıştır [130,131]. Bununla birlikte klinik gerçeklik ve materyal özellikleri bu durumdan farklıdır. Kemik mekanik davranışının modellenmesi zordur; çünkü anizotropik yapıdadır. Kemik canlı bir doku olması sebebiyle heterojen özelliklere sahiptir ve yapısı yaş, cinsiyet, kemik tipi gibi birçok parametreye bağlıdır [132]. Kısacası, sayısal olarak incelenen spesifik kemiğin doğru malzeme özelliklerini sisteme tanıtmak kolay değildir. Bu nedenle çoğu sonlu eleman modelinde kemiğin mekanik özelliklerinin izotropik olduğu kabul edilir [110]. Ayrıca implant-kemik ara yüzünde klinik olarak % 100 osseointegrasyon gerçekleşmez [133,134].

Fakat kısmi osseointegrasyonun tanımlanmasında farklı sürtünme katsayılarının gerekliliği ve kısmi osseointegrasyon modellemesinin tam osseointegrasyona göre daha zor olması nedeniyle bu çalışmada literatürdeki pek çok çalışmada olduğu gibi kemik-implant ara yüzünde % 100 osseointegrasyonun gerçekleştiği kabul edilmiştir [106,130,131]. Ayrıca çalışmamızda implantlar ile periimplant dokuları, implantlar ile vidalar, vidalar ile abutmentlar, abutmentlar ile protetik üst yapı arasındaki bağlantılar, yük aktarımı kesintisiz olacak şekilde dizayn edilmiştir. Ek olarak, bu çalışmada literatürdeki benzer çalışmalarda olduğu gibi implant üstü protetik yapının abutmentlara simante edilmiş olduğu kabul edilmiştir. Siman tabakasının malzeme değerlerinin düşüklüğü ve tabakanın inceliği nedeniyle analiz sonuçlarına minimum etki edeceği düşünüldükçe ihmal edilmiş ve siman aralığı kontak yüzey şeklinde tanımlanmıştır [110,111].

Sonlu eleman analizinde sonuçların doğruluğu ve hesaplama süresi sonlu eleman boyutuna (mesh yoğunluğuna) göre belirlenir. Sonlu eleman analizi teorisine göre küçük eleman boyutlu sonlu eleman modelleri oldukça doğru sonuçlar verir ancak daha uzun hesaplama süresi gerektirir. Öte yandan büyük eleman boyutlu modeller ile daha az sıklıkla doğru sonuca ulaşılır; fakat hesaplama süresi daha kısadır. Burada sonlu eleman modeli oluşturulurken önemli olan, modelin mümkün olan en kısa hesaplama süresiyle en doğru SESA sonuçlarını verebilmesi için uygun eleman boyutunu seçebilmektir [135]. Çalışmamızdaki mesh yapısı 2.868.139 üçgen elemandan ve 1.979.479 düğümden oluşmaktadır. Literatürdeki benzer çalışmalarla kıyaslandığında oldukça yüksek değerleri ifade etmekte olup bu durum çalışmamızın güvenilirliğini arttırmaktadır [106,113,136,137].

Dental implantlar hakkında sonlu eleman stres analizi yapılırken sadece vertikal ve horizontal yükleri değil aynı zamanda oblik oklüzal yükleri de dikkate almak önemlidir. Çünkü yapılan araştırmalarda oblik kuvvetlerin dinamik oklüzal kuvvetleri daha iyi yansıttığı rapor edilmiştir [138,139]. Oblik kuvvetler, vertikal ve horizontal kuvvet bileşenleri içermesi sebebiyle stres birikimlerini vertikal kuvvete nazaran daha belirgin şekilde ortaya çıkarmaktadır. Bu nedenle oblik yükleme altında daha gerçekçi sonuçlar elde edilir [139,140]. Çalışmamızda vertikal yüklemenin yanı sıra 30° ve 60° açıyla uygulanan oblik yükleme koşulları modellerde yer alan köprü restorasyonlarına uygulanmıştır.

Kemik-implant ara yüzünün maksimum stres seviyeleri kemik rezorbsiyonunun ve remodelasyonunun dahil olduğu biyolojik reaksiyonları etkiler [131,141]. Stres dağılımı

öncelikli olarak implant boynu ve üst yiv ile temas eden kemik bölgesinde oluşur ve giderek apikal kemik bölgesine doğru azalır [140]. Bu çalışmada, tüm modellerde vertikal ve oblik yükleme koşulları altında kortikal kemikte ortaya çıkan stres spongioz kemikten daha yüksek bulunmuştur. Çünkü kortikal kemik spongioz kemiğe göre daha yüksek esneklik katsayısına sahiptir ve deformasyona daha dirençlidir. Bu nedenle krestal kortikal kemik, transversal kuvvetler altında sistemin dayanak noktası olarak işlev görür ve spongioz kemiğe göre daha yüksek stresi absorbe eder [134,142,143]. Bu bilgiler ışığında modeller üzerinde kortikal kemik kalınlığının belirlenmesinin sonlu eleman analizi çalışmalarında doğru sonuca ulaşabilmek adına son derece önemli olduğunu belirtmek gerekir. Çalışmamızda literatürdeki benzer çalışmalarda olduğu gibi 1 mm kalınlığında kortikal kemik tabakası modellenmiştir [114,136]. Kabul edilen bu kortikal kemik kalınlığı literatürdeki 0,2-1 mm aralığında kortikal kemik kalınlığı sınırları içerisinde yer almaktadır [144].

İmplantla restore edilmiş anterior maksilla biyomekanik açıdan genellikle ağzın en zayıf bölgesidir ve bu bölgede spongioz kemik baskın olup ince bir kortikal kemik tabakası bulunur. Literatürde anterior maksillada yer alan 6 kesici dişin rehabilitasyonu için 4 adet implantın yerleştirilmesinin yeterli olacağı belirtilmiştir. Oklüzal kuvvetler normalden daha büyük olduğunda ise en az 4 implant önerilir ve özellikle mandibulanın lateral hareketleri sırasında ortaya çıkan kuvvetleri paylaşmak için splintlenmiş olması gerekir [40,106,145]. Bu çalışmada dişsiz anterior maksillanın rehabilitasyonu için yapılan implant destekli 6 üyeli bir köprü restorasyonunda, implant ve implant çevresi dokuların biyomekanik davranışlarını incelemek amacıyla 4 adet implant maksilla modeline yerleştirilmiştir.

Dişsiz maksillanın dental implantlarla rehabilitasyonunun uzun dönemdeki estetik ve fonksiyonel başarısı iyi yapılmış detaylı bir tedavi planına bağlıdır. Biyomekanik açıdan anterior maksillanın implant destekli protezleri için ideal implant sayısı ve lokalizasyonunu içeren sınırlı sayıda sonlu eleman analizi çalışması vardır. Bunlardan biri olan Corrêa ve ark.'nın 4 maksiller kesici diş eksikliğini 3 farklı implant lokalizasyonu (implantların lateral-lateral, santral-santral ve santral-lateral diş bölgelerine yerleştirildiği) ile rehabilite ettikleri 3 boyutlu sonlu eleman analizi çalışmasında lateral diş bölgelerine 2 adet implant yerleştirdikleri ve santral diş bölgelerine köprünün gövde kısmının geldiği modelde, protez yapısının yer değiştirmesi en az bu modelde görülürken; kemik dokusunun yer değiştirmesi en fazla yine bu modelde görülmüştür. Ayrıca implantların lateral ve santral diş bölgesine yerleştirildiği, kalan dişsiz alanlara köprünün gövdesi ile kantilever kısımlarının geldiği

modelde, kantilever kısmına komşu olan implantta en yüksek stresin yaşandığı rapor edilmiştir [146]. Zarei ve ark.'nın yaptıkları, maksilladaki farklı çene arklarını modelledikleri ve anterior maksillaya 2, 3 ve 4 adet implantı farklı lokalizasyonda uyguladıkları çalışmada implant sayısı arttıkça; implantta, veneer tabakada, kortikal kemikte ve spongioz kemikte ortaya çıkan stres değerlerinin azaldığı rapor edilmiştir. Ayrıca en az stresin 4 adet konik implantın bilateral santral-kanin diş bölgesine yerleştirildiği modelde 30° açıyla uygulanan 100 N'luk yükleme kuvveti altında ortaya çıktığı belirtilmiştir [114]. Bidez ve Misch ise kare, oval ve konik olmak üzere farklı maksiller ark formlarını modelledikleri çalışmalarında, implant sayısının biyomekanik davranışa etkisini araştırmışlardır. Kare formu maksiller ark için kanin dişleri bölgesine yerleştirilen 2 implantın yeterli olacağı; oval formu maksiller ark için 2 implantın kanin dişleri bölgesine, en az 1 implantın santral ya da lateral kesici diş bölgesine yerleştirilecek şekilde toplam 3 implantın yeterli olacağı; konik formu maksiller ark için ise bilateral santral ve kanin diş bölgesine yerleştirilen 4 implantın biyomekanik açıdan yeterli olacağı sonucuna ulaşmışlardır [40]. Çalışmamızda dişsiz anterior maksillanın rehabilitasyonu amacıyla 4 adet implant 2 farklı lokalizasyona (bilateral santral-kanin ve bilateral lateral-kanin diş bölgelerine) yerleştirilerek, implant lokalizasyonlarının biyomekanik etkisi sonlu elemanlar analiz yöntemi kullanılarak incelenmiştir.

Literatürde maksilla hakkındaki sonlu elemanlar analizi çalışmaları, mandibula çalışmalarına göre daha azdır. Bunun nedeni maksillanın kompleks anatomik yapısı sebebiyle model elde etmede yaşanan zorluklar olabilir [136]. Bu yüzden maksilla hakkında daha önce yapılan bazı 3 boyutlu sonlu eleman analizi çalışmaları segmental modeller kullanılarak yapılmıştır [114,147–149]. Okumura ve ark.'nın geleneksel segmental modellerle maksillanın tamamını modelledikleri ve gerinim dağılımlarını karşılaştırdıkları çalışmada, segmental modeller arasında gerinim dağılımlarını birbirine yakın bulmuşlardır. Fakat Bölükbaşı ve ark., maksillanın tamamının modellenmesi ile daha gerçekçi ve doğru sonuçlar ortaya çıkacağını belirtmişlerdir [136]. Bu çalışmada da daha gerçekçi veriler elde edebilmek adına maksillanın tamamı modellenmiştir.

İmplant makrogeometrisi ile implant başarısı arasındaki ilişkiyi anlamak adına pek çok çalışma yapılmıştır. İmplant uzunluğu ve implant başarısı arasındaki ilişki ile ilgili çelişkili bulgular vardır. Tada ve ark. yaptıkları çalışmada, kaliteli kemikte implant uzunluğunun implant başarı oranını etkilemeyeceğini rapor etmiştir [138]. Öte yandan Himmlova ve ark.,

implant çapındaki artışın, implant uzunluğundaki artışa göre daha fazla implant boynundaki Von Misses stresini azaltacağını belirtmektedir [139]. Benzer şekilde Petrie ve ark., daha uzun bir implantın periimplant kemiğinde oluşan streslerde azalmaya yol amasına rağmen; implant uzunluğunun etkisinin implant çapının etkisi kadar belirgin olmadığı sonucuna ulaşmışlardır [149]. Genel olarak implant çapının implant uzunluğundan daha etkili bir faktör olduğu konusunda fikir birliği olmasına rağmen, alveoler kretin sınırlı labiolingual genişliği nedeniyle anterior maksillaya daha geniş bir implant yerleştirmek her zaman mümkün olmayabilir [150]. Özellikle anterior maksillada alveoler kret genişliğinin sınırlı olduğu durumlarda titanyum implantın dişeti altından gri-metal yansımısını önlemek adına daha estetik sonuçlar verebilecek zirkonyum implantların alternatif tedavi seçeneği olabileceğinden hareketle, bu çalışmada aynı çap ve uzunluğa sahip titanyum implantları (4,3 mm çapında, 13 mm uzunluğunda) ve üretici firmanın titanyum implanta en yakın boyuta sahip olan zirkonyum implantları (4,2 mm çapında, 12 mm uzunluğunda) modellenmiş ve biyomekanik davranışları incelenmiştir.

Klinik uygulamada en sık kullanılan implantlar konik ve silindirik implant tipleridir. Literatürde özellikle konik ve silindirik implant tiplerinin karşılaştırıldığı çok sayıda çalışma bulunmaktadır. Bunlardan biri olan Tada ve ark.'nın yaptıkları çalışmada, konik ve silindirik implantların bulunduğu modellerde aksiyel yükleme altında, tip 3 ve tip 4 kemikte, spongioz kemik kısmında ortaya çıkan gerinim, konik implantların kullanıldığı modelde silindirik implantın kullanıldığı modele göre daha düşük bulunmuştur. Konik ve silindirik implantlarda kuvvet iletme mekanizmasının değişmesinin ve konik implant ile implant-kemik ara yüzündeki temas alanının artmasının bu sonuca neden olduğu dşnlmştir. Konik implantlarda aynı kuvvetin daha geniş bir yüzeye dağıtılmasının daha düşük gerilime yol açtığını ve bu nedenle konik implantların spongioz kemikteki aşırı yükleme riskini azaltabileceğini belirtmişlerdir [138]. Bu implant tiplerinin klinik kullanımının yaygın olması sebebiyle konik ve silindirik implantların biyomekanik davranışları ve çevresindeki kemikte ortaya çıkan stresler bu çalışmada karşılaştırılmıştır.

Titanyum ve titanyum alaşımları, günümüzde dental implant üretiminde ilk tercih edilen materyallerdir. Biyomekanik açıdan, oklüzal kuvvetler altında titanyum alaşımlarının yüksek kırılma direncine sahip olması ve esneklik katsayısının diğer implant materyallerine kıyasla kemiğin esneklik katsayısına daha yakın olması, titanyum implantlarda kemik ve implant yüzeyi arasında uygun bir gerilim dağılımı olacağını göstermektedir [134]. Fakat

klirik olarak zirkonyumun titanyuma göre daha az plak tutması, dişeti uyumunun titanyumdan daha iyi olması, dişeti kenarında metal yansıma yapmadığı için doğala en yakın görüntü sağlaması gibi çeşitli avantajlarından dolayı zirkonyum implantların özellikle estetik beklentilerin yüksek olduğu anterior bölgede titanyuma alternatif olabileceğinden hareketle; çalışmamızda zirkonyum implantların biyomekanik davranışını değerlendirmek ve konik/silindirik titanyum implantlar ile karşılaştırabilmek adına titanyum ve zirkonyum implantlar modellenmiştir. Ayrıca zirkonyum korozyon ve yıpranmaya karşı üstün bir direnç göstermektedir. Biyouyumluluğu yüksek bir materyaldir ve titanyum alerjisi olan bireyler için de bir alternatif olabilir [151].

Biyomekanik açıdan farklı esneklik katsayısına sahip implant materyalleri, implantlarda ve evre kemik dokuda ortaya çıkan stres dağılımını etkiler. Düşük bir esneklik katsayısı stres konsantrasyonunu arttıracadıından dolayı, çok düşük esneklik katsayısına sahip materyallerin implant materyali olarak kullanımından kaçınmak gerekir. Çalışmamızda implant materyalinin stres dağılımı üzerine etkisini incelemek adına, implantların aynı lokalizasyonda bulunduğu modeller arasında yapılan karşılaştırma sonucu, vertikal ve oblik (30°) yükleme koşulunda, en yüksek stres silindirik-titanyum implantlarda ortaya ıkmiştır. Bunu zirkonyum implant takip etmektedir. En düşük stres konik-titanyum implantlarda görülmektedir. Çalışmamızda konik-titanyum implantlarda ortaya çıkan stresin silindirik-titanyum implantlara göre daha düşük olması Tada ve ark.'nın sonuçlarını destekler niteliktedir [138]. Benzer şekilde Rieger'in çalışmasına göre, düşük esneklik katsayısının stres konsantrasyonunu arttırdığı ve yüksek esneklik katsayısına sahip konik şekilli endoosseoz implantların dental implantolojide en uygun tedavi seçeneği olduğu belirtilmiştir [119]. Bal ve ark.'nın yaptıkları çalışmada ise oblik yükleme altında titanyum implantlarda zirkonyum implantlara göre daha düşük stres değerleri ortaya çıkarken; horizontal yükleme altında titanyum ve zirkonyum implantlarda oluşan stres değerleri benzer bulunmuştur. Zirkonyum implantın esneklik katsayısının titanyum implanta göre daha yüksek olması nedeniyle zirkonyum implantta daha fazla stresin ortaya çıktığı ileri sürülmüştür [106]. Çalışmamızda vertikal ve oblik (30°) yükleme koşulunda aynı lokalizasyonda yer alan konik-titanyum implantın zirkonyum implanttan daha düşük strese maruz kalması bu görüşü destekler niteliktedir. Ayrıca modellenen zirkonyum implant konik bir geometriye sahiptir. Silindirik-titanyum implantın zirkonyum implanttan daha yüksek streslere yol aması esneklik katsayısı ile birlikte bu geometrik farklılıktan kaynaklanabilir. Öte yandan, Kohal ve ark.'nın farklı bir analiz dizaynı ile yaptıkları çalışmada zirkonyum implantların stres

dağılımlarının titanyum implantlarla benzer olduğu ve özellikle anterior maksilla için uygun ve estetik bir alternatif olabileceği sonucuna ulaşılmıştır [152]. Benzer şekilde Mobilio ve ark.'nın yaptıkları çalışmada titanyum ve zirkonyum implantların kullanıldığı modellerde ortaya çıkan stresin birbirine yakın olduğu ve mekanik açıdan bakıldığında zirkonyumun titanyumun yerine geçebileceği sonucuna ulaşılmıştır [153]. Çalışmamızdaki bulgulara göre anterior maksilla için zirkonyum implantların silindirik-titanyum implantlardan daha düşük strese yol açması ve konik-titanyum implantlar ile aralarında çok büyük farklılıkların olmaması sebebiyle konik-titanyum implantların yanı sıra zirkonyum implantların da dişsiz anterior maksilla için biyomekanik açıdan uygun ve estetik bir alternatif olabileceği sonucuna ulaşılmıştır.

Skalak, implantların ve çevresindeki dokuların, osseointegrasyonun bozulmasına neden olabileceğinden, başarısızlık mukavemetini aşan streslerin etkisi altında olmaması gerektiğini bildirmiştir [154]. İmplantlarda oluşan stres dağılımını anlamak ve doğru yorumlamak bu nedenle önemlidir. Yapılan bu çalışmada implantlar arasında en yüksek Von Misses stresi, zirkonyum implantların bilateral lateral-kanin diş bölgelerine yerleştirildiği modeldeki (Model 6) 2. implantta (sağ lateral diş bölgesine uygulanan) ve oblik yükleme (60°) koşulu altında (861,52 MPa) kaydedilmiştir. Zirkonyum eğilmeye karşı çok yüksek direnç (900-1200 MPa) gösterir [92]. Dolayısıyla bu çalışmadaki yükleme koşulları dahilinde zirkonyum implantlarda gözlenen stres değerlerinde biyomekanik açıdan başarısızlık beklenmemiştir.

Yapılan çalışmalarda zirkonyum veya titanyum implantlarda splintlemenin özellikle oblik ve horizontal yükleme altında implantlarda ve çevresindeki kemik dokuda ortaya çıkan stresleri azalttığı ortaya çıkmıştır [106,155]. Bu çalışmada da splintlenen implantlar ile vertikal ve oblik yükleme koşulunda sonlu eleman stres analizi yapılmıştır.

İmplant destekli protezler için farklı protetik materyaller önerilmektedir. Protetik materyalin seçimi tartışmalı bir konudur ve implant sağ kalım oranının protetik materyalden etkilenmeyeceği konusunda fikir birliği vardır [156]. Möllers ve ark., veneer materyalin elastik modülünün azalmasıyla core tabakadaki stresin arttığını belirtmiştir. Core ve veneer tabakanın elastik modülü arasındaki farkın büyük olması, core tabakasına daha fazla stresin iletilmesine sebep olmaktadır [157]. Yapılan klinik çalışmalar ise zirkonyumun biyolojik, estetik ve mekanik özellikleri sayesinde abutment ya da core materyali olarak kullanımının

başarılı sonuçlar verdiğini göstermektedir [158,159]. Sabit parsiyel protezlerde geleneksel metal destekli porselenlerin kullanımı esnasında kron kenarlarında açıkta kalan metal görüntüsü estetik açıdan sorun oluşturabilir. Bu nedenle çok sayıda tam seramik kron sistemleri geliştirilmiştir [154]. Çalışmamızda dişsiz anterior maksillanın implant destekli sabit protezlerle rehabilitasyonu için titanyum implantlara alternatif olabilecek zirkonyum implantların biyomekanik davranışları incelenmiş olup ilgili bölgedeki estetik beklentileri karşılamak adına üst yapının modellenmesi aşamasında zirkonyum abutment ve köprü restorasyonu için zirkonyum destekli porselen kullanımı uygun görülmüştür.

Kortikal ve spongioz kemiğin mimari düzeni ile değişen yüklemeye (örneğin egzersiz) veya geometriye (örneğin yanlış birleşen kırıklar) verilen yanıtlar arasında mekanik ortam ve biyolojik tepkileri içeren matematiksel tanımlayıcı bir ilişki olduğu savunulur. Bu ilişki hem yapısal bir malzeme hem de biyolojik bir sistem olan kemik üzerindeki adaptif remodelasyonun etkisidir. Konuyla ilgili pek çok teori ileri sürülmüştür. Bu teorilerden en popüler olanı Wolf tarafından ileri sürülen Wolf Kanunu'dur. Wolf, kemik hastalıkları ya da kırığı sonucu ortaya çıkan kemik deformitelerinde kemik trabeküllerinin doğru dik açılarla devam etmediği durumlarda zaman içerisinde bu trabeküllerin olması gereken yerde ve şekilde yeniden oluştuğunu ifade eder. Kemiklerin yüklemeye karşı verdikleri biyolojik yanıt ise Frost tarafından ileri sürülen mekanostat teorisi ile açıklanmaktadır. Bu teori yeni kemik oluşumu ve kemiğin yeniden şekillenmesi süreçlerini içerir; kemikteki remodelasyon kritik gerilme değerine ulaşılmasıyla başlar. Frost tarafından önerilen mekanostat teorisine göre, kemiğin kullanılmama atrofisinden korunmak için en az 50-250 μ (mikron) birim gerinim gereklidir. Normal remodelasyonun kararlı durum seviyesi 50-250 ve 2500-3500 μ (mikron) birim gerinim arasındadır. İmplantın yüklenmesinde dramatik bir değişiklik olması durumunda fonksiyonel olarak "aşırı yüklenmiş" bir bölgede daha yüksek deformasyonlar oluşacaktır. Bu lokal bölgedeki yüksek gerinim değerleri (örneğin 2000-3000 μ (mikron) birim gerinim), yeni yükleme ortamına dayanmak için yeterli olmayan bir doku mukavemeti olduğunu düşündürmektedir. Lokal bölgedeki gerinim değerlerinin 4000 μ (mikron) birim gerinimi aşması durumunda ise patolojik sonuçlar ortaya çıkar [160].

Gerilme ve sıkışma tipi streslerin aldığı en yüksek değerlerin yorumlanması, implant sistemlerinde osseointegrasyon kaybına yol açan kemik rezorbsiyonlarını anlamak için değerli bilgiler verebilir. Asal stresler (P_{max} ve P_{min}) özellikle kemik gibi kırılğan materyaller için önemlidir; çünkü gerilme stresi son gerilme direncinden büyük olursa ya da

sıkışma stresi son sıkışma direncinden büyük olursa başarısızlık meydana gelir [161]. Bu çalışmada, kortikal kemikteki en yüksek gerilme ve sıkışma tipi stres, oblik yükleme (60°) altında, zirkonyum implantların bilateral olarak lateral-kanin diş bölgelerine yerleştirildiği modelde ($P_{max}= 62,56$ MPa, $P_{min}= -64,07$ MPa) kaydedilmiştir. İmplantların servikal bölgesinde yer alan kortikal kemiğin son gerilme ve sıkışma direnci sırasıyla 121-135 MPa ve 167-205 MPa arasındadır. [137,161,162]. Bu çalışma koşulları altında kaydedilen değerler kortikal kemiğin son gerilme ve sıkışma direncinden daha düşüktür. Spongioz kemiğin direnci ise kortikal kemikten çok daha düşüktür ve 1-20 MPa arasında değişir [137,162]. Çalışmamızda spongioz kemikte en yüksek gerilme ve sıkışma tipi stresler zirkonyum implantın bilateral olarak lateral-kanin diş bölgesine yerleştirildiği modelde ($P_{max}= 18,66$ MPa, $P_{min}= -17,51$ MPa) oblik yükleme (60°) koşulunda gerçekleşmiştir. Kaydedilen bu değerler spongioz kemiğin son gerilme ve sıkışma direncinden daha düşüktür. Böylelikle çalışmamızda kortikal ve spongioz kemiğin ortaya çıkan bu stres değerlerine başarıyla dayanabileceği sonucuna ulaşılmıştır. Kortikal ve spongioz kemikteki en yüksek stres değeri, zirkonyum implantların kullanıldığı modelde 60° açıyla uygulanan oblik yükleme koşulu altında ortaya çıkmıştır. Çalışmamızdaki bu sonucun aksine, Çağlar ve ark.'nın yaptıkları çalışmada yüksek esneklik katsayısına sahip konik-zirkonyum implantların kemikte düşük strese neden olduğu sonucuna ulaşılmıştır [105]. Bal ve ark.'nın yaptıkları bir başka çalışmada ise, anterior maksillada splintlenmiş ve splintlenmemiş implant destekli sabit parsiyel protezlerde bulunan titanyum ve zirkonyum implantlarda ortaya çıkan stres değerlerini sonlu eleman analizi yöntemiyle karşılaştırmış ve 2 implant materyali arasında kortikal ve spongioz kemikte oluşan stres seviyeleri arasında önemli bir fark bulunmamıştır [106].

Bu çalışmada 4 implant destekli 6 üyeli sabit parsiyel protezler ile rehabilitasyonu planlanan dişsiz anterior maksilla için farklı implant lokalizasyonu ile değişen stres dağılımlarının incelenmesi sonucu kortikal ve spongioz kemikte ortaya çıkan gerilme ve sıkışma tipi stresler implantların bilateral lateral ve kanin diş bölgelerine yerleştirildiği modellerde daha yüksek bulunmuştur. Ayrıca bu modellerde lateral diş bölgesinde yer alan implantların kanin dişi bölgesindekilere nazaran daha yüksek streslere maruz kaldığı görülmüştür. Bilateral santral-kanin diş bölgesine yerleştirilen implantların bulunduğu modellerde de tersi bir durum söz konusudur; kanin dişleri bölgesinde yer alan implantlarda santral diş bölgesindekine kıyasla daha yüksek stres ortaya çıkmıştır. Ayrıca kanin dişi bölgesinde yer alan implantlar için, bilateral lateral-kanin lokalizasyonlu modellerde, bilateral santral-kanin

lokalizasyonlu modellere göre daha az stres oluşmuştur. Fakat kesici diş bölgesinde yer alan implantlar için, bilateral lateral-kanin lokalizasyonlu modellerde, bilateral santral-kanin lokalizasyonlu modellere göre daha fazla stres ortaya çıkmıştır. Benzer şekilde, Bölükbaşı ve ark.'nın yaptıkları çalışmada bilateral lateral-kanin yerleşimli pozisyonda bilateral santral-kanin yerleşimli pozisyona göre kanin diş bölgesinde yer alan implantların daha az strese maruz kaldığı ortaya çıkmıştır. Diğer taraftan, sonuçlarımızdan farklı olarak, santral diş bölgesine lokalize implantlar lateral diş bölgesine lokalize olanlardan daha yüksek strese yol açmıştır [136]. Lee ve ark., anterior maksillayı içeren fotoelastik stres analizi çalışması ile 6 adet kesici diş eksikliğinin rehabilitasyonu için farklı implant sayısı ve lokalizasyonunu değerlendirmişlerdir. Bu çalışmada 6 implant destekli modelde tüm yükleme koşullarında en eşit dağılım ve en düşük stres değerleri elde edilmiştir [145]. Fakat Avrampou ve ark., anterior maksilladaki mesiodistal mesafenin her kayıp diş için bir implantın yerleştirilmesine izin vermek için yeterli olmayabileceğini; implant destekli sabit parsiyel protezler için optimal aralıklarla ve gövde içeren köprü tasarımlarıyla uygun bir estetik görüntünün sağlanabileceğini ve maliyetin azaltılabileceğini vurgulamaktadır [163]. Lee'nin çalışmasında 4 implantın bilateral santral-kanin ve bilateral lateral-kanin diş bölgelerine yerleştirildiği 2 farklı model de yer almaktadır. Bu modellerde kesici dişler bölgesinde yer alan implantlarda ortaya çıkan stresler birbirine benzer bulunmuştur [145]. Çalışmamızda ise, kortikal ve spongioz kemikte ortaya çıkan gerilme ve sıkışma tipi streslerin implantların bilateral santral ve kanin diş bölgelerine yerleştirildiği modellerde daha düşük bulunması ve santral diş bölgesindeki implantlarda lateral diş bölgesindeki kıyasla daha düşük stresin ortaya çıkması nedeniyle dişsiz anterior maksilla rehabilitasyonu için uygulanacak 4 adet implantın bilateral santral ve kanin diş bölgelerine yerleştirilmesinin biyomekanik açıdan daha uygun olacağı sonucuna ulaşılmıştır.



6. SONUÇLAR

Anterior maksilla modeline uygulanan titanyum ve zirkonyum dental implantların farklı dizaynlarının ve konfigürasyonlarının sonlu elemanlar stres analizi ile biyomekanik davranışlarının karşılaştırılması amacıyla yapılan çalışmanın sınırları dahilinde elde edilen sonuçlara göre;

- Tüm modellerde vertikal ve oblik yükleme koşulları altında kortikal kemikte ortaya çıkan gerilme ve sıkışma tipi stresler spongioz kemikten daha yüksek bulunmuştur.
- Kortikal ve spongioz kemikteki en yüksek gerilme ve sıkışma tipi stres değeri, zirkonyum implantların bilateral olarak lateral-kanin diş bölgelerine yerleştirildiği modelde 60° açıyla uygulanan oblik yükleme koşulu altında ortaya çıkmıştır. Bu çalışma koşulları altında kaydedilen değerler kortikal ve spongioz kemiğin son gerilme ve sıkışma direncinden daha düşüktür. Böylelikle çalışmamızda kortikal ve spongioz kemiğin ortaya çıkan bu stres değerlerine başarıyla dayanabileceği sonucuna ulaşılmıştır.
- Kortikal ve spongioz kemikte ortaya çıkan gerilme ve sıkışma tipi streslerin implantların bilateral santral ve kanin diş bölgelerine yerleştirildiği modellerde daha düşük bulunması ve santral diş bölgesindeki implantlarda lateral diş bölgesindeki kıyasla daha düşük stresin ortaya çıkması nedeniyle dişsiz anterior maksilla rehabilitasyonu için uygulanacak 4 adet implantın bilateral santral ve kanin diş bölgelerine yerleştirilmesinin biyomekanik açıdan daha uygun olacağı sonucuna ulaşılmıştır.
- İmplant materyalinin stres dağılımı üzerine etkisini incelemek adına, implantların aynı lokalizasyonda bulunduğu modeller arasında yapılan karşılaştırma sonucu, vertikal ve oblik (30°) yükleme koşulunda, en yüksek stres silindirik-titanyum implantlarda ortaya çıkmıştır. Bunu zirkonyum implant takip etmektedir. En düşük stres konik-titanyum implantlarda ortaya çıkmıştır.
- Çalışmamızdaki yükleme koşulları dahilinde zirkonyum implantlarda gözlenen stres değerlerinde biyomekanik açıdan başarısızlık beklenmemiştir.

- Çalışmamızdaki bulgulara göre anterior maksilla için zirkonyum implantların silindirik-titanyum implantlardan daha düşük strese yol açması ve konik-titanyum implantlar ile aralarında çok büyük farklılıkların olmaması sebebiyle konik-titanyum implantların yanı sıra zirkonyum implantların da dişsiz anterior maksilla için biyomekanik açıdan uygun ve estetik bir alternatif olabileceği sonucuna ulaşılmıştır.

Bu çalışmanın sınırları dahilinde elde edilen sonuçlar klinik uygulanabilirlik açısından yorumlandığında; özellikle anterior maksillada, alveoler kret genişliğinin sınırlı olduğu durumlarda titanyum implantın dişeti altından gri-metal yansımaları önlemek adına daha estetik sonuçlar verebilecek zirkonyum implantların biyomekanik açıdan uygun ve estetik bir alternatif tedavi seçeneği olabileceği sonucuna ulaşılmıştır. Ayrıca biyouyumluluğu yüksek bir materyal olan zirkonyum, titanyum alerjisi olan bireylerin dental implant tedavileri için de bir alternatif olabilir. Spongioz kemiğin baskın olduğu anterior maksillada kemikte daha düşük strese neden olmak ve kemikteki aşırı yükleme riskini azaltabilmek adına silindirik-titanyum implantlara kıyasla konik-titanyum implantlar tercih edilmelidir. Dişsiz anterior maksillanın rehabilitasyonu amacıyla 4 implant destekli 6 üyeli sabit parsiyel protezin planlandığı vakalarda, implantın bilateral santral ve kanin diş bölgelerine yerleştirilmesinin biyomekanik açıdan daha uygun olacağı düşünülmektedir. Bununla birlikte çoğu durumda santral diş bölgelerine komşu 2 implant yerleştirmek protezin ve dolayısıyla yüzün estetiğini önemli ölçüde etkiler. Çünkü implantların uygunsuz konumlandırılması orta hattın kaymasına ve estetiğin bozulmasına neden olabilir. Bu durumu önlemek adına günümüzün gelişen teknolojisi ile birlikte BT yardımıyla üç boyutlu modellerin elde edilmesi ve cerrahi klavuzların hazırlanması hem implantın doğru konuma yerleştirilmesini sağlayacak hem de hasta beklentilerini karşılayacak bir protezin ortaya çıkmasına katkıda bulunacaktır.

KAYNAKLAR

1. Polat, M. E., Saruhan, N. and Gojayeve, G. (2019). Dental implant uygulanan hastaların demografik olarak değerlendirilmesi. *Journal of Biotechnology and Strategic Health Research*, 3(2), 85-90.
2. Şimşek, B., Erkmen, E., Yilmaz, D. and Eser, A. (2006). Effects of different inter-implant distances on the stress distribution around endosseous implants in posterior mandible: A 3D finite element analysis. *Medical Engineering and Physics*, 28(3), 199-213.
3. Ramoğlu, S. and Ozan, O. (2014). Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Dergisi*, 9(9), 175-180.
4. Gümrükçü, Z. and Kurt, S. (2019). Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin implant cerrahisinde kullanımı. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Dergisi*, 29(3), 534-541.
5. DeTolla, D. H., Andreana, S., Patra, A., Buhite, R. and Comella, B. (2000). The role of the finite element model in dental implants. *Journal of Oral Implantology*, 26(2), 77-81.
6. Yuehuei, H., An, M.D., Kylie, L. and Martin, B.S. (Eds.). (2003). *Handbook of histology methods for bone and cartilage*. Totowa, NJ: Humana Press, 361-374.
7. Sims, N.A. and Gooi, J.H. Bone remodeling: Multiple cellular interactions required for coupling of bone formation and resorption. *Seminars in Cell & Developmental Biology*, 19(5), 444-451.
8. Andersen, T. L., Sondergaard, T. E., Skorzynska, K. E., Dagnaes-Hansen, F., Plesner, T. L., Hauge, E. M., Plesner, T. and Delaisse, J. M. (2009). A physical mechanism for coupling bone resorption and formation in adult human bone. *The American Journal of Pathology*, 174(1), 239-247.
9. Dallas, S. L., Prideaux, M. and Bonewald, L. F. (2013). The osteocyte: an endocrine cell... and more. *Endocrine Reviews*, 34(5), 658-690.
10. Khosla, S., Oursler, M. J. and Monroe, D. G. (2012). Estrogen and the skeleton. *Trends in Endocrinology & Metabolism*, 23(11), 576-581.
11. Sobacchi, C., Schulz, A., Coxon, F. P., Villa, A. and Helfrich, M. H. (2013). Osteopetrosis: genetics, treatment and new insights into osteoclast function. *Nature Reviews Endocrinology*, 9(9), 522.
12. Crockett, J. C., Mellis, D. J., Scott, D. I. and Helfrich, M. H. (2011). New knowledge on critical osteoclast formation and activation pathways from study of rare genetic diseases of osteoclasts: focus on the RANK/RANKL axis. *Osteoporosis International*, 22(1), 1-20.
13. Miller, S. C. and Jee, W. S. (1987). The bone lining cell: a distinct phenotype?. *Calcified Tissue International*, 41(1), 1-5.

14. Miller, S. C., Bowman, B. M., Smith, J. M. and Jee, W. S. (1980). Characterization of endosteal bone-lining cells from fatty marrow bone sites in adult beagles. *The Anatomical Record*, 198(2), 163-173.
15. Ducy, P., Schinke, T. and Karsenty, G. (2000). The osteoblast: a sophisticated fibroblast under central surveillance. *Science*, 289(5484), 1501-1504.
16. Owen, M. (1978). Tissue research editorial histogenesis of bone cells. *Calcified Tissue Research*, 25, 205-207.
17. Schwartz, Z. and Boyan, B. D. (1994). Underlying mechanisms at the bone–biomaterial interface. *Journal of cellular biochemistry*, 56(3), 340-347.
18. Schwartz, Z., Lohmann, C. H., Oefinger, J. and Bonewald, L. F. (1996). Implant surface characteristics modulate differentiation behavior of cells in the osteoblastic lineage. *European Journal of Biochemistry*, 35(2004), 38-48.
19. Degasne, I., Basle, M. F., Demais, V., Hure, G., Lesourd, M., Grolleau, B., Mercier, L. and Chappard, D. (1999). Effects of roughness, fibronectin and vitronectin on attachment, spreading, and proliferation of human osteoblast-like cells (Saos-2) on titanium surfaces. *Calcified Tissue International*, 64(6), 499-507.
20. Fernandez-Tresguerres Hernandez-Gil, I., Alobera Gracia, M.A., Del Canto Pingarrón, M. and Blanco Jerez, L. (2006). Physiological bases of bone regeneration I. Histology and physiology of bone tissue. *Medicina Oral, Patología Oral, Cirugía Bucal*, 11(1), 32-36.
21. Lanyon, L. E. (1993). Osteocytes, strain detection, bone modeling and remodeling. *Calcified Tissue International*, 53(1), 102-107.
22. Young, M. F. (2003). Bone matrix proteins: more than markers. *Calcified Tissue International*, 72(1), 2.
23. Canalis, E., Economides, A. N. and Gazzerro, E. (2003). Bone morphogenetic proteins, their antagonists, and the skeleton. *Endocrine Reviews*, 24(2), 218-235.
24. Bonucci, E. (2000). *Mechanical testing of bone and the bone-implant interface*. An, Y. H. and Draughn, R. A. (Eds.). Florida: CRC press, 3-87.
25. Kalfas, I. H. (2001). Principles of bone healing. *Neurosurgical Focus*, 10(4), 1-4.
26. Carter, D. R. and Spengler, D. M. (1978). Mechanical properties and composition of cortical bone. *Clinical Orthopaedics and Related Research (1976-2007)*, 135, 192-217.
27. Anthony, L. Mescher, L.C.U.J. (2013). *Junqueira's basic histology*. (13th ed.). A. L. Mescher (Ed.). Bloomington, Indiana: McGraw-Hill Education, 138-158.
28. Tsiridis, E., Upadhyay, N. and Giannoudis, P. (2007). Molecular aspects of fracture healing: which are the important molecules?. *Injury*, 38(1), 11-25.

29. McKibbin, B. (1978). The biology of fracture healing in long bones. *The Journal of bone and joint surgery. British Volume*, 60(2), 150-162.
30. Sathyendra, V. and Darowish, M. (2013). Basic science of bone healing. *Hand Clinics*, 29(4), 473-481.
31. Tanrikulu, S. ve Gönen, E. (2017). Kırık iyileşmesi. *Türk Ortopedi ve Travmatoloji Birliği Derneği Dergisi*, 16(6), 455-475.
32. Lehmann, W., Edgar, C. M., Wang, K., Cho, T. J., Barnes, G. L., Kakar, S., Graves, D. T. Rueger, J. M., Gerstenfeld, L. C. and Einhorn, T. A. (2005). Tumor necrosis factor alpha (TNF- α) coordinately regulates the expression of specific matrix metalloproteinases (MMPS) and angiogenic factors during fracture healing. *Bone*, 36(2), 300-310.
33. Gerstenfeld, L. C., Cullinane, D. M., Barnes, G. L., Graves, D. T. and Einhorn, T. A. (2003). Fracture healing as a post-natal developmental process: molecular, spatial, and temporal aspects of its regulation. *Journal of Cellular Biochemistry*, 88(5), 873-884.
34. Einhorn, T. A. (1998). The cell and molecular biology of fracture healing. *Clinical Orthopaedics and Related Research®*, 355, 7-21.
35. Yu-Yahiro, J. A., Michael, R. H., Dubin, N. H., Fox, K. M., Sachs, M., Hawkes, W. G., Hebel, J.R., Zimmerman, S.I., Shapiro, J. and Magaziner, J. (2001). Serum and urine markers of bone metabolism during the year after hip fracture. *Journal of the American Geriatrics Society*, 49(7), 877-883.
36. Ural, M., Koçak, A. and Aksoy, A. (2007). Yüz ve çene gelişimine etki eden faktörler. *Süleyman Demirel Üniversitesi Tıp Fakültesi Dergisi*, 14(1), 41-44.
37. Özbek, Z. and Vural, M. (2017). Kranial suturelerin biyolojisi, suture büyüme, gelişme ve kapanmasının regülasyonu. *Türk Nöroşir Dergisi*, 27(3), 245-250.
38. İnternet: *Anatomy, head and neck, maxilla*. Web: <https://europepmc.org/article/NBK/NBK538527>. Son Erişim Tarihi: 24.02.2020.
39. Knezović-Zlatarić, D., Čelebić, A. and Lazić, B. (2002). Resorptive changes of maxillary and mandibular bone structures in removable denture wearers. *Acta Stomatologica Croatica*, 36(2), 261-265.
40. Misch, C.E. (2015). *Dental implant prosthetics* (2nd edition). St. Louis: Elsevier, 26-45.
41. Cawood, J. I. and Howell, R. A. (1988). A classification of the edentulous jaws. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 17(4), 232-236.
42. Shahlaie, M., Gantes, B., Schulz, E., Riggs, M. and Crigger, M. (2003). Bone density assessments of dental implant sites: Quantitative computed tomography. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 18(2), 224-231.
43. Linkow, L. I. and Cherchève, R. (1970). *Theories and techniques of oral implantology* (Vol. 1). St. Louis: Mosby, 1-154.

44. Misch, C.E. and Abbas, H.A. (2007). *Contemporary implant dentistry* (3rd edition). St. Louis: Mosby Inc., 130-146.
45. Brånemark, P-I., Zarb, G.A., Albrektsson, T. and Rosen, H.M. (1986) Tissue-integrated prostheses: Osseointegration in clinical dentistry. *Journal of the American Society of Plastic surgeons*. 77(3),496-497.
46. Schnitman, P. A., Rubenstein, J. E., Whorle, P. S., DaSilva, J. D. and Koch, G. G. (1988). Implants for partial edentulism. *Journal of Dental Education*, 52(12), 725-736.
47. Johns, R.B., Jemt, T. and Heath, M.R. (1993). A multicenter study of overdentures supported by Branemark implants. *Implant Dentistry*, 2(3), 201.
48. Smedberg, J. I., Lothigius, E., Bodin, I., Frykholm, A. and Nilner, K. (1993). A clinical and radiological two-year follow-up study of maxillary overdentures on osseointegrated implants. *Clinical Oral Implants Research*, 4(1), 39-46.
49. Misch, C. E. (1990). Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing, and progressive bone loading. *The International Journal of Oral Implantology: Implantologist*, 6(2), 23.
50. Misch, C. E. and Judy, K. W. (1987). Classification of partially edentulous arches for implant dentistry. *The International Journal of Oral Implantology: Implantologist*, 4(2), 7-13.
51. Şakar, O. (2016). *Classification of partially edentulous arches*. In: *Removable partial dentures*. Cham: Springer International Publishing, 17-21.
52. Albrektsson, T. and Albrektsson, B. (1988). Implant fixation by direct bone anchorage. In: *Non-Cemented total hip arthroplasty*, New York: Raven Press, 87-97.
53. Branemark, I. P. (1985). Tissue-intergrated prostheses. *Osseointegration in Clinical Dentistry*, 211-240.
54. Davies, J. E. (2019). Mechanisms of endosseous integration. *International Journal of Prosthodontics*, 11(5), 391-401.
55. Meyer, U., Joos, U., Mythili, J., Stamm, T., Hohoff, A., Fillies, T., Stratmann, U. and Wiesmann, H.P. (2004). Ultrastructural characterization of the implant/bone interface of immediately loaded dental implants. *Biomaterials*, 25(10), 1959-1967.
56. Mavrogenis, A. F., Dimitriou, R., Parvizi, J. and Babis, G. C. (2009). Biology of implant osseointegration. *J Musculoskelet Neuronal Interact*, 9(2), 61-71.
57. Franchi, M., Fini, M., Martini, D., Orsini, E., Leonardi, L., Ruggeri, A., Giavaresi, G. and Ottani, V. (2005). Biological fixation of endosseous implants. *Micron*, 36(7-8), 665-671.
58. Chappard, D., Aguado, E., Huré, G., Grizon, F. and Basle, M. F. (1999). The early remodeling phases around titanium implants: a histomorphometric assessment of bone quality in a 3-and 6-month study in sheep. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 14(2), 189-196.

59. Sennerby, L. and Roos, J. (1998). Surgical determinants of clinical success of osseointegrated oral implants: a review of the literature. *International Journal of Prosthodontics*, 11(5), 408-420.
60. Meredith, N. (1998). Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *International Journal of Prosthodontics*, 11(5), 491-501.
61. Brunski, J. B. (1992). Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface. *Clinical Materials*, 10(3), 153-201.
62. Toyoshima, T., Wagner, W., Klein, M. O., Stender, E., Wieland, M. and Al-Nawas, B. (2011). Primary stability of a hybrid self-tapping implant compared to a cylindrical non-self-tapping implant with respect to drilling protocols in an ex vivo model. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 13(1), 71-78.
63. Palarie, V., Bicer, C., Lehmann, K. M., Zahalka, M., Draenert, F. G. and Kämmerer, P. W. (2012). Early outcome of an implant system with a resorbable adhesive calcium-phosphate coating—a prospective clinical study in partially dentate patients. *Clinical Oral Investigations*, 16(4), 1039-1048.
64. Atsumi, M., Park, S. H. and Wang, H. L. (2007). Methods used to assess implant stability: current status. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 22(5), 743-754.
65. Gapski, R., Wang, H. L., Mascarenhas, P. and Lang, N. P. (2003). Critical review of immediate implant loading. *Clinical Oral Implants Research*, 14(5), 515-527.
66. Dhawan, P., Sachdeva, A. and Sindwani, S. (2016). Assessment of implant stability: Methods and recent advances. *Journal of Advances in Medicine and Medical Research*, 12(3), 21877.
67. Aparna, I. N., Mall, N. and Dhanasekar, B. (2011). Validation of implant stability: a measure of implant permanence. *Indian Journal of Dental Research*, 22(3), 462.
68. Sennerby, L. and Meredith, N. (2008). Implant stability measurements using resonance frequency analysis: biological and biomechanical aspects and clinical implications. *Periodontology 2000*, 47(1), 51-66.
69. Türker, M. ve Yücetaş Ş. (2004). *Ağız, diş, çene hastalıkları ve cerrahisi* (3. Baskı). Ankara: Özyurt Matbaacılık, 501-533.
70. Aktaş, Ü. K. A. (2010). Dental implant cerrahisinde anatomik oluşumların önemi. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences Special Topics*, 1(1), 8-15.
71. Misch, K. and Wang, H. L. (2008). Implant surgery complications: etiology and treatment. *Implant Dentistry*, 17(2), 159-168.
72. Choquet, V., Hermans, M., Adriaenssens, P., Daelemans, P., Tarnow, D. P. and Malevez, C. (2001). Clinical and radiographic evaluation of the papilla level adjacent to single-tooth dental implants. A retrospective study in the maxillary anterior region. *Journal of Periodontology*, 72(10), 1364-1371.

73. Tarnow, D., Cho, S. C. and Wallace, S. S. (2000). The effect of inter-implant distance on the height of inter-implant bone crest. *Journal of Periodontology*, 71(4), 546-549.
74. Heller, A. A. and Shankland, W. E. (2001). Alternative to the inferior alveolar nerve block anesthesia when placing mandibular dental implants posterior to the mental foramen. *Journal of Oral Implantology*, 27(3), 127-133.
75. Goodacre, C.J., Bernal, G., Rungcharassaeng, K. and Kan, J.Y.K. (2003). Clinical complications with implants and implant prostheses. *Journal of Prosthetic Dentistry* 90(2), 121-132.
76. Park, S. H. and Wang, H. L. (2005). Implant reversible complications: Classification and treatments. *Implant Dentistry*, 14(3), 211-220.
77. Ayangco, L. and Sheridan, P. J. (2001). Development and treatment of retrograde peri-implantitis involving a site with a history of failed endodontic and apicoectomy procedures: a series of reports. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 16(3), 412-417.
78. Eriksson, A. R. and Albrektsson, T. (1983). Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital-microscopic study in the rabbit. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 50(1), 101-107.
79. Stellingsma, C., Vissink, A., Meijer, H. J. A., Kuiper, C. and Raghoobar, G. M. (2004). Implantology and the severely resorbed edentulous mandible. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 15(4), 240-248.
80. Minichetti, J. C. (2003). Analysis of HA-coated subperiosteal implants. *Journal of Oral Implantology*, 29(3), 111-116.
81. Paton, G., Fuss, J. and Goss, A. N. (2002). The transmandibular implant: A 5-and 15-year single-center study. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 60(8), 851-857.
82. Lee, J. H., Frias, V., Lee, K. W. and Wright, R. F. (2005). Effect of implant size and shape on implant success rates: a literature review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 94(4), 377-381.
83. Winkler, S., Morris, H. F. and Ochi, S. (2000). Implant survival to 36 months as related to length and diameter. *Annals of Periodontology*, 5(1), 22-31.
84. Olate, S., Lyrio, M. C. N., de Moraes, M., Mazzonetto, R. and Moreira, R. W. F. (2010). Influence of diameter and length of implant on early dental implant failure. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 68(2), 414-419.
85. Al-Johany, S. S., Al Amri, M. D., Alsaeed, S. and Alalola, B. (2017). Dental implant length and diameter: a proposed classification scheme. *Journal of Prosthodontics*, 26(3), 252-260.
86. Kong, L., Zhao, Y., Hu, K., Li, D., Zhou, H., Wu, Z. and Liu, B. (2009). Selection of the implant thread pitch for optimal biomechanical properties: A three-dimensional finite element analysis. *Advances in Engineering Software*, 40(7), 474-478.

87. Friberg, B., Sennerby, L., Meredith, N. and Lekholm, U. (1999). A comparison between cutting torque and resonance frequency measurements of maxillary implants: A 20-month clinical study. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 28(4), 297-303.
88. Kohn, D. H. (1992). Overview of factors important in implant design. *The Journal of Oral Implantology*, 18(3), 204-219.
89. Newman, M. G., Takei, H., Klokkevold, P. R. and Carranza, F. A. (2011). *Carranza's clinical periodontology*. St. Louis: Elsevier, 626-662.
90. Sykaras, N., Iacopino, A. M., Marker, V. A., Triplett, R. G. and Woody, R. D. (2000). Implant materials, designs, and surface topographies: their effect on osseointegration. A literature review. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 15(5), 675-690.
91. Ogle, O. E. (2015). Implant surface material, design, and osseointegration. *Dental Clinics*, 59(2), 505-520.
92. Cionca, N., Hashim, D. and Mombelli, A. (2017). Zirconia dental implants: where are we now, and where are we heading?. *Periodontology 2000*, 73(1), 241-258.
93. Duymuş, Z. Y. and Güngör, H. (2013). Dental implant materyalleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 23(1), 145-152.
94. Juodzbalsys, G. and Kubilius, M. (2013). Clinical and radiological classification of the jawbone anatomy in endosseous dental implant treatment. *Journal of Oral & Maxillofacial Research*, 4(2), 1-17.
95. Pavlou, D. G. (2015). *An overview of the finite element method. Essentials finite element method*. Academic Press, 1-18.
96. Weinstein, A. M., Klawitter, J. J., Anand, S. C. and Schuessler, R. (1976). Stress analysis of porous rooted dental implants. *Journal of Dental Research*, 55(5), 772-777.
97. Koriath, T. W. P. and Versluis, A. (1997). Modeling the mechanical behavior of the jaws and their related structures by finite element (FE) analysis. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 8(1), 90-104.
98. Van Oosterwyck, H., Duyck, J., Vander Sloten, J., Van der Perre, G., De Coomans, M., Lieven, S., Puers, R. and Naert, I. (1998). The influence of bone mechanical properties and implant fixation upon bone loading around oral implants. *Clinical Oral Implants Research*, 9(6), 407-418.
99. Geng, J. P., Tan, K. B. and Liu, G. R. (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(6), 585-598.
100. DeTolla, D.H., Andreana, S., Patra, A., Buhite, R. and Comella, B. (2000). Role of the finite element model in dental implants. *Journal of Oral Implantology*, 26(2), 77-81.

101. Küçük Kurt, S. (2018). Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ve dental implantoloji alanında yapılan araştırmalar. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 29(4), 701-710.
102. Hamedirad, F., Ghaffari, T. and Mehanfar, N. (2018). Evaluation of stress distribution in bone and three-unit fixed implant-supported prostheses with zirconia and titanium abutments: A 3D finite element analysis. *Journal of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects*, 12(4), 258.
103. Nelson, S. J. (2014). *Wheeler's Dental Anatomy, Physiology and Occlusion-E-Book*. St. Louis: Elsevier, 97-108.
104. Bueche, F. J. and Jerde, D. A. (1988). *Principles of physics*. New York: McGraw-Hill.
105. Çağlar, A., Turhan Bal, B., Karakoca, S., Aydın, C., Yılmaz, H. and Sarısoy, Ş. (2011). Three-dimensional finite element analysis of titanium and yttrium-stabilized zirconium dioxide abutments and implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 26(5), 961-969.
106. Bal, B. T., Çağlar, A., Aydın, C., Yılmaz, H., Bankoğlu, M. and Eser, A. (2013). Finite element analysis of stress distribution with splinted and nonsplinted maxillary anterior fixed prostheses supported by zirconia or titanium implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 28(1), 27-38.
107. Chen, J., Zhang, Z., Chen, X. and Zhang, X. (2017). Influence of custom-made implant designs on the biomechanical performance for the case of immediate post-extraction placement in the maxillary esthetic zone: a finite element analysis. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 20(6), 636-644.
108. Mello, C. C., Junior, J. F. S., Lemos, C. A., Galhano, G. A., Evangelisti, E., Scotti, R., Verri, F.R. and Pellizzer, E. P. (2019). Evaluation of the accuracy and stress distribution of 3-unit implant supported prostheses obtained by different manufacturing methods. *Materials Science and Engineering: C*, 102, 66-74.
109. Poletto-Neto, V., Tretto, P. H. W., Zen, B. M., Bacchi, A. and Dos Santos, M. B. F. (2019). Influence of implant inclination and prosthetic abutment type on the biomechanics of implant-supported fixed partial dentures. *Journal of Oral Implantology*, 45(5), 343-350.
110. Meriç, G., Erkmen, E., Kurt, A., Eser, A. and Oezden, A. U. (2012). Biomechanical comparison of two different collar structured implants supporting 3-unit fixed partial denture: a 3-D FEM study. *Acta Odontologica Scandinavica*, 70(1), 61-71.
111. Wolfart, M., Wolfart, S. and Kern, M. (2006). Retention forces and seating discrepancies of implant-retained castings after cementation. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 21(4), 519-525.
112. Hsu, M. L., Chen, F. C., Kao, H. C. and Cheng, C. K. (2006). Influence of off-axis loading upon an anterior maxillary implant: A 3-dimensional finite element analysis. *Journal of Biomechanics*, 39, S566.

113. Çağlar, A., Bal, B. T., Aydin, C., Yilmaz, H. and Özkan, S. (2010). Evaluation of stresses occurring on three different zirconia dental implants: three-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 25(1), 95-103.
114. Zarei, M., Jahangirnezhad, M., Yousefimanesh, H., Robati, M. and Robati, H. (2018). A comparative study on the stress distribution around dental implants in three arch form models for replacing six implants using finite element analysis. *Journal of Indian Society of Periodontology*, 22(2), 127.
115. Anand, B., Kumar, D., Aeran, H., Anand, V., Gulati, M. and Bahuguna, R. (2013). Evaluation of stress patterns in bone around dental implant for different abutment angulations under axial and oblique loading: A finite element analysis. *National Journal of Maxillofacial Surgery*, 4(1), 46.
116. Helkimo, E., Carlsson, G. E. and Helkimo, M. (1977). Bite force and state of dentition. *Acta Odontologica Scandinavica*, 35(6), 297-303.
117. Verri, F. R., Júnior, S., Ferreira, J., Almeida, D. A. D. F., Verri, A. C. G., de Souza Batista, V. E., Lemos, C. A. A., Noritomi, P. Y. and Pellizzer, E. P. (2015). Three-dimensional finite element analysis of anterior single implant-supported prostheses with different bone anchorages. *The Scientific World Journal*, 2015, 1-10.
118. Borie, E., Orsi, I. A., Yoshito Noritomi, P. and Takanori Kemmoku, D. (2016). Three-Dimensional Finite Element Analysis of the Biomechanical Behaviors of Implants with Different Connections, Lengths, and Diameters Placed in the Maxillary Anterior Region. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 31(1), 101-110.
119. Rieger, M. R., Fareed, K., Adams, W. K. and Tanquist, R. A. (1989). Bone stress distribution for three endosseous implants. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 61(2), 223-228.
120. Van Staden, R. C., Guan, H. and Loo, Y. C. (2006). Application of the finite element method in dental implant research. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 9(4), 257-270.
121. Sütpideler, M., Eckert, S. E., Zobitz, M. and An, K. N. (2004). Finite element analysis of effect of prosthesis height, angle of force application, and implant offset on supporting bone. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 19(6), 819-825.
122. Ismail, Y. H., Pahountis, L. N. and Fleming, J. F. (1987). Comparison of two-dimensional and three-dimensional finite element analysis of a blade implant. *The International Journal of Oral Implantology: Implantologist*, 4(2), 25.
123. Porrua, A. R., Rodríguez, Y. P., Soris Rodríguez, L. M., Acosta, O. P. and González, J. E. (2020). The effect of diameter, length and elastic modulus of a dental implant on stress and strain levels in peri-implant bone: a 3D finite element analysis. *Bio-Medical Materials and Engineering*, (Preprint), 1-18.

124. Bataineh, K. and Al Janaideh, M. (2019). Effect of different biocompatible implant materials on the mechanical stability of dental implants under excessive oblique load. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 21(6), 1206-1217.
125. Ferraz, C. C., Barros, R. M., Ferraz, F. C., Mundstock, Á. A. and Maior, B. S. (2019). Analysis of stress distribution in ceramic and titanium implants in alveolar sockets of the anterior region of the maxilla. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 11(10), 850-857.
126. Satyanarayana, T. S., Rai, R., Subramanyam, E., Illango, T., Mutyala, V. and Akula, R. (2019). Finite element analysis of stress concentration between surface coated implants and non surface coated implants-An in vitro study. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 11(8), 713-720.
127. İnan, Ö., Sevimay, M., Eraslan, O. and Eskitaşcıoğlu, G. (2009). Comparison of finite element and photoelastic stress analysis methods. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, 15(2), 93-101.
128. Assunção, W. G., Barao, V. A. R., Tabata, L. F., Gomes, E. A., Delben, J. A. and dos Santos, P. H. (2009). Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. *Journal of Craniofacial Surgery*, 20(4), 1173-1177.
129. Karl, M., Dickinson, A., Holst, S. and Holst, A. (2009). Biomechanical methods applied in dentistry: a comparative overview of photoelastic examinations, strain gauge measurements, finite element analysis and three-dimensional deformation analysis. *The European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, 17(2), 50-57.
130. Sevimay, M., Turhan, F., Kiliçarslan, M. A. and Eskitascioglu, G. (2005). Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 93(3), 227-234.
131. Baggi, L., Cappelloni, I., Di Girolamo, M., Maceri, F. and Vairo, G. (2008). The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 100(6), 422-431.
132. Bonnet, A. S., Postaire, M. and Lipinski, P. (2009). Biomechanical study of mandible bone supporting a four-implant retained bridge: finite element analysis of the influence of bone anisotropy and foodstuff position. *Medical Engineering & Physics*, 31(7), 806-815.
133. Carlsson, G. E. and Omar, R. (2010). The future of complete dentures in oral rehabilitation. A critical review. *Journal of Oral Rehabilitation*, 37(2), 143-156.
134. Cinel, S., Celik, E., Sagirkaya, E. and Sahin, O. (2018). Experimental evaluation of stress distribution with narrow diameter implants: A finite element analysis. *The Journal of prosthetic dentistry*, 119(3), 417-425.
135. More, S. T. and Bindu, R. S. (2015). Effect of mesh size on finite element analysis of plate structure. *Int. J. Eng. Sci. Innovative Technol*, 4(3), 181-185.

136. Bölükbaşı, N. and Yenyol, S. (2015). Number and localization of the implants for the fixed prosthetic reconstructions: on the strain in the anterior maxillary region. *Medical Engineering & Physics*, 37(4), 431-445.
137. Güngör, M. B. and Yılmaz, H. (2016). Evaluation of stress distributions occurring on zirconia and titanium implant-supported prostheses: A three-dimensional finite element analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 116(3), 346-355.
138. Tada, S., Stegaroiu, R., Kitamura, E., Miyakawa, O. and Kusakari, H. (2003). Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 18(3), 357-368.
139. Ishigaki, S., Nakano, T., Yamada, S., Nakamura, T. and Takashima, F. (2003). Biomechanical stress in bone surrounding an implant under simulated chewing. *Clinical Oral Implants Research*, 14(1), 97-102.
140. Eskitascioglu, G., Usumez, A., Sevimay, M., Soykan, E. and Unsal, E. (2004). The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 91(2), 144-150.
141. Himmlova, L., Kácovský, A. and Konvičková, S. (2004). Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 91(1), 20-25.
142. Rodríguez-Ciurana, X., Vela-Nebot, X., Segalà-Torres, M., Rodado-Alonso, C., Méndez-Blanco, V. and Mata-Bugueroles, M. (2009). Biomechanical repercussions of bone resorption related to biologic width: a finite element analysis of three implant-abutment configurations. *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 29(5), 479.
143. Koca, O. L., Eskitascioglu, G. and Usumez, A. (2005). 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. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 93(1), 38-44.
144. Fanuscu, M. I., Vu, H. V. and Poncelet, B. (2004). Implant biomechanics in grafted sinus: a finite element analysis. *Journal of Oral Implantology*, 30(2), 59-68.
145. Lee, J. I., Lee, Y., Kim, Y. L. and Cho, H. W. (2016). Effect of implant number and distribution on load transfer in implant-supported partial fixed dental prostheses for the anterior maxilla: A photoelastic stress analysis study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(2), 161-169.
146. Corrêa, C. B., Margonar, R., Noritomi, P. Y. and Vaz, L. G. (2014). Mechanical behavior of dental implants in different positions in the rehabilitation of the anterior maxilla. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 111(4), 301-309.

147. Hasan, I., Heinemann, F., Reimann, S., Keilig, L. and Bourauel, C. (2011). Finite element investigation of implant-supported fixed partial prosthesis in the premaxilla in immediately loaded and osseointegrated states. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 14(11), 979-985.
148. Ramos Verri, F., Santiago Jr, F., Faria Almeida, D. A., de Souza Batista, V. E., Araujo Lemos, C. A., Cantieri Mello, C. and Piza Pellizzer, E. (2017). Biomechanical Three-Dimensional Finite Element Analysis of Single Implant-Supported Prostheses in the Anterior Maxilla, with Different Surgical Techniques and Implant Types. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 32(4), 191-198.
149. Lee, J. S., Cho, I. H., Kim, Y. S., Heo, S. J., Kwon, H. B. and Lim, Y. J. (2012). Bone-implant interface with simulated insertion stress around an immediately loaded dental implant in the anterior maxilla: a three-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 27(2), 295-302.
150. Petrie, C. S. and Williams, J. L. (2005). Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest: A three-dimensional finite-element analysis. *Clinical Oral Implants Research*, 16(4), 486-494.
151. Osman, R. B., Elkhadem, A. H., Ma, S. and Swain, M. V. (2013). Titanium versus zirconia implants supporting maxillary overdentures: three-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 28(5), 198-208.
152. Kohal, R. J., Papavasiliou, G., Kamposiora, P., Tripodakis, A. and Strub, J. R. (2002). Three-dimensional computerized stress analysis of commercially pure titanium and yttrium--partially stabilized zirconia implants. *International Journal of Prosthodontics*, 15(2), 189-194.
153. Mobilio, N., Stefanoni, F., Contiero, P., Mollica, F. and Catapano, S. (2013). Experimental and numeric stress analysis of titanium and zirconia one-piece dental implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 28(3), 135-142.
154. Skalak, R. (1983). Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 49(6), 843-848.
155. Bergkvist, G., Simonsson, K., Rydberg, K., Johansson, F. and Dérand, T. (2008). A finite element analysis of stress distribution in bone tissue surrounding uncoupled or splinted dental implants. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 10(1), 40-46.
156. Şahin, S., Cehreli, M. C. and Yalçın, E. (2002). The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses-a review. *Journal of Dentistry*, 30(7-8), 271-282.
157. Möllers, K., Pätzold, W., Parkot, D., Kirsten, A., Güth, J. F., Edelhoff, D. and Fischer, H. (2011). Influence of connector design and material composition and veneering on the stress distribution of all-ceramic fixed dental prostheses: a finite element study. *Dental Materials*, 27(8), 171-175.

158. Kollar, A., Huber, S., Mericske, E. and Mericske-Stern, R. (2008). Zirconia for teeth and implants: a case series. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 28(5), 479-487.
159. Kohal, R. J. and Klaus, G. (2004). A zirconia implant-crown system: A case report. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 24(2), 146-153.
160. Stanford, C. M. and Brand, R. A. (1999). Toward an understanding of implant occlusion and strain adaptive bone modeling and remodeling. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 81(5), 553-561.
161. Akça, K. and Iplikçioglu, H. (2001). Evaluation of the effect of the residual bone angulation on implant-supported fixed prosthesis in mandibular posterior edentulism part II: 3-D finite element stress analysis. *Implant Dentistry*, 10(4), 238-245.
162. Choi, A. H., Matinlinna, J. and Ben-Nissan, B. (2013). Effects of micromovement on the changes in stress distribution of partially stabilized zirconia (PS-ZrO₂) dental implants and bridge during clenching: A three-dimensional finite element analysis. *Acta Odontologica Scandinavica*, 71(1), 72-81.
163. Avrampou, M., Mericske-Stern, R. and Blatz, M. B. (2012). Virtual implant planning in the edentulous maxilla : criteria for decision making of prosthesis design, *Clinical Oral Implants Research*, 24, 152-159.



ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : İZGİ, Eda
 Uyuğu : T.C.
 Doğum tarihi ve yeri : 21/08/1991 Eskişehir
 Medeni hali : Evli
 Telefon : 05543578814
 E-posta : eda.ucbas@gmail.com



Eğitim Derecesi	Okul/Program	Mezuniyet yılı
Doktora	Gazi Üniversitesi / Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı	Devam Ediyor
Lisans	Ankara Üniversitesi/ Diş Hekimliği Fakültesi	2014
Lise	Eskişehir Anadolu Lisesi	2009

Yabancı Dili

İngilizce

Yayınlar

1. İzgi, E., Simsek, M. B. (2020). Dental implantlarda stabilite ölçüm yöntemleri: Derleme, *Turkish Journal of Clinics and Laboratory*, 11(1), doi: 10.18663/tjcl.619650.
2. İzgi, E., Şimşek, M.B. (2018, 13-17 May). *Conservative approach for mandible condylar fractures: Case report*, Turkish Association of Oral and Maxillofacial Surgery 25th International Scientific Congress, Girne.
3. İzgi, E., Rad, H., Özyurt, A., Şimşek, M.B. (2017, 23-27 May). *Inflammatory odontogenic cyst located in maxillary sinus: A case report*, Turkish Association of Oral and Maxillofacial Surgery 24th International Scientific Congress, Bodrum.
4. İzgi, E., Moharamnejad, N., Bozkaya, S., Yücel, E. (2017, 23-27 May). *Temporomandibular joint ankylosis rehabilitated with gap arthroplasty and temporal muscle flap: A case report*, Turkish Association of Oral and Maxillofacial Surgery 24th International Scientific Congress, Bodrum.
5. Şimşek, B., Moharamnejad, N., İzgi, E. (2016, 26-30 May). *Zygomatic implant for prosthetic rehabilitation of severely atrophic maxilla*, Turkish Association of Oral and Maxillofacial Surgery 23th International Scientific Congress, Bodrum.

6. Delilbaşı, E., Kahraman, S., Yaman, D., İzgi, E., Gültekin, S.E. (2016, 26-30 May). *Pleomorphic adenoma of the maxilla: A case report*, Turkish Association of Oral and Maxillofacial Surgery 23th International Scientific Congress, Bodrum.





GAZİLİ OLMAK AYRICALIKTIR..

