



**DIŞSİZ MANDİBULADA DENTAL İMPLANT YİV ADIMININ VE ŞEKLİNİN STRES
DAĞILIMINA ETKİLERİNİN ÜÇ BOYUTLU SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Göktuğ Sina OKKAN

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

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

HAZİRAN 2015

Dt. Göktuğ Sina OKKAN tarafından hazırlanan “Dişsiz Mandibulada Dental İmplant Yiv Adımının ve Şeklinin Stres Dağılımına Etkilerinin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Analizi ile Değerlendirilmesi” 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. Nur MOLLAOĞLU

Ağız, Diş, Çene Cerrahisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/~~onaylamıyorum~~

.....

Başkan: Prof. Dr. Kemal YAMALIK

Ağız, Diş, Çene Cerrahisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/~~onaylamıyorum~~

.....

Üye: Prof. Dr. Hakan TERZİOĞLU

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/~~onaylamıyorum~~

.....

Üye: Prof. Dr. Mehmet Başar SİNİK

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/~~onaylamıyorum~~

.....

Üye: Doç. Dr. Mustafa Yiğit SİĞİRK

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/~~onaylamıyorum~~

.....

Tez Savunma Tarihi: 03.. / 06 / 2015

Jüri tarafından kabul edilen bu tezin Doktora Tezi olması için gerekli şartları yerine getirdiğini onaylıyorum.

Doç. Dr. Ufuk KOCA ÇALIŞKAN

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.

Göktuğ Sina OKKAN

DİŞSİZ MANDİBULADA DENTAL İMPLANT YİV ADIMININ VE ŞEKLİNİN STRES DAĞILIMINA ETKİLERİNİN ÜÇ BOYUTLU SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ

(Doktora Tezi)

Göktuğ Sina OKKAN

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Haziran 2015

ÖZET

Tam ya da kısmi dişsiz çenelerin protez ile rehabilitasyonunda implant destekli protezlerin kullanımı oral estetiği ve fonksiyonu tamamlaması açısından yıllardır güvenilir bir method olarak bilinmektedir. Daimi dişlerden farklı olarak osseointegre implantlar üzerlerine gelen okluzal yükleri direkt olarak çevresindeki kemiğe iletirler. Bu durum üretici firmaları değişik implant dizaynları üreterek yük iletimini optimize etmeye yönlendirmiştir. Bu amaçla dental implantların geometrilerinin değişmesinin kemiğe iletilen yükü nasıl etkilediğini anlama ihtiyacı doğmuştur. Bu araştırmada tam dişsiz mandibulada iki adet implant kullanılarak yapılacak hareketli protezlerin ilettiği yüklerin implant makrogeometrisinden(yiv şekli, yiv adımı) etkilenebileceği ve bu durumun çalışma sonrası varılan sonuçlara bağlı olarak uygulama öncesi implant seçimine yön verebileceği hipotezinden yola çıkılarak implant destekli *overdenture* (İDO) endikasyonu olan tam dişsiz mandibulaya sahip hastalardan alınan bilgisayarlı tomografi (BT) görüntü kayıtları kullanılmış ve üç boyutlu sanal bir model oluşturulmuştur. Oluşturulan sanal mandibula modeli üzerine V ve tersine payanda yiv şekline sahip toplam altı implant kullanılarak altı model elde edilmiştir. V şekilli yive sahip implantlar A grubu modeller içinde, tersine payanda şekilli yive sahip implantlar ise B grubu modeller içinde incelenmiştir. Her model üzerine implantların uzun aksına belirlenen miktarda oblik ve vertikal olacak şekilde kuvvet uygulanmıştır. Yapılan stres analizleri sonucunda implant yiv şeklinin kortikal kemikte oluşan stresleri daha çok etkilediği fakat spongios kemikte oluşan streslerin implant yiv şeklinden bağımsız olarak değiştiği gözlenmiştir. Ayrıca B grubu modellerin kortikal kemikte daha fazla sıkışma kuvvetine neden olduğu saptanmıştır. İmplant yiv adımındaki değişimin ise gerilme streslerini etkilediği izlenmiştir. Spongios kemikte yiv adımındaki artış ile gerilme stresleri arasında doğru orantılı ilişki saptanmıştır.

Bilim Kodu : 1003

Anahtar Kelimeler : Yiv adımı, yiv şekli, sonlu elemanlar stres analizi, *overdenture* protez, dental implant

Sayfa Adedi : 117

Danışman : Prof. Dr. Nur MOLLAOĞLU

THE DETERMINATION OF THREAD PITCH AND THREAD SHAPE ON STRESSES IN
EDENTULOUS MANDIBLE BY THREE DIMENSIONAL FINITE ELEMENT ANALYSIS

(PhD. Thesis)

Göktuğ Sina OKKAN

GAZİ UNIVERSITY
INSTITUTE OF HEALTH SCIENCES

June 2015

ABSTRACT

The use of implant supported prosthesis in the rehabilitation of function and esthetics in total or partial edentulous jaws has been accepted as a reliable method since many years. Osseointegrated dental implants transfers occlusal loads directly to the surrounding bone. Therefore, implant manufacturers have still been working on their brand design in order to optimize the stress transfer. Effects of dental implant geometry on the load transfer has still been under investigation for further stress optimization. In this study, Dental implants with two different thread shapes (v thread and reverse buttress thread) are investigated in order to find the effects of different thread shapes and thread pitches on dental implants and alveolar bone in case of two implant supported overdenture prosthesis used in edentulous mandible by using three dimensional finite element analysis method. Six different dental implants are used in six different models, and two groups are created according to their thread shapes. The implants with V thread shape are investigated in models of Group A, while implants with reverse buttress shaped thread are investigated in models of Group B. Vertical and oblique loads are applied to each implant in order to evaluate tensile (P_{maximum}), compressive (P_{minimum}) and Von Mises stresses. It is found out that the stresses observed in cancellous bone are independent from thread shape while the thread shape effects stresses mostly the cortical bone. In cortical bone compressive stresses (P_{minimum}) were observed to be higher in Group B Than in Group A. Moreover, the thread pitch effects mostly tensile stresses (P_{maximum}) and the increase of thread pitch was found to be in positive correlation by the magnitude of tensile stresses in cancellous bone in both Group A and B.

Science Code : 1003

Key Words : Thread pitch, thread shape, finite element analysis, overdenture prosthesis, dental implant

Page Number : 117

Supervisor : Prof. Dr. Nur MOLLAOĞLU

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince bana her konuda yol gösterip, değerli fikirlerini paylaşan, tez çalışmam boyunca sabrını, hoşgörüsünü, yardımını ve desteğini esirgemeyen, insani ve ahlaki değerleri ile hem hekimlik mesleğine hem de hayata yaklaşımıyla hep örnek alacağım, birlikte çalışmaktan onur duyduğum değerli hocam ve danışmanım Prof. Dr. Nur Mollaoğlu'na,

Tezim süresince bilgisini ve desteğini yanımda hissettiğim, tecrübeleriyle yolumu aydınlatan kıymetli hocam sayın Prof. Dr. Hakan Terzioğlu'na ,

Doktora eğitimim süresince bana yol gösteren desteklerini esirgemeyen kıymetli anabilim dalı hocalarıma,

Koşulsuz sevgisi ve desteğini hep yüreğimde hissettiğim, yoğun çalışma dönemimde her türlü nazıma sabırla katlanan, en büyük zenginliğim, hayat arkadaşım Güneş Neslihan OKKAN'a ,

Sonsuz emek ve sevgisiyle beni bugünlere getiren, eğitim ve öğretim hayatım boyunca her konudaki anlayışı ve sevgisiyle hep yanımda olan, haklarını asla ödeyemeyeceğim sevgili annem, babam ve kardeşime,

Her koşulda yardımlarını aldığım, değerli fikirlerine ve sevgilerine her zaman ihtiyaç duyduğum sevgili ailem Habibe ve Hamit Özkan'a ,

İhtiyaç duyduğumda yardımları ve dostluklarıyla yanımda olan başta Dr.Dt. Kaan Hamurcu, Dr.Dt. Sercan Küçükkurt, Dt. Nilay Bilgin, Dr.Dt. Elif Peker, Dr.Dt. Onur Ademhan, Dr.Dt. Aslı Ayaz, Dr.Dt. Gizem Dimililer, Dr.Dt. Can Tükel, Dt. Murat Özle ve Dr. Dt. Mustafa Özcan olmak üzere doktora hayatımı katlanılır kılan, dostluklarından her zaman keyif aldığım çok sevgili araştırma görevlisi arkadaşlarıma,

Çalışmamda modellerin bilgisayar ortamında hazırlanmasını sağlayan ve analizini yapan Sayın Ahmet Kurt'a sonsuz teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT	v
TEŞEKKÜR	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ	xi
ŞEKİLLERİN LİSTESİ	xii
SİMGELER VE KISALTMALAR	xviii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Alveolar Kemik Yapısı	3
2.2. Alveolar Kemik Rezorpsiyonu ve Şekillenmesi	3
2.3. Alveolar Kemiğin Sınıflandırılması	5
2.3.1. Kemik miktarı açısından alveolar kemiğin sınıflandırılması.....	5
2.3.2. Kemik yoğunluğu açısından alveolar kemiğin sınıflandırılması	5
2.4. Dental İmplant Tanımı ve Çeşitleri	7
2.4.1. Subperiosteal (Kemik Üzeri) implantlar	7
2.4.2. Transosseöz implantlar	8
2.4.3. Endosteal (Kemik İçi) implantlar	8
2.5. Dişsiz Mandibulada Tedavi Yöntemleri	9
2.5.1. İmplant endikasyonları	11
2.5.2. İmplant kontrendikasyonları	11
2.5.3. İmplant üstü tedavi seçenekleri	12
2.6. Kemik- implant ara yüzeyi ve osseointegrasyon	13
2.7. Kemik Yoğunluğu	15

	Sayfa
2.8. Kemiğin Mekanik Strese Yanıtı	16
2.9. İmplant Makrogeometrisi	18
2.9.1. İmplant çapı	19
2.9.2. İmplant uzunluğu	20
2.9.3. Yiv geometrisi	21
2.9.4. İmplant yüzey özellikleri	23
2.10. İmplant Materyalinin Seçimi	25
2.11. Dental İmplantolojide Biyomekanik Kavramlar	26
2.11.1. Kuvvet	27
2.11.2. Stres (Gerilim).....	27
2.11.3. Strain (Gerinim)	28
2.11.4. Elastikiyet modülü (Young Modülü)	29
2.11.5. Poisson oranı	29
2.11.6. Elastik sınır limit	30
2.11.7. Yield Stres	30
2.12. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi	30
2.12.1. Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin avantajları	33
2.12.2. Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin dezavantajları	34
2.12.3. sonlu elemanlar stres analizi yönteminde çözüm tekniği	34
3. GEREÇ VE YÖNTEM	37
3.1. İmplantların ve Protetik Üst Yapıların Modellenmesi	37
3.2. Dişsiz Mandibulanın Modellenmesi	38
3.3. Sonlu Elemanlar Stres Analizinde Kullanılacak Üç Boyutlu Modellerin Oluşturulması	39
3.3.1. A grubuna ait modeller	39

	Sayfa
3.3.2. B grubuna ait modeller	41
3.4. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi	43
3.5. Sistemin Birleştirilmesi	44
3.6. Modellere Uygulanan Sınır Koşulları	44
3.7. Materyal Özellikleri	44
3.8. Yükleme Koşulları	45
3.9. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Programında Analiz Sonuçlarının Elde Edilmesi ..	46
4. BULGULAR	49
4.1. A Grubu Modellerde Ölçülen Stres Değerleri	49
4.1.1. Grup A1 (Model 1)	49
4.1.2. Grup A2 (Model 2)	53
4.1.3. Grup A3 (Model 3)	57
4.2. B Grubu Modellerde Ölçülen Stres Değerleri	62
4.2.1. Grup B1 (Model 4)	62
4.2.2. Grup B2 (Model 5)	66
4.2.3. Grup B3 (Model 6)	70
4.3. Tüm Modellerde Karşılaştırmalı Stres Değerleri	74
4.3.1. Vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmax stres değerleri	74
4.3.2. Vertikal yükleme sonucu spongios kemikte oluşan Pmax stres değerleri ...	75
4.3.3. Vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmin stres değerleri	76
4.3.4. Vertikal yükleme sonucu Spongios kemikte oluşan Pmin stres değerleri.....	77
4.3.5. Oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmax stres değerleri	78
4.3.6. Oblik yükleme sonucu spongios kemikte oluşan Pmax stres değerleri	79
4.3.7. Oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmin stres değerleri	80
4.3.8. Oblik yükleme sonucu Spongios kemikte oluşan Pmin stres değerleri.....	81

Sayfa

4.3.9. Vertikal yükleme sonucu implantlar üzerinde oluşan von Mises stres değerleri.....	82
4.3.10. Oblik yükleme sonucu implantlar üzerinde oluşan von Mises stres değerleri.....	83
4.4. Tüm Modellerde Oluşan Stres Değerlerinin Yiv Adımı ile Karşılaştırılması	84
4.4.1. Kortikal kemikte oluşan pmax stres değerlerinin yiv adımı ile karşılaştırılması	84
4.4.2. Kortikal kemikte oluşan pmin stres değerlerinin yiv adımı ile karşılaştırılması	85
4.4.3. Spongios kemikte oluşan pmax stres değerlerinin yiv adımı ile karşılaştırılmas	85
4.4.4. Spongios kemikte oluşan pmax stres değerlerinin yiv adımı ile karşılaştırılmas	86
4.4.5. İmplantlarda oluşan von mises stres değerlerinin yiv adımı ile karşılaştırılmas	87
5. TARTIŞMA	89
6. SONUÇLAR	101
KAYNAKLAR	103
ÖZGEÇMİŞ	117

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 3.1. Modellerde Kullanılan implantların marka, çap, boy ve yiv özellikleri.....	38
Çizelge 3.2. Çalışmada kullanılan materyal özellikleri	45
Çizelge 4.1. Vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmax stres değerleri.....	74
Çizelge 4.2. Vertikal yükleme sonucu spongios kemikte oluşan Pmax stres değerleri ..	75
Çizelge 4.3. Vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmin stres değerleri	76
Çizelge 4.4. Vertikal yükleme sonucu spongios kemikte oluşan Pmin stres değerleri ...	77
Çizelge 4.5. Oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmax stres değerleri.....	78
Çizelge 4.6. Oblik yükleme sonucu spongios kemikte oluşan Pmax stres değerleri.....	79
Çizelge 4.7. Oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmin stres değerleri	80
Çizelge 4.8. Oblik yükleme sonucu spongios kemikte oluşan Pmin stres değerleri	81
Çizelge 4.9. Vertikal yükleme sonucu von Mises stres değerleri	82
Çizelge 4.10. Oblik yükleme sonucu von Mises stres değerleri	83

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. İmplant geometrisi	22
Şekil 3.1. Grup A1 (Model 1).....	40
Şekil 3.2. Grup A2 (Model 2).....	40
Şekil 3.3. Grup A3 (Model 3).....	41
Şekil 3.4. Grup B1 (Model 4).....	42
Şekil 3.5. Grup B2 (Model 5).....	42
Şekil 3.6. Grup B3 (Model 6).....	43
Şekil 3.7. Vertikal yükleme.....	46
Şekil 3.8. Oblik yükleme.....	46
Şekil 4.1. Model 1’de vertikal yükleme sonucu kortikal ve spongioz kemikte oluşan stresler.....	49
Şekil 4.2. Model 1’de vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmax ve Pmin stres dağılımları	50
Şekil 4.3. Model 1’de vertikal yükleme sonucu spongioz kemikte oluşan Pmax ve Pmin stres dağılımları	50
Şekil 4.4. Model 1’de vertikal yükleme sonucu oluşan Pmax ve Pmin stres dağılımları.....	51
Şekil 4.5. Model 1’de vertikal yükleme sonucunda implant üzerinde oluşan von Mises stres dağılımları.....	51
Şekil 4.6. Model 1’de oblik yükleme sonucu kortikal ve spongioz kemikte oluşan stresler.....	51
Şekil 4.7. Model 1’de oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmax ve Pmin stres dağılımları	52
Şekil 4.8. Model 1’de oblik yükleme sonucu spongioz kemikte oluşan Pmax ve Pmin stres dağılımları	52
Şekil 4.9. Model 1’den alınan sagittal kesitte oblik yükleme sonucu kemikte ve implant-kemik arayüzünde izlenen Pmax ve Pmin stres dağılımları.....	53

Şekil	Sayfa
Şekil 4.10. Model 1’de oblik yükleme sonucunda implant üzerinde oluşan von Mises stres dağılımları	53
Şekil 4.11. Model 2’de vertikal yükleme sonucu kortikal ve spongios kemikte oluşan stresler	54
Şekil 4.12. Model 2’de vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmax ve Pmin (Kahverengi) stres dağılımları	54
Şekil 4.13. Model 2’de vertikal yükleme sonucu spongios kemikte oluşan Pmax ve Pmin stres dağılımları.....	55
Şekil 4.14. Model 2’den alınan sagittal kesitte vertikal yükleme sonucu kemikte ve implant-kemik arayüzünde izlenen Pmax ve Pmin stres dağılımları	55
Şekil 4.15. Model 2’de vertikal yükleme sonucunda implant üzerinde oluşan von Mises stres dağılımları	55
Şekil 4.16. Model 2’de oblik yükleme sonucu kortikal ve spongios kemikte oluşan stresler	56
Şekil 4.17. Model 2’de oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmax ve Pmin (Kahverengi) stres dağılımları	56
Şekil 4.18. Model 2’de oblik yükleme sonucu spongios kemikte oluşan Pmax ve Pmin stres dağılımları.....	57
Şekil 4.19. Model 2’den alınan sagittal kesitte oblik yükleme sonucu kemikte ve implant-kemik arayüzünde izlenen Pmax ve Pmin stres dağılımları	57
Şekil 4.20. Model 2’de oblik yükleme sonucunda implant üzerinde oluşan von Mises stres dağılımları.....	57
Şekil 4.21. Model 3’de vertikal yükleme sonucu kortikal ve spongios kemikte oluşan stresler	58
Şekil 4.22. Model 3’de vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmax ve Pmin stres dağılımları.....	58
Şekil 4.23. Model 3’de vertikal yükleme sonucu spongios kemikte oluşan Pmax ve Pmin stres dağılımları.....	59
Şekil 4.24. Model 3’den alınan sagittal kesitte vertikal yükleme sonucu kemikte ve implant-kemik arayüzünde izlenen Pmax ve Pmin stres dağılımları	59
Şekil 4.25. Model 3’de vertikal yükleme sonucunda implant üzerinde oluşan von Mises stres dağılımları	59

Şekil	Sayfa
Şekil 4.26. Model 3’de oblik yükleme sonucu kortikal ve spongios kemikte oluşan stresler	60
Şekil 4.27. Model 3’de oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmax ve Pmin stres dağılımları.....	60
Şekil 4.28. Model 3’de oblik yükleme sonucu spongios kemikte oluşan Pmax ve Pmin stres dağılımları.....	61
Şekil 4.29. Model 3’den alınan sagittal kesitte oblik yükleme sonucu kemikte ve implant-kemik arayüzünde izlenen Pmax ve Pmin stres dağılımları	61
Şekil 4.30. Model 3’de oblik yükleme sonucunda implant üzerinde oluşan von Mises stres dağılımları.....	61
Şekil 4.31. Model 4’de vertikal yükleme sonucu kortikal ve spongios kemikte oluşan stresler	62
Şekil 4.32. Model 4’de vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmax ve Pmin stres dağılımları.....	63
Şekil 4.33. Model 4’de vertikal yükleme sonucu spongios kemikte oluşan Pmax ve Pmin stres dağılımları.....	63
Şekil 4.34. Model 4’den alınan sagittal kesitte vertikal yükleme sonucu kemikte ve implant-kemik arayüzünde izlenen Pmax ve Pmin stres dağılımları.....	63
Şekil 4.35. Model 4’de vertikal yükleme sonucunda implant üzerinde oluşan von Mises stres dağılımları	63
Şekil 4.36. Model 4’de oblik yükleme sonucu kortikal ve spongios kemikte oluşan stresler	64
Şekil 4.37. Model 4’de oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmax ve Pmin stres dağılımları.....	65
Şekil 4.38. Model 4’de oblik yükleme sonucu spongios kemikte oluşan Pmax ve Pmin stres dağılımları.....	65
Şekil 4.39. Model 4’den alınan sagittal kesitte oblik yükleme sonucu kemikte ve implant-kemik arayüzünde izlenen Pmax ve Pmin stres dağılımları	65
Şekil 4.40. Model 4’de oblik yükleme sonucunda implant üzerinde oluşan von Mises stres dağılımları.....	65
Şekil 4.41. Model 5’de vertikal yükleme sonucu kortikal ve spongios kemikte oluşan stresler	66

Şekil	Sayfa
Şekil 4.42. Model 5’de vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan P_{max} ve P_{min} stres dağılımları.....	67
Şekil 4.43. Model 5’de vertikal yükleme sonucu spongios kemikte oluşan P_{max} ve P_{min} stres dağılımları.....	67
Şekil 4.44. Model 5’den alınan sagittal kesitte vertikal yükleme sonucu kemikte ve implant-kemik arayüzünde izlenen P_{max} ve P_{min} stres dağılımları	67
Şekil 4.45. Model 5’de vertikal yükleme sonucunda implant üzerinde oluşan von Mises stres dağılımları	67
Şekil 4.46. Model 5’de oblik yükleme sonucu kortikal ve spongios kemikte oluşan stresler	68
Şekil 4.47. Model 5’de oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan P_{max} ve P_{min} stres dağılımları.....	69
Şekil 4.48. Model 5’de oblik yükleme sonucu spongios kemikte oluşan P_{max} ve P_{min} stres dağılımları.....	69
Şekil 4.49. Model 5’den alınan sagittal kesitte oblik yükleme sonucu kemikte ve implant-kemik arayüzünde izlenen P_{max} ve P_{min} stres dağılımları	69
Şekil 4.50. Model 5’de oblik yükleme sonucunda implant üzerinde oluşan von Mises stres dağılımları.....	69
Şekil 4.51. Model 6’da vertikal yükleme sonucu kortikal ve spongios kemikte oluşan stresler	70
Şekil 4.52. Model 6’da vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan P_{max} ve P_{min} stres dağılımları.....	71
Şekil 4.53. Model 6’da vertikal yükleme sonucu spongios kemikte oluşan P_{max} ve P_{min} stres dağılımları.....	71
Şekil 4.54. Model 6’dan alınan sagittal kesitte vertikal yükleme sonucu kemikte ve implant-kemik arayüzünde izlenen P_{max} ve P_{min} stres dağılımları	71
Şekil 4.55. Model 6’da vertikal yükleme sonucunda implant üzerinde oluşan von Mises stres değerleri.....	71
Şekil 4.56. Model 6’da oblik yükleme sonucu kortikal ve spongios kemikte oluşan stresler	72
Şekil 4.57. Model 6’da oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan P_{max} ve P_{min} stres dağılımları.....	73

Şekil	Sayfa
Şekil 4.58. Model 6'da oblik yükleme sonucu spongios kemikte oluşan Pmax ve Pmin stres dağılımları.....	73
Şekil 4.59. Model 6'dan alınan sagittal kesitte oblik yükleme sonucu kemikte ve implant-kemik arayüzünde izlenen Pmax ve Pmin stres dağılımları	73
Şekil 4.60. Model 6'da oblik yükleme sonucunda implant üzerinde oluşan von Mises stres dağılımları.....	73
Şekil 4.61. Vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmax streslerin gruplar arası karşılaştırmalı değerleri.....	74
Şekil 4.62. Vertikal yükleme sonucu spongios kemikte oluşan Pmax streslerin gruplar arası karşılaştırmalı değerleri	75
Şekil 4.63. Vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmin streslerin gruplar arası karşılaştırmalı değerleri.....	76
Şekil 4.64. Vertikal yükleme sonucu spongios kemikte oluşan Pmin streslerin gruplar arası karşılaştırmalı değerleri.....	77
Şekil 4.65. Oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmax streslerin gruplar arası karşılaştırmalı değerleri.....	78
Şekil 4.66. Oblik yükleme sonucu spongios kemikte oluşan Pmax streslerin gruplar arası karşılaştırmalı değerleri.....	79
Şekil 4.67. Oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan pmin streslerin gruplar arası karşılaştırmalı değerleri.....	80
Şekil 4.68. Oblik yükleme sonucu spongios kemikte oluşan pmin streslerin gruplar arası karşılaştırmalı değerleri.....	81
Şekil 4.69. Vertikal yükleme sonucu implantlar üzerinde oluşan von Mises streslerin gruplar arası karşılaştırmalı değerleri	82
Şekil 4.70. Oblik yükleme sonucu implantlar üzerinde oluşan von Mises streslerin gruplar arası karşılaştırmalı değerleri	83
Şekil 4.71. Kortikal kemikte oluşan Pmax stres değerlerinin yiv adımı ile karşılaştırılması	84
Şekil 4.72. Kortikal kemikte oluşan Pmin stres değerlerinin yiv adımı ile karşılaştırılması	85
Şekil 4.73. Spongios kemikte oluşan Pmax stres değerlerinin yiv adımı ile karşılaştırılması	86

Şekil	Sayfa
Şekil 4.74. Spongios kemikte oluşan P_{min} stres değerlerinin yiv adımı ile karşılaştırılması	87
Şekil 4.75. İmplantlarda oluşan Von Mises stres değerlerinin yiv adımı ile karşılaştırılması	88

SİMGELER VE KISALTMALAR

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

Simgeler	Açıklama
Ti-6Al-4V	Titanyum Alaşımı
Mm	Milimetre
Pa	Paskal (1pa = N/M ²)
Mpa	Megapaskal (1mpa = 103 Pa)
N	Newton (1n = 0.1kg)
F	Kuvvet
E	Elastikiyet Katsayısı
V	Poisson Oranı
Cm³	Santimetreküp (Hacim Birimi)
Kgf	Kilogram force
CrCo	Krom-Kobalt
NiCr	Nikel-Krom
M	Kütle
A	Alan
a	İvme
S	Stres
σ	Çekme ve Baskı Gerilmesi
τ	Makaslama Gerilmesi

Kısaltmalar	Açıklama
IDO	İmplant Destekli Overdenture
BT	Bilgisayarlı Tomografi
AAID	American Academy of Implant Dentistry
CAD	Computer Aided Design, Bilgisayar Destekli Tasarım
Pmax	Maksimum Asal Stres
Pmin	Minimum Asal Stres

Kısaltmalar**Açıklama****SESA**

Sonlu Elemanlar Stres Analizi

DICOM

Digital Imaging and Communications in Medicine

TPS

Titanyum Plazma Sprey

SLA

Asitleme-Kumlama ile Pürüzlendirilmiş Yüzeyler

HA

Hidroksiapatit Kaplama

1. GİRİŞ

Dental implantlar mandibula ya da maksillada diş eksikliklerini gidermek için veya travma, neoplazi veya konjenital defektler sonucu kaybedilen yapıların onarımında kullanılabilen saf alloplastik materyallerdir. İmplant sözcüğü Latince “in = içersine, içerisinde” ve “planto = ekme, dikme, yerleştirme, gömme” anlamına gelen sözcüklerin birleşiminden oluşmuştur. Anlam olarak ise “bir fonksiyon elde etme amacıyla, uygun bir bölgeye yerleştirilen organik veya inorganik cisim”e verilen addır ve Fransızca’dan diğer dillere geçmiştir [1]. Dental implantlar sıklıkla titanyum alaşımlarından üretilirken günümüzde zirkonyum, seramik, nikel-krom-vanadyum alaşımları da implant endüstrisinde kullanılmaktadır [2].

Tam ya da kısmi dişsiz çenelerin protez ile rehabilitasyonunda implant destekli protezlerin kullanımı oral estetiği ve fonksiyonu tamamlaması açısından yıllardır güvenilir bir method olarak bilinmektedir [3]. Ayrıca kayıp dişlerin ihtiyacının implantlarla karşılanması birçok hastanın yaşam kalitesini arttırmaktadır. İmplant destekli overdenture protezler, retansiyon, stabilite ve fonksiyonu artırarak konvansiyonel protezlere göre üstün özellikler taşırlar.

Osseointegre olmuş implantlar çiğneme açısından doğal dişler gibi işlev görürler çünkü ağız içinde sürekli olarak dinamik ve statik çiğneme kuvvetlerine maruz kalırlar. Daimi dişlerden farklı olarak osseointegre implantlar üzerlerine gelen okluzal yükleri direk olarak çevresindeki kemiğe iletirler. Bu durum üretici firmaları değişik implant dizaynları üreterek yük iletimini optimize etmeye yönlendirmiştir. Bu amaçla dental implantların şekillerinin, geometrilerinin ve eğimlerinin değişmesinin kemiğe iletilen yükü nasıl etkilediğini anlama ihtiyacı doğmuştur [4].

Sonlu elemanlar analizi yöntemi herhangi bir cisimde oluşan streslerin ve deformasyonların numerik olarak belirlenmesinde kullanılan bir analiz methodudur. Dental implantolojide sonlu elemanlar analizi yöntemi dental implanttan ve ona bağlı protezden çevresindeki yumuşak ve sert dokulara iletilen yükü dokuların stres ve gerilme oranlarını göz önünde bulundurarak ölçmeye yaramaktadır. Sonlu elemanlar analizi ile

modellenen objelerin ve dokuların yük transferi açısından ilişkilerini in vitro çalışmalarla ölçmek çoğu zaman mümkün değildir. Sonlu elemanlar analizi yöntemi ile ölçüm yapılabilmesi için sistem kendini oluşturan her bir elemanın mekanik davranışları göz önünde bulundurularak çeşitli denklemler oluşturulur. Bu denklemler özellikle in vitro ölçümün zor olacağı kemik implant temas yüzeyindeki yük transferinin ölçülebilmesi için kullanılır, ama sistemin doğru sonuçlar çıkarması modellere uygulanan sınır koşullarının doğru tanımlanmasına ve materyallere özgü değerlerin doğru hesaplanmasına bağlıdır [5]. Bu çalışmada tam dişsiz mandibulada iki adet implant kullanılarak yapılacak hareketli protezlerin ilettiği yüklerin implant geometrisinden (yiv şekli, yiv adımı) etkilenebileceği ve bu durumun çalışma sonrası varılan sonuçlara bağlı olarak uygulama öncesi tedavi planlamasına ve implant seçimine yön verebileceği hipotezinden yola çıkılarak implant destekli overdenture (IDO) endikasyonu olan tam dişsiz mandibulaya sahip hastalardan daha önce alınmış bilgisayarlı tomografi (BT) görüntü kayıtları kullanılarak üç boyutlu sanal bir model oluşturulmuştur. Oluşturulan sanal mandibula modeli üzerine V ve tersine payanda yiv şekline sahip toplam altı implant kullanılarak altı model elde edilmiştir. Her model üzerine ısırma kuvvetleri simüle etmek üzere implantların uzun aksına belirlenen miktarda oblik ve vertikal olacak şekilde kuvvet uygulanmıştır. Uygulanan kuvvetler sonucu model üzerinde meydana gelen stres değerlerinin büyüklüğü, yoğunluğu ve dağılımı incelenmiştir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Alveolar Kemik Yapısı

Maksilla ve mandibulada dişlerin köklerini barındıran, dişlerin erüpsiyonu sırasında şekillenen, dıştan içe doğru kortikal tabaka, trabeküler tabaka ve alveolar soket (bazal kemik) olarak tabakalara ayrılan özelleşmiş bölgeye alveolar kemik denilir [6]. Uzun kemiklerin gövdesinde ve düz kemiklerin yüzeyinde yeralan, yoğun ve düzenli bir yapı gösteren kortikal kemik vücuttaki toplam kemik dokusunun % 75'ini oluşturur [7]. Bu tabakadaki lamellar kan damarlarını çevreleyecek şekilde ve alveolar kemiğin uzun aksına paralel olacak şekilde uzanırlar ve Havers kanal sistemini oluştururlar. Düz kemiklerin iç kısımlarında ve vertebralarda bulunan trabeküler kemik ise düzensiz ve dar çaplı çok sayıda minik trabekülün birbirine bağlanarak oluşturduğu bir trabekül ağı görüntüsündedir [6].

Dental iskelet yapısı bazal kemik tarafından oluşturulur. Alveolar kemik ilk diş tomurcuklarını çevreleyen “Hertwig epitelyum” kılıfının oluşumu ile şekillenir. Alveolar kemik süt veya daimi dişlerin eksik olduğu durumda oluşmaz. Wolff kanununa göre gelen kuvvetler kemiğin yeniden şekillenmesini (remodeling) etkiler. Kemik afonksiyonel hale geldiğinde iç ve dış yapısında belirgin değişiklikler görülür. Roberts, iskelet sistemindeki %4'lük gerilimin kemiğin devamlılığını sağladığını ve yıkım (rezorpsiyon) ve formasyon aşamalarını dengelediğini bildirmiştir [8].

2.2. Alveolar Kemik Rezorpsiyonu ve Şekillenmesi

Alveolar kemik mandibula ve maksilla üzerinde, dişleri destekleyen özelleşmiş bir bölümdür. Kemik modelasyonu (şekillenmesi) osteoblast ve osteoklastların birbirlerine bağımlı olarak sürdürdükleri ve iskeletin genel yapısını oluşturdukları bir bütündür. Kemik yapı intramembranöz ve endokondral olmak üzere iki yolla şekillenir. Bağ dokusundan osteoblastların salgıladıkları matriksin mineralizasyonu ile olan kemikleşmeye intramembranöz kemikleşme (intramembranöz ossifikasyon) denir. Endokondral kemikleşme (endokondral ossifikasyon) daha önceden bulunan kıkırdak matriksi üzerine

kemik matriksinin çökmesi ve yerleşmesi ile oluşmaktadır. Her iki çeşit kemikleşme şeklinde de, ilk olarak ortaya çıkan kemik dokusu birincil kemik dokusudur. Geçici olan birincil kemik dokusu belirli bir süre sonra ikincil kemik dokusuna yerini bırakır. Kemik sentezi ve yıkımı (yeniden şekillenme) sadece büyüyen kemiklerde görülmez, yetişkinlerde de hızını azaltarak hayat boyu devam eder [9].

Kemik dokusunun hacmindeki denge osteoblastların yeni kemik oluşturma hızı ile osteoklastların kemiği rezorbe etme hızı arasındaki dengeye bağlıdır. Fareler üzerinde yapılan hayvan deneyi çalışmalarında yaş arttıkça kemik kütlesindeki azalmanın osteoblastik aktivitenin azalmasına bağlı olarak gelişen kemik yapımındaki hızın azalmasıyla doğru orantılı olduğu saptanmıştır [10, 11]. Ayrıca yaşa bağlı olarak gelişen kemik rezorpsiyonlarının iskelet sisteminin her yerinde eş seyretmediği, bu farklılığın kemik üzerine gelen streslere bağlı olarak değiştiği izlenmiştir [10]. Metabolik olaylarda diş kökünü çevreleyen alveolar kemik, iskelet sistemindeki diğer kemiklerden farklı karakterde davranmaktadır [10, 12]. Örneğin alveolar kemiğin remodelasyon kapasitesi yüksektir, bu durum fonksiyonel kuvvetler altında dişin pozisyonel adaptasyonunu ve gelişim sırasında dişlerin fizyolojik yer değiştirmelerini kolaylaştırmaktadır [10].

Kemik remodelasyon süreci birden fazla yol izleyerek gerçekleşebilir, bu yolların içerisinde amacını ve işleyişini açıklayabilmek açısından bilim adamlarını en çok zorlayan yol basit multi hücreli birim sürecidir. Multi hücreli birim remodelasyon sürecinde osteoklastlar kemiğin belirli bir bölgesini (lakünü) rezorbe eder, osteoblastlar sonrasında rezorpsiyon sahasını kollajen matriksle doldurur ve bu matriks kademeli olarak kalsiyum ve fosfatla mineralize olur. Bu remodelasyon türü iskeletsel gelişim ve büyümede özellikle de kemik iliği boşluklarının oluşmasında ve birincil kemiğin lamellar kemiğe dönüşmesinde önemli role sahiptir. Multihücreli birim remodelasyon süreci metabolik açıdan tipik olarak kalsiyum dengesini sağlar, fakat biyomekanik açıdan kemik matriksinde yapımı ve yıkımı kemik olgunlaşmadığı sürece devam eder. Multi hücreli birim remodelasyon süreci, osteoklastik aktivite ile başlar, bu aşamada iskeletteki kalsiyum hücrelerarası sıvıya kan aracılığıyla transfer edilir. Osteoklastlar kemik yüzeyinde Howship lakünü adı verilen derin rezorpsiyon sahaları oluştururlar. Osteoklastlar rezorpsiyon sürecinde kortikal kemik içerisinde kemiğin uzun aksına paralel olacak şekilde uzun tüneller oluştururlar, bu

tüneller osteoblastlar tarafından doldurularak yeni osteonlar yapılır. Sonuç olarak endokortikal ve kansellöz tabakada kemik remodelasyonu kemiğin yüzeyindeki yapım ve yıkım olayları ile sağlanırken, intrakortikal tabakada remodelasyon osteoblast ve osteoklastların tünel benzeri (Havers kanalları) yapılar oluşturmaları sonucunda oluşur [10].

2.3. Alveoler Kemiğin Sınıflandırılması

Diş kaybı ya da çekimi sonrası alveolar kemikte rezorpsiyon çeşitli etkenlere bağlı olarak sıklıkla izlenmektedir. Genel olarak alveolar kemikteki şekil değişiklikleri belirgin bir rezorpsiyon yönünde olup, rezorpsiyon sonrası şekil olarak çoğu zaman belli şekiller alırlar. Rezorpsiyon sonrası alveolar kemiğin şeklinin öngörülebilir olması aynı zamanda klinisyenin protetik rehabilitasyonuna yön vermektedir.

2.3.1. Kemik miktarı açısından alveoler kemiğin sınıflandırılması

Dişsiz bölgede gelişen rezorpsiyon sonrası maksilla ve mandibulanın bazal bölgelerinde şekil korunurken alveolar çıkıntıda horizontal ve vertikal yönde belirgin değişiklikler gözlenmektedir. Cawood ve Howell (1988) yaptıkları araştırmada rezorpsiyon sonrası oluşan rezidüel kemiğin şeklini sınıflandırmışlardır [13]. Bu sınıflamaya göre;

- Sınıf I: Dişli Kret
- Sınıf II: Diş çekiminden hemen sonraki kret
- Sınıf III: Uygun yükseklik, genişlikteki ve yuvarlak formda kret
- Sınıf IV: Uygun yükseklik ve yetersiz genişlikteki bıçak sırtı formda kret
- Sınıf V: Yetersiz yükseklik ve genişlikteki düz formda kret
- Sınıf VI: Bazal kemik kaybıyla birlikte basık formda kret [13-15].

2.3.2. Kemik yoğunluğu açısından alveoler kemiğin sınıflandırılması

İmplant destekli protezlerin prognozunda kemiğin yapısı ve niceliği önemli bir belirleyici faktördür. Hem kemik tipi hem de kemik yoğunluğu üzerine gelen yükleri kaldırma kapasitesini etkilemektedir. Bu nedenle dental implant uygulanacak bölgedeki kemik yoğunluğunu öngörebilmek hem tedavi planını hem de yükleme tipini etkileyecektir [16].

Lekholm (1985) yaptığı bir araştırmada; dental implant cerrahisi sırasında kemikte karşılaştıkları dirençle ilgili bölgedeki kemiğin radyoljik verilerini kıyaslamış ve çene kemiklerini niteliği yönünden sınıflandırmıştır. Kortikal ve spongios kemik miktarına göre alveoler kemik 4 gruba ayrılmıştır [17];

- Tip I kemik: Kalın kompakt ve ince spongios kemikten oluşur. Bu tip kemik sıklıkla atrofik, dişsiz alt çene anterior bölgede görülmektedir.
- Tip II kemik: Kalın kompakt ve kalın spongios kemikten oluşur. Bu tip kemik, alt çenede anterior ve posterior bölgeler ile üst çene palatinal bölgede görülmektedir.
- Tip III kemik: İnce kompakt ve dar spongios kemikten oluşan bu tip kemik, üst çenenin anterior ve posterior bölgelerinde görülmektedir.
- Tip IV kemik: İnce kompakt ve geniş spongios kemikten oluşan bu tip kemik, üst çenenin posterior bölgesinde görülmektedir.

Misch (1989) kemik yoğunluğunun tedavi planlamasına ve iyileşmeye olan etkisini incelemiş olduğu araştırmasında kemik yoğunluğunu kortikal ve trabeküler kemiğin makroskopik görüntüsüne dayanarak 4 sınıfa ayırmıştır [18].

- D1 kemik: Yoğun kortikal kemikten ibarettir.
- D2 kemik: Kortikal kısım D1 kemiğe göre daha az yoğunlukta olup kalın trabeküler kemik içermektedir.
- D3 kemik: Daha ince ve pöröz kortikal kemik ve ince trabeküler kemikten oluşmaktadır.
- D4 kemik: Kortikal tabaka içermeyen bu kemiğin tamamı trabeküler kemikten oluşmaktadır.

Tedavi planlamasında, implant seçiminde, cerrahi yaklaşımda, iyileşme süresinde ve protetik üst yapının yüklenmesi aşamasında kemik yoğunluğu önemli bir faktördür [8]. Osseointegrasyonun başarısında yalnızca kemik genişliği ve uzunluğu değil aynı zamanda yeterli kemik yoğunluğu da önemlidir. İmplantların başarısında kemik yoğunluklarını karşılaştıran pek çok araştırma vardır. Bu araştırmalar sonucunda implantların kısa ve uzun dönem kaybı düşük yoğunluklu kemikte daha fazla bulunmuştur [18-24]. Sevimay,

Turhan, Kılıçarslan ve Eskitoğlu (2005) yaptıkları çalışmada D1,D2, D3 ve D4 kemik tiplerini sonlu elemanlar analiz yöntemi ile oluşturmuşlar ve gelen yükler karşısında D1 ve D2 kemik tiplerinde kuvvet dağılımının D3 ve D4 e göre daha homojen olduğunu görmüşlerdir [25].

Adell, Lekholm, Rockler ve Branemark (1981) yaptıkları 15 yıllık klinik gözlemlerinde alt çene anterior bölgedeki implantları üst çene anterior bölgedeki implantlara göre %10 daha başarılı bulmuştur [20]. En fazla başarısızlık oranı ise posterior maksillada bulunmuştur [26]. Jaffin ve Berman 1054 implant üzerinde yaptıkları klinik çalışmada, implantların başarı oranını %90 olarak belirlemişlerdir. Aynı çalışmada tip IV kemik yoğunluğuna sahip bölgelerde başarısızlık oranı % 35 olarak rapor edilmiştir [22, 24].

Truhlar, Lauciello, Morris ve Ochi (1997) 2217 implant üzerinde yaptıkları periotest ölçümlerinde ise en düşük değerlerin yine tip IV kemikte olduğu saptanmıştır [27].

2.4. Dental İmplant Tanımı ve Çeşitleri

Dental implant; sabit veya hareketli proteze destek ve tutuculuk sağlamak amacıyla mukoza ve/veya periost tabakasının altına ve/veya çene kemiğinin içine yerleştirilen alloplastik materyaller olup, metal, metal alaşımı veya porselenden yapılmaktadırlar [28-30].

Dental implantlar kemik ile olan ilişkilerine göre 3 tip olarak sınıflandırılırlar:

2.4.1. Subperiosteal (Kemik üzeri) implantlar

Eposteal implantlar, alveol kret yüzeyi ile mukoza arasına yerleştirilen, kişiye özel olarak hazırlanan implantlardır [28]. İlk olarak Dahl tarafından 1943 yılında tanıtılan subperiosteal dental implantlar hem alt çene hem de üst çene kemiğine uygulanabilen, çene kemiği üzerine yerleşen ve osseointegre olmayan kafes seklindeki implantlardır. Mukoperiostun altındaki mukozaya postlar yardımıyla tutturularak uygulanan subperiosteal implantlar, genellikle implant destekli hareketli protez tiplerinde kullanılır. En fazla rastlanan problemler ise enfeksiyon ve alttaki kemikte meydana gelen hasarlardır [29].

2.4.2. Transosseöz implantlar

Simfiz bölgesinden bir kısmı direkt kemiğin içinden, bir kısmı ise ağız içine uzanan postlarla bağlanan bir plağa sahiptir [31]. Ağız içine uzanan postlar, protezin stabilizasyonu için kullanılır. Başarısızlık durumunda çıkarılması zor olmakta ve çevre dokularda fazlaca zarar olmaktadır [28].

2.4.3. Endosteal (Kemik içi) implantlar

Alt çene veya üst çenede lokalanestezi altında mukuzal insizyonlar sonrası kemiğin içine yerleştirilen implantlardır. Kemik içinde kalan ana parça ve kemik dışında kalan parça (abutment) olmak üzere iki bölümden oluşur [30].

Endosteal implantlar Kemik içinde kalan ana parçanın geometrik şekline göre; vida tipi, silindirik, blade tipi implantlar olarak sınıflandırılırlar [30]. Blade tipi implantlar ilk olarak 1966'da Linkow tarafından uygulanmaya başlanan ve titanyum, nikel ve vanadyumdan oluşan endosteal implantlardır. Uygulandıkları bölgede belirgin kemik kaybı, yumuşak doku enfeksiyonu ve uzun dönemde başarı oranlarının az olması bu implant tipinin neden olduğu belirgin komplikasyonlardır [29, 31]. Silindirik tip implantlar, kemiğin mikroskopik olarak implant yüzeyinin etkisiyle yiv boşluklarını doldurduğu kemik içi implant tipidir [28, 30, 32]. Vida tipindeki implantlar kemiğe üzerlerindeki yivlerin mekanik retansiyonu sayesinde vidalanarak uygulanırlar. Yivler ilk kemik temasını ve primer stabiliteyi arttırmak, implant yüzey alanını genişletmek ve ara yüzdeki streslerin dağılmasını sağlamak amacıyla kullanılmaktadır. Yivler, V şeklinde, kare, payanda veya tersine payanda şeklinde olabilirler. Ayrıca bazı firmalar, yivlerin yerini almak veya etkisini arttırmak için implantlara bir takım ek özellikler getirmişlerdir. Bunlar, değişik boyut ve şekillerde perforasyonlar, delikler, oluklar, basamaklar, girinti ve çıkıntılardır [31, 33].

2.5. Dişsiz Mandibulada Tedavi Yöntemleri

Günümüzde dişsiz hastaların rehabilitasyonu için kullanılan protez tiplerinin çeşitlilik göstermesi hastaların konuşma, beslenme ve psikososyal ihtiyaçlarının giderilmesini kolaylaştırmaktadır.

Total dişsiz çenlerin rehabilitasyonu için ilk ve standart olarak kabul edilebilecek tedavi yöntemi konvansiyonel total protezlerdir. Konvansiyonel total protezler akrilik, metal destekli akrilik ya da termoplastik poliamid türevi malzemelerin kaide olarak kullanıldığı, üzerine plastik, seramik vb. dişlerin yerleştirildiği, retansiyonunu sadece mevcut alveolar kemik ve mukozadan alan protezlerdir. Doku desteğinin yaşa göre değişkenlik göstermesi, çiğneme kuvvetinin azalması, gıda retansiyonu ve protez retansiyonun diğer protez tiplerine göre daha az olması bu protez tipinin sayılabilecek dezavantajları arasındadır. Yapılan bir klinik derlemede konvansiyonel total protez kullanımının erken yaşlardaki hastalarda daha zor olduğu ve çiğneme süresinin uzadığı saptanmıştır. Bu durumun yaşla birlikte gelişen bazı fizyolojik değişikliklere bağlı olduğu (dildeki motor aktivitenin azalması, azalan çiğneme kapasitesi ve yaşa ve ilaçlara bağlı ağız kuruluğu) savunulmuştur [34].

Hastaların fonksiyonel ve psikolojik beklentileri konvansiyonel total protezlerin yerine yapılabilecek daha stabil protezlerin arayışını artırmıştır. Dental implantların hareketli protezlere sağlayacağı destek, tutuculuk ve protez stabilitesi dental implantların overdenture protezler için kullanımını ön plana çıkarmıştır; yalnız uzun konvansiyonel protez kullanımı sonrası alveolar kemikte oluşan rezorpsiyon, bu rezorpsiyonun yönü ve şiddeti daha stabil protez yapabilmek için ihtiyaç duyulan implant uygulamasını da etkilemektedir.

Rezorpsiyona uğramış mandibulada implant cerrahisi öncesi rekonstrüksiyon tekniklerine ihtiyaç duyulur. En sık kullanılan rekonstrüksiyon teknikleri ise onlay graftleme, interpozisyonel graftleme, distraksiyon osteogenezi ve bilateral step osteotomisi ile yapılan graftleme olarak sayılabilir [35-37]. Onlay graftleme tekniği için genellikle ağızdışı bölgelerden (iliak krest, kalvarium, tibia vb.) elde edilen otojen kemikler ile mandibulanın

atrofik bölgeleri onarıldıktan sonra endosteal implantlar ile rehabilitasyona geçilir. Vermeeren, Wismeijer ve Waas (1996) yaptıkları çalışmada onlay graftleme işlemi ile eş zamanlı yerleştirilen toplamda 78 tane implant 5 yıl süre ile takip edilmiştir. Yapılan takip sonucu toplamda 8 implantın kaybolduğu görülürken yerleştirilen graftin yaklaşık %50 oranında rezorbe olduğunu saptamışlardır [38]. Yerleştirilen graftin daha az rezorbe olması ya da vertikal olarak daha fazla kemik hacmi elde edilebilmesi için tercih edilen yöntem ise interpozisyonel graftleme tekniğidir. Jensen, Kuhlke, Bedard ve White (2006) anterior mandibulada yaptıkları interpozisyonel graftleme çalışmalarında 5 yıl içinde ortalama kemik hacmindeki kazancın 3-6 mm arasında değiştiği ve yerleştirilen implantların başarı ile osseointegre olduğu saptanmışlardır [39].

İlk kez İlizarov tarafından uzun kemiklerde denenen distraksiyon osteogenezisi, çenelerde yapılan kesileri takiben apareyler aracılığıyla devam ettirilen traksiyonlar sayesinde yeni kemik oluşumunu sağlayan bir yöntemdir [40-42]. Uzun kemiklerdeki başarısı üzerine yüzde ve alveolar kemikte de uygulanmaya başlayan bu yöntem özellikle kontur defektlerinin onarımında ve vertikal yetersizliklerin tedavisinde önem kazanmıştır [40]. Ayrıca distraksiyon sonrasında maksilla ve mandibula'da oluşan kemiğin rezorpsiyon oranının az olması, yumuşak doku kazancı elde edilmesi de yönteminin önemli avantajlarından [40, 43]. Maliyetli bir tedavi olması, enfeksiyon riski ve tedavi süresinin uzun olması distraksiyon osteogenezisi aracılığı ile yapılan kemik arttırım işlemlerinde sayılabilecek önemli dezavantajlardır [44].

2002 yılında alınan McGill konsensus kararı sonrası dişsiz mandibulanın implant destekli overdenture protezler ile rehabilitasyonun ilk düşünülmesi gereken tedavi seçeneği olduğu vurgulanmıştır [45]. York konsensus kararıyla ise başta implant destekli overdenture protezler olmak üzere implant destekli protezlerin diğer protez yöntemlerine göre üstünlüğü ve hasta memnuniyeti için tercih edilen birincil seçenek olması gerekliliği belirtilmiştir. Alınan bu konsensus kararları, gelişen dental implant teknolojisi ve gelişen implant cerrahisi teknikleri dişsiz mandibulanın implant destekli protezler ile rehabilitasyonu için önemli bir zemin oluşturmuştur [45].

2.5.1. İmplant endikasyonları

- a) Protetik tedavi türleri ile tutuculuk sağlanamayan total dişsiz hastalar
- b) Hareketli protez kullanma zorluğu çeken parsiyel dişsiz hastalar
- c) Parafonksiyonel ağız alışkanlığı sonucu protez stabilitesinin sağlamadığı hastalar
- d) Protetik tedaviye bağlı mukoza irritasyonu ve kret rezorpsiyonu kontrol edilemeyen hastalar
- e) Hareketli protez kullanımı psikolojik olarak reddeden hastalar
- f) Aşırı aktif bulantı refleksi nedeniyle tam ve bölümlü protez kullanamayan hastalar
- g) Endodontik veya cerrahi olarak tedavi edilemeyen dişlerin çekimini takiben eş zamanlı implant uygulanan hastalar
- h) Tek diş eksikliği olan hastalar
- i) Tek taraflı dişsiz sonlanan hastalar
- j) Diş agenezisi
- k) Doğal dişlerin konum ve sayı açısından sabit protez için kullanılamadığı hastalar
- l) 16 yaşından büyük bireylerde, dişlerin ortodontik ankraj olarak kullanılabildiği hastalar [33, 46].

2.5.2. İmplant kontrendikasyonları

- a) Akut hastalık
- b) Terminal dönemdeki hastalıklar
- c) Hamilelik
- d) Kontrol altında olmayan metabolik hastalıklar
- e) İmplant bölgesini içeren radyasyon tedavisi
- f) İntravenöz bifosfonat kullanımı
- g) Gerçekçi olmayan estetik beklentiler
- h) Uygunsuz motivasyon ve ağız hijyeni
- i) İlaç bağımlılığı, Aşırı alkol – sigara tüketimi
- j) Büyüme çağı öncesi bireyler
- k) Protetik olarak restore edilemeyecek olgular
- l) Yetersiz kemik kalınlığı, yüksekliği, kalitesi [46].

2.5.3. İmplant üstü tedavi seçenekleri

Dişsiz mandibulanın implant destekli protetik rehabilitasyonunda kullanılan başlıca yöntemler implant destekli overdenture protezler, implant destekli hibrit protezler ve implant destekli sabit protezler olarak sayılabilir [34].

İmplant destekli overdenture protezler total dişsiz mandibulanın protetik rehabilitasyonu için McGill konsensusuna göre standart kabul edilen tedavi yöntemidir [47]. İmplant destekli overdenture protezlerin başlıca endikasyonları;

- Geleneksel protez için kemik desteğinin yetersiz olması
- Nöromüsküler koordinasyonun zayıf olması
- Mukozanın akrilik kaide için düşük toleransa sahip olması
- Protezin stabilitesini etkileyecek parafonksiyonel alışkanlıklar
- Aktif ya da hiper aktif kusma refleksi (üst protezler için)
- Hareketli protez kullanımı için psikolojik yetersizlik
- Hastanın kullandığı tam protezlerinden memnun olmaması, daha fazla stabilite ve rahatlık istemesi
- Tedavi gerektiren konjenital veya oral ve maksillofasiyal defektlerin varlığı
- Protetik beklentinin fazla olmasıdır [48].

İmplant destekli overdenture protezler tutucu tipine göre (top tutucular, bar tutucular, mıknatıs tutucular, teleskopik tutucular), uygulanan implant sayısına göre ve implant yerleşim yerine göre sınıflandırılabilirler. Mandibular total dişsizlik rehabilitasyonunda en sıklıkla iki implant üstü top tutucu destekli overdenture protezler veya iki ile dört implant üstü bar tutucu destekli overdenture protezler yapılmaktadır [34]. Awad ve diğerleri (2002) yaptıkları araştırmada implant destekli overdenture protez kullanan hastaların oral sağlık problemlerinin daha az olduğu ayrıca hastaların çiğneme kabiliyetleri, tutuculuk açısından yaptıkları değerlendirmelerde konvansiyonel total protez kullanan hastalara göre daha memnun olduklarını saptamışlardır [49]. Bar tutucu ile yapılan implant destekli

(iki ya da dört implant) overdenture protezlerin teslim sonrası daha az protetik komplikasyona yol açtığı izlenmiştir [34].

İmplant destekli overdenture protezler implant-doku destekli protezler olup yeterli doku desteğinin mevcut olmadığı durumlarda hijyen ve yüz esteteğine katkı açısından yetersiz kaldıkları görülmüştür. İmplant destekli hibrit protezlerde ise implant sayısı artırılarak (4-6 implant) doku desteğine olan ihtiyaç ve overdenture protezlerde karşılaşılan problemler azaltılmıştır [50]. İmplant destekli hibrit protezler implant destekli overdenture protezlere kıyasla;

- Protezlerin yumuşak dokulara olan baskısı sonucu irritasyon oluşabilecek yüksek kas ataçmanına veya mukoza hassasiyetine sahip hastalarda,
- Keskinleşmiş mylohyoid çıkıntıya sahip olan hastalarda,
- Posterior dişsiz alanda alveolar kemiğin bıçak sırtı şekle dönüştüğü hastalarda
- Mental sinirin kret tepesine yakın olduğu hastalarda daha başarılı klinik sonuçlar sağlarlar [50].

Total dişsiz mandibulanın protetik tedavisinde implant destekli hibrit protezlerin daha fazla çiğneme kuvveti oluşturdukları, dizaynları sayesinde overdenture protezlere göre çiğneme kuvvetlerine daha dayanıklı oldukları saptanmıştır [50].

İmplant destekli hareketli protezlerin implant destekli sabit protezlere göre daha az implantla yapılabilen daha ekonomik, hijyen açısından daha başarılı, protez ara parçalarına daha az stres ileten, dudak desteği sağlayan protez kanadı sayesinde daha estetik sonuçlar doğuran bir protez dizaynına sahip oldukları görülmüştür. Fakat implant destekli sabit protezler çiğneme kuvveti artışında, yumuşak doku uyumunda ve hastaları psikolojik olarak tatmin etmede daha başarılı bulunmaktadır [8].

2.6. Kemik-İmplant Arayüzeyi ve Osseointegrasyon

Kemik ve implantın temas halinde olduğu alana kemik-implant ara yüzeyi adı verilir. Kemik implant ara yüzeyini tanımlayan iki temel teori vardır. İmplant-kemik ara yüzeyi belirgin

bir sınır olmayıp, canlı ve cansız yapıların etkileşime geçtiği, kuvvetler karşısında sürekli yeniden şekillenen dinamik bir alan olarak düşünülmelidir. Kemik implant ara yüzeyini tanımlayan iki temel teori vardır. Bunlardan biri Weiss tarafından desteklenen fibroosseöz integrasyon [51], diğeri ise Branemark tarafından ortaya konulan osseointegrasyon kavramıdır [30, 52]. Branemark'ın tanımına göre osseointegrasyon ısı mikroskobu altında implant yüzeyi ile canlı kemik dokusu arasında direk temasın olmasıdır. Branemark'ın osseointegrasyon teorisi histolojik bir kavramdır. AAID (American Academy of Implant Dentistry) osseointegrasyonu; "implant ve kemik arasında kemik dışı bir doku olmaksızın yükleri ideal bir şekilde implanttan kemiğe aktaran bağlantı" olarak tanımlarken, fibröz integrasyonu "implant ve kemik arasındaki sağlıklı ve yoğun kollajen dokudan ibaret doku-implant bağlantısı" olarak tanımlamıştır. Osseointegrasyonda ışık mikroskobu ile implant-kemik ara yüzeyinde yumuşak doku olmaksızın osseöz doku görüldüğü, elektron mikroskobu ile doğrudan biyokimyasal kemik yüzey bağlantısı söz konusu olduğu bildirilmiştir. Branemark direkt kemik-implant ara yüzeyi oluştuktan sonra osseointegrasyonun kemiğin yeniden şekillenmesi ve ideal bir yüklemeyle sağlandığını ve implantlarda dikey ve hafif açılı kuvvetlerin kemiğe eşit olarak dağıtıldığını ileri sürmüştür.

Fibroosseöz integrasyonda ise implant ve kemik arasında organize kollajen liflerden yapılmış bir bağ dokusu olduğu ve kollajen liflerin doğal dişlerdeki Sharpey lifleri gibi görev yaptığı kabul edilir [30, 53]. Fonksiyonel yüklemelerde gerilme olduğu ve bu liflerin kemiğin yeniden şekillenmesine katkıda bulunduğu ileri sürülmüştür. Ancak, kollajen lifler periodontal ligamandan farklı olarak implant gövdesine paralel ve dağınık olarak konumlanırlar. Kuvvet doğal dişteki gibi lifler aracılığıyla iletilemez. Bu nedenle fibröz integrasyonda kemiğin yeniden şekillenmesi beklenemez. Fibröz bağ dokusu belli dereceye kadar organize olabilir ancak iyi destek olamaz çünkü mekanik ve biyolojik kapasitesi dolayısıyla da direnci düşüktür. Bu nedenle fibröz integrasyon teorisi kabul görmemektedir.

Osseointegrasyonun başarılı olması için implant materyalinin biyolojik uyumluluğu, implantın dizaynı ve yüzey özellikleri, primer stabilite ve yükleme koşulları önem taşır [54, 55]. Dental implantların osseointegrasyonunun uzun süreli olması ayrıca implant yerleştirilen kemiğin trabeküler yoğunluğuna, kretin genişliği ile yüksekliğine ve kemiğin

sistemik durumuna bağlıdır. Yeterli yoğunlukta trabeküler kemik yoksa implant osseointegre olamaz ya da zamanla osseointegrasyonunu kaybeder [56].

2.7. Kemik Yoğunluğu

Alveolar kemiğin dış ya da içyapısı dental implant uygulamasının en belirleyici faktörlerindendir. Dişsiz alandaki kemik yoğunluğu tedavi planının ve implant sayısının belirlenmesinde, implant dizaynının ve uygun implant yüzey özelliklerinin seçiminde, cerrahi yaklaşımın planlamasında ve iyileşme sürecinin belirlenmesinde etkili olmaktadır [57].

Alveolar kemiğin yapısı sıklıkla dental arktaki lokalizasyonuna göre değişmektedir. En yoğun kemik yapısı sıklıkla mandibulanın anterior kısmında görülürken, onu maksillanın anterior bölgesi ile mandibulanın posterior bölgesi takip eder. Yoğunluğu en az olan bölge ise genellikle maksillanın posterior bölgesinde izlenmektedir. Standard cerrahi uygulamalara rağmen azalan implant sağ kalım oranının sıklıkla dental arktaki konumdan çok kemik yoğunluğuna bağlı olduğu saptanmıştır. Hermann ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada implant kayıplarının kemik yoğunluğu gibi hasta kaynaklı parametrelere daha bağlı olduğunu özellikle kemik miktarının hacimsel olarak az olduğu bölgelerde kemik yoğunluğu da az ise implant kayıp oranının arttığını saptamışlardır [57]. (Toplamda kaybedilen implantların %65'inin düşük kemik kalitesine sahip bölgelere yerleştirildiği görülmüştür.)

Kemik yoğunluğuna bağlı olarak tedavi planlamasını etkileyen 4 temel değişken vardır:

- Her kemik yoğunluğu kendine özgü kemik direncine sahiptir.
- Kemik yoğunluğu kemiğin elastik modülünü değiştirir.
- Kemik yoğunluğundaki farklar kemik implant temas yüzdesini değiştirir.
- Kemik yoğunluğundaki farklar kemikle implant arasında oluşan stres ve gerinim (strain) dağılımını değiştirir [57].

Misch (2007) dental arkta farklı bölgelerdeki kemikleri yoğunluk açısından değerlendirmiş ve farklı yoğunluktaki kemiklerin farklı elastisite modülüne sahip olduğunu saptamıştır. Bu araştırmaya göre Misch kemik yoğunluğu sınıflamasına göre D1 tipi kemiğe yerleştirilen bir implantta implant kemik arasında daha az gerilim farkı olduğu, D4 tipi kemiğe yerleştirilen implantta ise kemik implant ara yüzeyinde daha fazla gerilim farkı olduğu görülmüş olup, bu farktan dolayı kemikte patolojik gerilim olduğu ve D4 tipi kemikte implant kaybı oranının arttığı bildirilmiştir [57].

Faverani ve diğerleri (2014) sonlu elemanlar analiz yöntemi ile implant destekli sabit protezlere gelen kuvvetleri ve kemik kalitesinin bu kuvvetlere olan etkisini incelemişlerdir. Yaptıkları araştırmada kemiğe en yüksek kuvvet iletiminin Misch kemik sınıflamasına göre D4 tipi kemikte olduğunu, bu durumun implant kayıplarına yol açabileceğini dolayısıyla tam dişsiz hastaların implant destekli sabit protezler ile rehabilitasyonunda en güvenilir kemik yoğunluğu tipinin D1 ve D2 tipi kemik olduğunu belirtmişlerdir [58].

Misch kemik yoğunluğu sınıflamasına göre D1, D2 veya D3 tipi kemik yoğunluğuna sahip olan bölgelere yerleştirilen 949 Branemark implantının sadece %3'ünde implant kaybı yaşanırken, D4 tipi kemiğe yerleştirilen 105 implantın %35'inde implant kaybı yaşanmıştır [22, 25]. D4 tipi kemik yoğunluğuna sahip bölgelere yerleştirilen implantların diğer kemik yoğunluğuna sahip bölgelere yerleştirilen implantlara kıyasla daha yüksek kayıp riskine sahip olduğu birçok araştırmacı tarafından kanıtlanmıştır [25, 59, 60].

2.8. Kemiğin Mekanik Strese Yanıtı

Dental implantların fonksiyonel olarak ömrü ve osseointegrasyonunun başarısı implanttan çevre dokulara iletilen yüklerin biçimine ve miktarına bağlıdır. Dental implanttan çevresindeki kemiğe iletilen yük ise; uygulanan kuvvetin tipine, kemik implant ara yüzüne, implantın boyuna ve çapına, implantın gövde şekline, implantın yüzey özelliklerine ve çevreleyen kemiğin yoğunluğuna göre değişir [61-63].

Şekil değiştirme, kemik üzerine kuvvet uygulandığında ortaya çıkan deformasyon miktarının ya da boyutsal değişimin kemiğin esas boyutuna oranıdır [64]. Kemik

remodelasyonu kemik içinde gelişen şekil değiştirme tekrarları sonucunda ilerler. Kemikte görülen şekil değiştirmenin tanımlanması için 'mikrogerinim' (*microstrain*) birimi kullanılmaktadır [57, 64]. 1000 mikrogerinim kemikte %0,1 deformasyona karşılık gelmektedir [65]. Kemik stres sonrası oluşan gerinimleri; kemik apozisyonu veya rezorpsiyonundaki artışla, mineral içeriğinin değişmesi sonucu elastisite modulündeki değişme ile azaltmaya ya da dengede tutmaya çalışır [57].

Kemiği etkileyen stresi inceleyen Frost mekonostat teorisinde bu yüklerin oluşturdukları gerinim miktarlarını ve kemikte oluşturdukları diğer sonuçları yorumlamıştır. Bu teoriye göre 200 mikrogerinimin altındaki stresler remodelasyon artışına, osteoblast oluşmasının durmasına, osteosit apoptozisinde artışa ve kullanılmama atrofisine neden olur [57]. Bu gerinim miktarında endosteal yüzeydeki trabeküller arası bağlantı bozunur. Yaklaşık 200 ile 2500 mikrogerinime neden olan stresler ise standard kemik iyileşme ve aktivitesine neden olan stresler olarak kabul edilir. 2500 mikrogerinimi aşan yükler remodelasyonda azalmaya, kemikte mekanik yorgunluk ve hasara neden olacak gerinimler oluşturabilirler. 4000 mikrogerinimi aşan yükler ise kemiğin yapısal bütünlüğünün bozulmasına ve patolojik gerinimlere neden olabilirler. Bu gerinim değerinde dental implantlar çevresindeki kemikte erken dönemdeki yüklemeye bağlı olarak rezorpsiyon oluşabilmektedir [66, 67].

Sonlu elemanlar stres analizi yöntemini kullanarak yapılan birçok çalışmada mandibulaya yerleştirilen dental implantlara ve onları çevreleyen kemiğe iletilen streslerin dağılımı incelenmiştir. Yapılan bu çalışmalarda okluzalden yükleme sonrasında oluşan kuvvetlerin aksiyel komponentinin yüksek gerinimlere neden olduğu ve bu gerinimlerin implantın servikal bölgesinde kemik kaybına neden olabileceği saptanmıştır [57]. Yapılan çalışmalar yüklemeden bir yıl sonraki marjinal kemik kaybının genellikle çok az olduğunu göstermektedir [20, 64]. Yalnız yüksek gerinim oluşturan oklüzal yüklerin uzun yıllar sonra bile osseointegrasyonun kaybına neden olabildiği bildirilmiştir [68, 69].

Barbier, Vander Sloten, Krzesinski ve arkadaşlarının köpek mandibulasını yerleştirilen implantları modellediği sonlu elememanlar stres analizi çalışmalarında aynı yönde uygulanan sıkıştırma streslerinin gerilme streslerine göre daha fazla remodelasyona

neden olduklarını saptamışlardır. Aynı çalışmada uygulanan streslerin kortikal kemikte periosteumdan endosteuma doğru azaldığı, trabekelüler kemikte ise implantın apeksine doğru artış gösterdiği izlenmiştir [57].

2.9. İmplant Makrogeometrisi

İmplant makrogeometrisi, kemiğe iletilen stres miktarı ve doku cevabı açısından belirleyici bir faktördür. Literatürde farklı tasarımlardaki implantların alveolar kemiğe ilettikleri streslerin dağılımını, bu streslerin şiddetlerini ve stresi etkileyen geometrik özellikleri ayrı ayrı değerlendiren sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile yapılmış çalışmalar bulunmaktadır [70].

İmplant yüzeyi üzerindeki yivler, fenestrasyonlar, gözenekler, oluklar ve basamaklar gibi makroskopik yüzey özelliklerinin, implant ve kemik doku arasındaki mekanik kilitlenmeyi sağlayan unsurlar olduğu ortaya konulmuştur [71]. Mekanik kilitlenme sürecinin ilk adımı olan primer stabiliteye implant makrogeometrisinin etkisi de birçok araştırmada incelenmiştir. İmplant dizaynı implantın yerleştirilmesi sırasında oluşan merkezkaç kuvveti ve teğetsel hız ile fonksiyonel kuvvetler altında kemikteki gerinimi etkilemektedir. Araştırmalarda ayrıca primer stabilitenin implant gövdesi dizaynından ve yiv şeklinden çok etkilmediği de saptanmıştır [72, 73].

Günümüzde klinik performansın arttırılması için farklı materyal, şekil, uzunluk, çap ve yüzey özelliklerine sahip birçok implant sistemi bulunmaktadır.

En sık kullanılan endosteal implant tipi, kök formu implantlardır. Bu implantların makroskopik görünimleri silindirik, vidalı, plato çıkıntılı, delikli ve bunların kombinasyonları şeklinde olabilir. İmplant boyun bölgesinden uca doğru düz, açılı veya konik şeklinde olabilirler. Kemik içine itilerek, çakılarak veya vidalanarak yerleştirilirler [74].

Kök formuna sahip kemik içi implantların makrogeometrisini incelerken implantın;

- Uzunluk
- Çap
- Yiv geometrisi
- Yüzey özellikleri
- Boyun bölgesi özellikleri incelenmelidir [75].

2.9.1. İmplant çapı

İmplant çapı; en geniş implant yivi ile tam karşısındaki implant yivinin tepe noktaları arasında ölçülen mesafe olarak tanımlanır [76]. İmplant çapındaki artışın kemiğe iletilen gerilme değerlerini azalttığı bilimsel olarak kanıtlanmıştır [77]. Yapılan bir sonlu elemanlar stres analizi çalışmasında implant çapındaki artışın streslerin en yoğunlaştığı bölge olan boyun bölgesindeki kortikal kemikte meydana gelen stresleri azalttığı, fakat spongios kemiğe gelen stresleri ise çok değiştirmedeğini saptamışlardır. İmplant boynu etrafındaki kortikal kemikte streslerin daha az oluşması kortikal kemikteki rezorpsiyonu önlemekte ve implantların başarı oranını artırmaktadır [78].

Ivanoff, Sennerby, Johansson, Rangert ve Lekholm (1997) yaptıkları hayvan deneyi çalışmasında implant başarısında implant çap değişiminin etkisini incelemişler, posterior maksillaya yerleştirilen 4 mm çapındaki implantların sağ kalım oranını %100, 3.75 mm çapındaki implantların sağ kalım oranı ise %95 olarak bulmuşlar ve geniş çaplı implant kullanımının implant stabilitesini artırdığı rapor etmişlerdir [77].

Holmgren, Seckinger, Kilgren ve Mante (1998) yaptıkları iki boyutlu sonlu elemanlar stres analizi çalışmasında implant çapı, şekli ve yükleme yönünün stres dağılımında etkili olduğunu göstermişlerdir. İmplant çapında 3,8 mm'den 5,5 mm'ye çıkan artışın seçilen mandibula modelinde stres dağılımında azalmaya neden olduğu gösterilmiştir [79].

Geniş çaplı implant kullanımının bir diğer avantajı da protetik parçaların yerleştirilmesinde yüksek tork kullanılabilmesine izin vermesidir.

Siamos, Winkler ve Boberick (2002) yaptıkları in vitro çalışmada 25, 30, 35 ve 40 N ile sıkıştırdıkları dayanakları dinamik yüklemeye tabi tutmuşlardır. 30 N üstü sıkıştırma torku değerlerinin dayanak stabilitesi ve vida gevşemesini önlemede önemli olduğunu göstermişlerdir [80].

İmplant çapındaki artış aynı uzunluğa sahip implantlar kıyaslandığında implant yüzey alanında artışa dolayısıyla implant-kemik temas alanında artışa neden olmaktadır. İmplantların çapında yapılacak 0,25 mm'lik bir artış yüzey alanının %5-10 oranında artışa, çapın 0,5 mm artması ise yüzey alanında %10-15'lik bir artışa sebep olmaktadır [81]. Hsu, Fuh, Lin, Shen ve Huang (2009) yaptıkları klinik çalışmada artan çap ile birlikte artan kemik implant temasının stresin daha homojen bir şekilde dağılmasına neden olduğu ve bu nedenle çap artışının tedavi başarısını olumlu yönde etkileyen bir faktör olduğu saptanmıştır [82].

Geniş çaplı implantların daha fazla implant kemik teması sağlaması, dayanak ve çevre kemikte daha az strese neden olması gibi avantajları nedeniyle çevre kemik yapısı, yoğunluğu ve anatomik sınırlamalar belirlendikten sonra, implantların daha geniş çaplı olarak seçilmeli ve çevre yapılara gelen streslerin dağıtılmalıdır [76].

2.9.2 İmplant uzunluğu

İmplant uzunluğu implant platformu ve implant apeksi arası mesafe olarak tanımlanmaktadır. Biyomekanik faktörler göz önünde bulundurulduğunda implantolojide genel kanı olarak implant uzunluğundaki artışın implant başarı oranını da arttıracığı düşünüldü, ancak günümüzde gerek anatomik kısıtlamalar gerekse cerrahi risklerin artışı araştırmacıları kısa implantların kullanımının araştırılmasına yöneltmiştir [57, 76]. İmplant uzunluğu ve başarı oranı arasında belirgin bir doğrusal başarı ilişkisi yapılan çalışmalarla kanıtlanamasa da, kısa boylu implantlarda rölatif olarak sağ kalım oranının azlığını gösteren çalışmalar mevcuttur. Winkler, Morris ve Ochi (2000) yaptıkları klinik takip sonucunda 7 mm uzunluğundaki implantlarda 3 senelik başarı oranının % 66,7, 16 mm uzunluğundaki implantlarda ise %96,4 olarak bulunmuştur [83]. Van Steenberghe ve

diğerleri (1989) yaptıkları prospektif araştırmada ise toplam 558 implant takip edilmiş ve 10mm'den kısa implantlarda başarı oranının azaldığı görülmüştür [84].

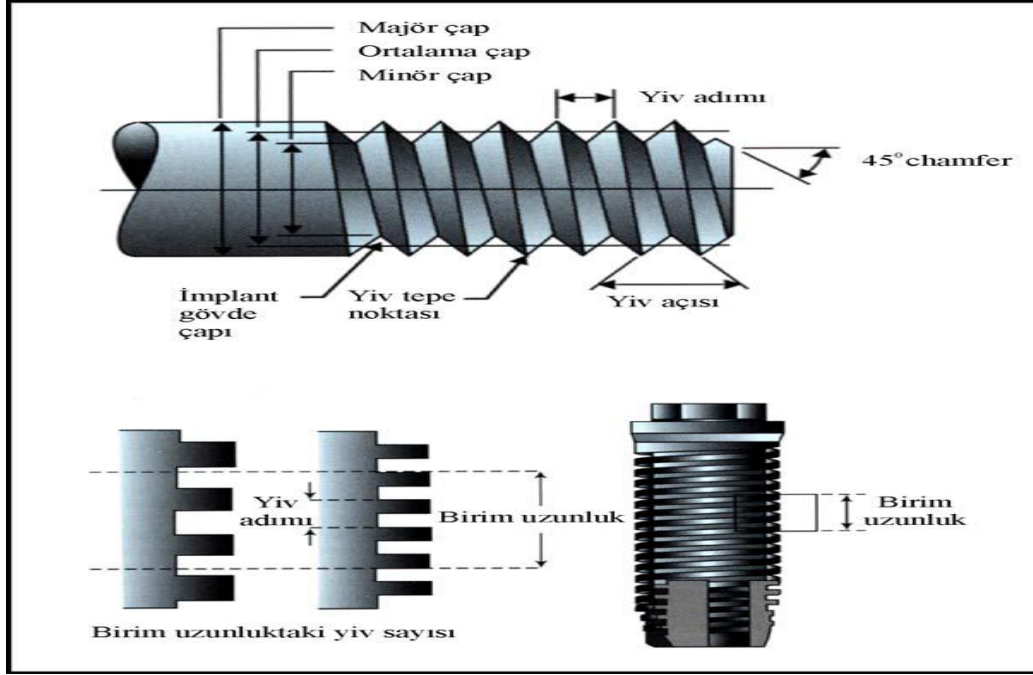
Kong ve diğerleri (2008) yaptıkları sonlu elemanlar stres analizi çalışmasında implant çap ve boyundaki artışın kemiğe iletilen stresleri azalttığı, özellikle çapın 3.9mm'den fazla veya implant uzunluğunun 10mm'den fazla olduğu modellerde von Mises streslerinin optimum değerlere yaklaştığı saptanmıştır [85].

Misch (1989) özellikle anterior mandibula gibi kortikal kemik açısından yoğun bölgelerde uzun implant yerleştirilmesi için uygulanan cerrahi sırasında implant başarısızlığına yol açacak kadar kemikte ısınmanın oluşabileceğini göstermiştir. Yaptığı bir sonlu elemanlar gerilme analizi çalışmasında 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 30 mm' lik implantlar modellenmiş ve 50 N'luk lateral kuvvet uygulamıştır. Araştırmanın sonucunda implanta uygulanan lateral kuvvet ile implanttan kemiğe aktarılan kuvvet arasında oransal bir dağılım olmadığı gözlenmiştir. 10 mm'den uzun implantlar ise kuvvetleri dağıtmada yeterli bulunmuştur [18].

Chun ve diğerleri (2002) yaptıkları iki boyutlu sonlu elemanlar stres analizi çalışmasında maksimum etkin stresin implant uzunluğundaki artışla azaldığını fakat implant uzunluğunun 10 mm' yi geçtiği durumda stresteki azalmanın önemsiz derecelerde olduğunu göstermişlerdir [86].

2.9.3. Yiv geometrisi

Dental implantlarda fonksiyonel kuvvetlerin çevreleyen kemik dokusuna iletilmesinde yiv tasarımı biyomekanik açıdan önemli bir yere sahiptir. Yivler primer stabilizasyonu ve implant yüzey alanını arttırmada, ayrıca implant-kemik ara yüzeyinde gerilmelerin dağıtılmasında önemli göreve sahiptirler. Yivlerin sayısının ve derinliğinin artırılması ile toplam yüzey alanı anlamlı bir şekilde büyümekte ve toplam gerilme miktarı azaltılabilmektedir [57, 87]. Dental implantlardaki fonksiyonel yüzey alanını belirleyen değişkenler şunlardır [8] (Şekil 2.1).



Şekil 2.1. İmplant geometrisi

- Yiv Adımı
- Yiv Şekli
- Yiv Derinliği

Yiv adımı

Yiv adımı, belirli bir alandaki 'yiv' sayısı olarak tanımlanır. Birim alanda yiv sayısı ne kadar fazla ise yiv adımı o kadar artış gösterir. Bu artış aynı zamanda implantın yüzey alanını da arttırır [8].

Yiv şekli

Fonksiyonel gerilmelerin kemik-implant ara yüzeyine iletilmesinde önemli role sahiptir. Yiv geometrilerinde en önemli amaç, implant üzerine gelen kuvvetleri temasta oldukları kemik dokusuna azaltarak iletmek ve kemik implant ara yüzeyinde en yıkıcı tipte kuvvet olan kesme tipi gerilmelerin azaltılmasını sağlamak olmalıdır. Yiv geometrileri çok fazla çeşitlilik göstermekle birlikte genellikle, 'V' şekilli, kare şeklinde, payanda ve tersine payanda olarak sınıflandırılabilir [8, 88]. Araştırmacılar yivlerin şeklinin de gerilme

büyükliğini etkilediğini, keskin kenarlı yivlerin kemik-implant ara yüzünde yarattığı gerilme miktarının yuvarlak kenarlı yivlerin yarattığı miktara oranla oldukça yüksek olduğunu bildirmişlerdir [8].

Yiv derinliği

İmplantın en geniş çapının, implant gövdesinin en derin noktası ile arasındaki mesafedir. Albrektsson ve Zarb (1993) yivli implantların daha geniş yüzey alanına sahip olduğunu ve böylelikle kemik dokusu çevresinde kuvvet dağılımının dengeli olmasına yardımcı olduğunu bildirmişlerdir. Yaptıkları çalışmada aynı boydaki implantların yiv sayılarının % 50 oranında arttırılmasının toplam yüzey alanında derinliğe bağlı olarak yaklaşık %15'lik bir artışla sonuçlanabileceğini bildirmişlerdir [89]. Siegele ve Soltesz (1988) silindirik, konik ve vida tipi implantları sonlu elemanlar gerilme analiz yöntemi ile inceleyerek, yivli tasarıma sahip silindirik implantların stresleri kemiğe daha az iletildiğini bildirmişlerdir [90].

2.9.4. İmplant yüzey özellikleri

Rijit implant-kemik bağlantısının oluşturulması için mikroskopik yüzey özellikleri büyük önem taşır. İmplantın mikro yapısı gerilmenin dağılımını, kemiğe tutunma miktarını ve hücrelerin implant yüzeyine olan reaksiyonunu etkiler [90].

Periimplant osteogenezisinin etkilendiği değişkenler içerisinde implant yüzey morfolojisi önemli bir role sahiptir. Pürüzlü yüzeyli implantlar düz yüzeyli implantlara göre kemikle implant arasındaki yüzeyi artırarak primer stabilitenin korunmasına olumlu etkide bulunmaktadır. Yüzey şekli ve pürüzlülüğü, protein-yüzey ve hücre-yüzey bağlantısı yoluyla yararlı hücre cevabını arttırarak osseointegrasyon sürecini olumlu yönde etkiler [91]. Yüzey pürüzlülüğü, osteoblastların yapışması, proliferasyonu ve farklılaşmasını direk olarak etkiler [92]. Osteoblast benzeri hücreler, hücre dışı matriks üretimi, alkalın fosfat aktivitesi ve osteokalsin üretimi ile pürüzlü yüzeylere daha kolay şekilde yapışırlar ve daha çok farklılaşırlar [93, 94].

Dental implantları yüzey tasarımlarına göre sınıflandırmak gerekirse:

- Cilalı yüzeyli
- Asitleme-kumlama ile pürüzlendirilmiş (SLA) yüzeyler
- Titanyum plazma spray kaplama (TPS) yüzeyler
- Hidroksiapatit kaplama (HA) yüzeyler
- Okside edilmiş (Elektro parlatma) yüzeyler
- Lazerle pürüzlendirilmiş yüzeyler olarak sınıflandırılabilirler [95].

Cilalı yüzeyli implantlar

Düz (cilalı) yüzeyli implantlar, diğer bütün implant yüzey tiplerine kıyasla daha uzun süre kullanılmışlardır fakat bu tasarım kemikte güçlü implant ankraji sağlamamıştır. Bu implantların primer stabilitesi, kemikte mekanik kilit oluşturacak şekilde vidalanması ile sağlanmaktadır [95].

Asitleme- kumlama ile pürüzlendirilmiş yüzeyler (SLA)

SLA implant yüzeyleri, kumlanmış ve asitlenmiş titanyum yüzeyleri olarak 1997'de Straumann Enstitüsü tarafından, kemik-implant aralığının kalitesini en yüksek seviyeye çıkarmak ve düşük yoğunluktaki kemikte ilk stabiliteyi geliştirmek amacıyla ileri sürülmüştür. SLA yüzey, kaplama bir yüzey değildir. Büyük kum tanelerinin implant üzerine püskürtülmesi ile makro pürüzlülük oluşturur. Asitin yüzeye uygulanması ile 2-4µm mikro çukurcuklar elde edilir [96]. Cochran, Schenk, Lussi, Higginbottom ve Buser (1998) yaptıkları histolojik bir çalışmada HA ve TPS kaplamalı yüzeylere oranla SLA yüzeylerin kemikle implant arasında daha yüksek temas yüzeyi sağladığı görülmüştür [97].

Titanyum plazma spreyl kaplı yüzeyler (TPS)

Titanyum Plazma Sprey (TPS) kaplama ilk olarak Hahn ve Palich tarafından sunulmuş ve implant diş hekimliğinde yirmi yıldan fazla zamandır kullanılmaktadır [95]. Bu teknikle yapılan yüzey kaplama işleminde 40µm büyüklüğündeki titanyum partikülleri plazma alevi

ile ısıtılıp, yüksek ısı ve hızla titanyum yüzeyine püskürtülerek pürüzlü kaplama elde edilir. Bu yöntemle 6-10 kat artmış yüzey alanı elde edilir [96].

Hidroksiapatit (HA) kaplama yüzeyler

Bir kalsiyum fosfat bileşiği olan HA, kemiğin major bileşenlerindendir. HA yüzeyli implantlarda osseointegrasyon sürecinde hidroksiapatit molekülleri aşamalı olarak kemikle implant arasında yer değiştirir ve iyonik bağlar oluşturur [96].

Okside edilmiş (elektro parlatma) yüzeyler

İmplant yüzeyine elektrotlarla galvanostatik modda elektrokimyasal anodik oksidasyon yapılır. Böylece yüzeyde mikropörözite oluşturulur. İmplant yüzeyi boyunca oksit kalınlığı değişir, servikal bölgeye yakın bölgelerde minimal pürüzlülük ve ince oksit tabaka bulunurken, apikal bölgede oksit tabaka ve sertlik artar [96].

Lazerle pürüzlendirilmiş yüzeyler

Eximer lazer kullanılarak yapılan bu yüzey pürüzlendirme işleminde yüzeyde diğer pürüzlendirme işlemlerine kıyasla daha düzenli bir mikro pürüzlülük oluşturulabilir [96].

2.10. İmplant Materyalinin Seçimi

İmplant materyalleri seçilirken biyomekanik özellikler, işlenebilirlik, korozyon direnci, biyouyumluluk, aşınma direnci, toksisite ve sterilizasyon yöntemleri gibi birçok değişken açısından değerlendirilmelidir [98]. Yapılan çalışmalar sonucunda titanyum ve alaşımlarının (özellikle de Ti-6Al-4V) dental implant üretiminde en sık kullanılan materyal olduğu görülmüştür. Fakat protetik parçalarda altın, paslanmaz çelik, krom-kobalt (CrCo), nikel-krom (NiCr) farklı metal alaşımları halen kullanılmaktadır [99].

İlk olarak 1950'lerin başlarında yüksek kuvvet-yoğunluk oranları sebebiyle havacılık sanayisinde kullanılmaya başlanan titanyum, üstün biyouyumluluk özelliğinin yanında

metal yüzeyinde hızlı bir şekilde oluşan pasif film tabakası sayesinde korozyona dirençlidir ve allerjik reaksiyonlara neden olmaz. Çekme dayanıklılığının yüksek, elastisite modülünün düşük olması ve ısı geçirgenliği açısından çok iyi mekanik özelliklere sahip olması titanyumun dental implantlarda en sık kullanılan materyal olmasına neden olan diğer özellikleridir [100, 101].

Titanyum ve alaşımları dışında dental implant üretiminde kullanılan diğer materyaller seramikler, polimerler ve zirkonyum olarak sınıflandırılabilir. Hidroksiapatit (HA), trikalsiyumfosfat ve biyocamlar kemikle kimyasal bağlantı yapan biyoaktif seramiklerdir. Tüm implant da seramik olabilir veya seramik, titanyum yüzeyini kaplamak için kullanılabilir [102]. Poliamid, Polietilen, Politetrafloroetilen, Poliüretan, Polimetilmetakrilat gibi polimerler implant materyali olarak kullanılmış olsalar da kemiğe ilettikleri yükün rijit implantlardan daha fazla olduğu saptanmıştır. Ayrıca canlı dokulara bağlantılarının zayıf olması ve immünolojik reaksiyonlar yaratmalarından dolayı polimerlerin implant üretiminde kullanımından vazgeçilmiştir [99].

2.11. Dental İmplantolojide Biyomekanik Kavramlar

Biyomekanik, biyolojik dokuların, bu dokulara uygulanan kuvvet karşısındaki tutumunu inceleyen bir bilimdir. Biyomedikal mühendislik alanındaki gelişmeler sayesinde hastaların teşhisinde, tedavi planlamasında ve tedavisinde mekanik prensiplerin yol göstericiliğinden faydalanmak hekimlere kolaylık sağlamaktadır [8]. Biyomekaniğin diş hekimliğindeki kullanım alanı özellikle ağız içindeki yapılara gelen kuvvetler karşısında diş, restorasyon ve destek dokuların tepkilerini incelemek yönündedir [64].

Biyomekanik çalışmalar dental implantolojide implant, çevre dokular ve protez arasında oluşan gerilmeleri incelemekte ve bu yapılarda oluşan bozulmaları değerlendirmektedir [103]. Biyomekanik inceleme yapılan çalışmaların değerlendirilebilmesi için bazı mekanik kavramların bilinmesi gerekmektedir. Gerilme (stres) analizlerinde kullanılan bu terimler arasındaki küçük farkların bilinmesi, sonuç alma ve bu sonuçların doğru değerlendirilebilmesi için önemlidir.

2.11.1. Kuvvet

Kuvvet, bir cismin hareketini başlatan, değiştiren veya durduran herhangi bir etki olarak açıklanabilir. Newton'un ikinci kanunu kuvveti şu şekilde tanımlar:

$$F: m \times a$$

F: Kuvvet, m: Kütle, a: İvme

Birimi genellikle kilogram force (kgf) veya Newton cinsinden ifade edilir (1kgf=9,8 N).

Dental implant tasarımı ve materyalleri fizyolojik sınırlar içinde çiğneme sistemindeki stres ve kuvvetleri karşılayabilecek nitelikte olmalıdır. Osseointegre dental implantlarda implantlar kemikle doğrudan temasta oldukları için, doğal dişlerden farklı olarak, implant üstü yapılara gelen okluzal kuvvetler doğrudan kemiğe iletilmektedir. Dolayısıyla kemik-implant bütünlüğünün korunmasında, implant tasarımının ve protetik restorasyon tipinin olduğu gibi, çiğneme kuvvetlerinin de belirgin rolü vardır [104]. Bir materyalin mekanik olarak kırılması için tek bir defada uygulanan bir yükleme veya daha az ölçüde ancak tekrarlanan kuvvetler yeterli olabilir. Dolayısıyla bir materyalin uzun dönem dayanıklılığını, kırılma direncini, o materyalin başarısızlık göstermeden dayanabileceği, tekrarlanan kuvvetlerin en üst seviyesi belirler [105].

2.11.2. Stres (Gerilim)

Sabitlenmiş bir cismi bir kuvvet etkilediğinde, bu dış kuvvete karşı bir direnç gelişir. Bu iç reaksiyon, uygulanan kuvvetin şiddetine eşit ve uygulanan kuvvetin yönüne terstir ve 'stres (gerilme)' olarak adlandırılır. S veya σ ile gösterilir. Gerilme birim alana düşen kuvvettir [105, 106].

σ = Kuvvet (F)/ Alan (A) formula ile hesaplanır.

Gerilmenin birimi Paskal'dır ($\text{Pa}=\text{N}/\text{m}^2$). Genellikle, birim olarak Megapaskal kullanılır. ($1 \text{ MPa} = 10,6 \text{ Pa}$). Kuvvetin uygulanma şekline bağlı olarak baskı (compressive), gerilme-çekme (tensile) ve makaslama (shear) gerilmesi olarak sınıflandırılabilir. Kemik kısılcıca baskı, uzayınca çekme, kemiğin bir tarafı komşu tarafa paralel olarak hareket ediyorsa makaslama gerilmeleri (stresleri) meydana gelir [105, 106]

Çekme gerilmesi (Tensile Stres)

Bir cismin moleküllerini birbirinden ayırmaya zorlayan aynı düzlemde, fakat ters yönde iki kuvvetin uygulanması sonucunda meydana gelen gerilmedir [106].

Baskı gerilmesi (Compressive Stres)

Bir cismin moleküllerini birbirine yaklaştırmaya zorlayan aynı düzlemde, fakat ters yönde iki kuvvetin uygulanması sonucu meydana gelen gerilmedir [106].

Makaslama gerilmesi (Shear Stres)

Bir cisme farklı düzlemlerde fakat ters yönde uygulanan kuvvetler sonucunda, moleküllerin cismin yüzeyine paralel, ters yönde kayması sonucunda oluşan gerilmedir.

Çekme ve baskı gerilmeleri “ σ ” simgesi, makaslama gerilmeleri ise “ τ ” simgesi ile gösterilir. Normalde tüm cisimlerde bu üç gerilmenin bileşkesi bulunur. Kortikal kemiğin bu üç tip gerilmeye tepkisi farklıdır [106].

2.11.3. Gerinim (Strain)

Gerinim, bir cisme kuvvet uygulanması sonucu cisimde meydana gelen birim uzunluktaki değişim şeklinde tanımlanır. Gerinim atomların yer değiştirme miktarı olarak da ifade edilebilir. Atomların arasında yer değiştirmeye karşı koyan kuvvetler gerilim iken, atomların yer değiştirme direnci gerinimdir. Gerilme büyüklüğü ve yönü olan bir kuvvet iken, gerinim bir kuvvet değil sadece bir büyüklüktür [8].

Dental implantlara gelen kuvvetler sonucu implantlarda ve çevre dokularda deformasyon görülebilir. Bu deformasyon direkt olarak gerinim ile alakalıdır. Gerinimin ayrıca kemiğin remodelasyon aktivitesinde önemli bir rolü olduğu da bilinmektedir [105].

2.11.4. Elastikiyet katsayısı (Young Modülü)

Bir eksenindeki gerilim ile o eksen yönünde oluşan birim gerilmeyi ilişkilendiren katsayıdır. Başka bir ifade ile gerilim-birim deformasyon doğrusunun eğimidir. Elastikiyet modülü, yük altındaki cismin moleküllerindeki çekim kuvvetinin birim uzamaya karşı gösterdiği dirençtir [107]. Sert materyallerin deformasyona direncinin yüksek olması nedeni ile elastikiyet katsayıları da yüksek değerlerde olmaktadır. Elastikiyet katsayısı ilk defa fizikçi Thomas Young tarafından hesaplandığı için bu katsayı 'Young modülü' olarak da adlandırılmaktadır [108].

$$E \equiv \frac{\text{Çekme gerilmesi}}{\text{Birim şekil değiştirme}} = \frac{\sigma}{\varepsilon} = \frac{F/A_0}{\Delta L/L_0} = \frac{FL_0}{A_0\Delta L}$$

2.11.5. Poisson oranı

Poisson oranı bir cisme uygulanan belirli bir kuvvet sonucu cismin boyunda oluşan deformasyonun, kesitsel olarak oluşan deformasyona oranını belirtmektedir.

Poisson Oranı =Endeki Birim Boyut Değişimi/Boydaki Birim Boyut Değişimi

Materyalin enindeki birim uzamanın boyundaki birim uzamaya olan oranı olarak da ifade edilebilecek olan bu oran farklı materyallerde -1 ile 0,5 arasında değişiklik göstermektedir. Daha yumuşak olan materyaller çekme esnasında çapraz kesitte daha fazla azalma gösterirler ve Poisson oranı daha yüksek olur. Malzemenin kırılma noktasında ise çapraz kesitteki değişim son bulur [108, 109].

2.11.6. Elastik sınır limit

Cisimlerin yük ortadan kalktığında orijinal boyutlarına dönebildikleri maksimum gerilme miktarı ise elastik sınır olarak tanımlanmaktadır [95].

2.11.7. Yield stres

Yield stres; materyaldeki plastik deformasyonun başlangıcında oluşan gerilmedir. Yield noktasından önce materyal elastik deformasyondadır ve gerilme ortadan kalktığında eski haline geri döner. Bu noktayı aşacak kadar bir gerilme olursa plastik deformasyon oluşur ve şeklen geri dönüşüm olmaz. Yüksek yield stresine sahip bir materyalde daimi deformasyon oluşması daha zor gerçekleşmektedir [109].

2.12. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi (SESA)

Sonlu elemanlar stress analizi (SESA) sayısal yöntemler içerisinde özellikle mühendisler tarafından her gün daha yaygın olarak kullanılan sayısal bir çözüm şeklidir. Mühendislik yapılarının tümü analitik formülasyona ya da her koşulda denenmeye uygun olmadığından, yapıların çeşitli çalışma koşulları altındaki davranışlarını belirlemekte kolay olmamaktadır. Bu gibi durumlarda yaklaşık çözümler veren sayısal yöntemlerin kullanılması gerekmektedir ve bu yöntemlerin en önemlilerinden biri de sonlu elemanlar stres analizi yöntemidir [110].

SESA yöntemi ilk olarak 1956 yılında uçak mühendisliği alanında Turner ve arkadaşları tarafından geliştirilen matematiksel bir stres analizi yöntemidir. 1960 yılında ilk olarak Clough SESA metodunu adlandırmıştır [111]. Yöntem zamanla tüm mühendislik dallarında benimsenmiş, 1970'lerden sonra da diş hekimliğinin ilgi alanına girerek biyomekanik uygulamalarda bu yöntemi kullanan çalışmaların sayısı gün geçtikçe artmıştır [108, 112].

SESA yöntemi dental implantoloji uygulamalarında ilk olarak 1976 yılında Weinstein ve arkadaşları tarafından kullanılmıştır. Literatürde dental implantoloji alanında sonlu elemanlar yöntemi ile yapılan çalışmalarda kemik-implant sisteminin detaylı geometrisi,

materyal özellikleri, sınır koşulları ve kemik-implant ara yüzeyi başlıca araştırma konuları olmuştur [113-115].

SESA yöntemi, karmaşık problemlerin basit alt problemlere ayrılarak her birinin kendi içinde çözülmesiyle tam çözümün bulunduğu matematiksel bir analizdir [108]. Bu yöntemin temel prensibi her cismin belli sayıda küçük parçalara bölünmesi ve bunların birbirleriyle komşuluk yapan köşelerinde oluşturulan noktaları ile temasta olmalarıdır. Yöntemde çözümü istenen geometrik cisme (ör: alt çene kemiği) ait problemin tam olarak formüle edilmesinin güçlüğü nedeniyle cisim hesaplama yapılması daha kolay küçük geometrik birimlere (ör; çubuk, üçgen, dörtgen, dörtgenler prizması ve piramit) bölünmektedir. Tüm yapı davranışı daha önce belirlenmiş olan bu geometrik birimlere “eleman” (element), elemanlara bölünmüş geometrik cisme “matematiksel model” ve bu elemanları birleştiren köşe noktalarına "düğüm" (node) adı verilir [111].

Kuvvet dağılımının modelde hassas olarak elde edilebilmesi için mümkün olduğunca çok sayıda eleman kullanmak gereklidir [116]. Belirli bir başlangıç noktasına göre, tüm düğümlerin eksenler üstündeki koordinatları saptanarak bilgisayara aktarılır. Model oluşturulurken, elemanların materyal özelliklerini belirleyen poisson oranı ve elastikiyet katsayısı (Young modülü) değerleri bilgisayar programına tanıtılır. Modelde düğüm noktalarına dışarıdan en basit dış etken ve sınır koşulların uygulanmasıyla meydana gelen değişiklik durumları için matrisler oluşmakta, bu matrisler bilgisayar yardımıyla çözülmektedir [117]. Bu sayede asal gerilimler (principal stres), eksenel gerilimler (axial stres), yer değiştirme değerleri (displacements), deformasyon değerleri veya eşdeğer gerilimler (equivalent principal stres) elde edilir. Bu veriler değerlendirilirken incelenen materyalin mekanik özellikleri göz önüne alınır. Elastik limiti olan veya kırılabilirliği olan materyaller için asal gerilim (principal stres) değerleri önemlidir.

Asal gerilme (principal stres)

Kombine streslere sahip bir sistemde analiz amacıyla "Principal Stres" adı verilen temel bir sistem oluşturulmaktadır [109]. Üç boyutlu bir elemanda, en büyük gerilme değerleri,

bütün makaslama bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşur. Bir eleman bu konumda olduğu zaman, normal gerilmelere "asal gerilme" denir.

Asal gerilme; maksimum, ara ve minimum asal gerilme olarak üçe ayrılır. “ σ_1 ”en büyük pozitif değeri ve maksimum çekme gerilmesini, “ σ_3 ”en küçük negatif değeri ve maksimum basma gerilmesini, “ σ_2 ”ise ara değeri gösterir [109, 118].

Von Mises gerilmesi (Von Mises stres)

Von Mises gerilmesi, esneyebilen malzemeler için şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanır. Bir yapının belli bir bölümündeki iç enerji belli bir sınır değerini aşarsa yapı bu noktada şekil değiştirir. Bu stres değeri Von Mises tarafından bir biçim değiştirme enerjisi olarak adlandırılmıştır. Von Mises Stres sonuçları çekilebilir materyaller için önemlidir. Birimi Paskal’dır (Pa) [109, 118, 119].

SESA yönteminde temel prensip, sürekli fonksiyonları, bölgesel sürekli fonksiyonlar (genellikle polinomlar) ile temsil etmektir. Bunun anlamı, bir eleman içerisinde hesaplanması istenen büyüklük (ör: deplasmanın) değerinin, o elemanın düğümlerindeki değerler kullanılarak hesaplanmasıdır. Bu nedenle, sonlu elemanlar metodunda bilinmeyen ve hesaplanması istenen değerler düğümlerdeki değerlerdir. Belirli bir prensip (ör: enerjinin minimum olması prensibi) kullanılarak, büyüklük alanının düğümlerdeki değerleri için bir denklem takımı elde edilir [120].

$$[K] \cdot [D] = [R]$$

Burada, [D] büyüklük alanının düğümlerdeki bilinmeyen değerlerini temsil eden vektör, [R] bilinen yük vektörü ve [K] ise bilinen sabitler matrisidir. Stres analizinde, [K] direngenlik matrisi olarak bilinmektedir [120].

(SESA) yönteminde problemin çözülebilmesi için bilgisayara aşağıdaki bilgilerin verilmesi gerekir [120]:

- Analizi yapılacak cismin geometrisini oluşturan koordinatlar,
- Uygun eleman tipinin seçimi,
- Geometrinin elemanlara bölünmesi,
- Modeli oluşturan materyallerin özellikleri,
- Modele uygulanan dış etkenler (uygulanan kuvvet ve yönü vb.),
- Geometrinin sınır şartları (destekleme yeri, doğrultusu vb.),
- Analizin tipi (dinamik, statik, elektromanyetik vb.).

Böylece bilgisayarda çok sayıda denklem çözüldükten sonra kuvvet uygulaması altında yapı içerisinde her düğümde oluşan stresler ve yer değiştirmeler hesaplanabilir.

2.12.1. SESA yönteminin avantajları [109, 120]:

1. Analitik ve deneysel metotlardan daha hassas sonuç verir.
2. Düzensiz geometri gösteren katılar ile farklı özelliklere sahip karmaşık yapılara uygulanabilir.
3. Sınır şartlarının uygulanabilirliği kolaydır.
4. Modellerin materyal özellikleri gerçeğe uygun olarak verilebilir. İzotrop ve homojen olmayan materyal özellikleri kullanılabilir.
5. Değişik malzeme özellikleri bulunan problemler ek bir zorluk oluşturmazlar.
6. Farklı yüzeyler arasındaki yapışma, sürtünme, temas ve adaptasyon durumu gerçeğe yakın şekilde belirlenebilir.
7. Tüm stres bileşenlerinin nümerik olarak hesaplanması ile detaylı ve gerçeğe yakın bilgi elde edilebilir.
8. Analiz sonuçları hem incelenen objenin bütünü için, hem de istenilirse incelenmek istenen bölgedeki elemanlara ait olarak değerlendirilebilir.
9. Birçok problemin çözümünde tek bir model ve bilgisayar programı kullanılabilir.
10. Bitişik elemanlardaki malzeme özellikleri aynı olmayabilir. Bu özellik, bir kaç malzemenin birleştirildiği cisimlerde uygulanabilmesine olanak sağlamaktadır.

11. Eleman boyutları kullanıcı tarafından değiştirilebilir. Böylece önemli değişiklikler beklenen bölgelerde daha küçük elemanlar kullanılarak hassas işlemler yapılabilirken, aynı parçanın diğer bölgeleri büyük elemanlara bölünerek işlem hızı arttırılabilir.
12. Süreksiz yüzey yüklemeleri gibi sınır durumları yöntem için zorluk oluşturmaz. Karışık sınır durumları kolaylıkla ele alınabilir.
13. Yükleme ile ilgili pozisyonlar ve miktar değişikliklerinin uygulanması kolaydır.

2.12.2. SESA yönteminin dezavantajları [108, 120]:

1. Bu yöntem ile yapılan araştırmanın sonuçları malzeme özelliklerinin doğru işlenmesine son derece bağlıdır.
2. Veri işlenmesinin araştırmacının sorumluluğunda olmasından dolayı doğru bir bilgi aktarımı gerektirmektedir.
3. Analizin yapılabilmesi için bilgi birikimi, teknoloji ve zamana ihtiyaç duyulmaktadır.
4. Gerçek şartların katı model üzerine uygulanabilmesi sadece bilgisayar donanımı ve sonlu elemanlar programı ile yapılabilmektedir.

2.12.3. SESA yönteminde çözüm tekniği

Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile çözülebilecek birçok farklı problem ve bu problemlerin çözümünde kullanılan onlarca program olmakla birlikte analizlerde takip edilen işlem sırası temelde aynıdır. Analizde takip edilen işlemler, sonlu elemanlar yönteminin çözüm teorisi de dikkate alınarak şu şekilde sıralanabilir:

A) Hazırlık İşlemleri (Pre-processing):

1. Problemin tanımlanması ve yapılacak analizin belirlenmesi
2. Model geometrisinin oluşturulması: Model geometrisinin oluşturulması, çözümü istenen problemin geometrisinin oluşturulma işlemidir. Problem bilgisayarda çözülecek ise model sonlu elemanlar paket programında oluşturulur veya bir Computer aided design (CAD) programında oluşturularak IGES, DXF gibi ortak bir dosya formatı kullanılarak sonlu elemanlar programına aktarılır [108].

3. Eleman özelliklerinin belirlenmesi ve modelin elemanlara ayrılması: Paket programın eleman kütüphanesinden veya kullanıcının kendisinin tanımladığı şekilde söz konusu model geometrisine ve problemin tipine uyumlu bir eleman seçimi yapılır. Uygun eleman tipi ve büyüklüğü çözüm sonuçları üzerinde doğrudan etkilidir. Elde edilen model, çözüme uygun olacak şekilde belirlenecek elemanlara bölünür ve ağ yapısı elde edilir [108].
4. Malzeme özelliklerinin belirlenerek sisteme girilmesi: Bu adımda, yapılacak çözüme uygun olarak kullanılacak malzeme özellikleri belirlenerek sisteme girilir. (elastikiyet katsayısı, poisson oranı, plastisite, hiperplastisite sabiti vb.) [108].
5. Sınır şartlarının belirlenerek sisteme girilmesi: Analiz edilecek sistemin üzerine etki eden yükler elemanlara ayrılmış olan model üzerindeki düğüm noktalarına veya elemanlar üzerine, doğrultuları ve büyüklükleri ile birlikte yerleştirilir. Sistemin serbestlik derecesi ise düğüm noktalarının belirli yönde ilerleme veya dönme hareketlerinin kısıtlanması ile belirlenir [108].

B) Çözüm İşlemleri:

1. Her bir eleman için denklemlerin elde edilmesi: Bilinen dış etkenler ile bilinmeyen alan değişkenleri arasındaki ilişki, her bir eleman için denklemlerle ifade edilerek matris formunda yazılır [108].
2. Sistemin katılık matrisinin ve denge denkleminin elde edilmesi: Her eleman için ayrı ayrı elde edilen denklemler uygun şekilde birleştirilerek tüm sistem için geçerli olan bir denklem takımı elde edilir. Sistemin denge denklemi olarak ifade edilen ve katılık matrisini içeren bu denklem takımı tüm sistemin toplam serbestlik derecesi kadar denklem oluşturur [108].
3. Denge denkleminin çözümü ile sistemin cevabının bulunması: Elde edilen matris eşitliği çözülerek düğüm noktalarındaki alan değişkenlerinin değeri yani sistemin cevabı sayısal olarak bulunur. Birden fazla elemana ait olan ortak düğüm noktalarında sonuçlar, elemanlar arasında farklı hesaplanmış ise bu durumda o düğüm noktası için interpolasyon yapılarak ortak bir değer belirlenir [108].

C) Sonuç İşlemleri (Post-processing):

1. Çözümün görselleştirilmesi: Elde edilen analiz sonuçları liste halinde alınabilir veya çeşitli şekillerde ekranda görüntülenebilir. Örneğin gerilme analizi probleminde, deformasyona uğramış model, seçime göre farklı değerlerde gerilme veya yer değiştirmeleri ifade eden çizgilerle veya bölgelerin renklendirilmesi ile görüntülenir. Gerilmeler von Mises, Tresca gibi değişik akma kriterlerine göre hesaplanabilir. Çözümü yapılan probleme ait model üç boyutlu ise, değişik açılardan görüntülenebilir, istenen düzlemlerden parça üzerinden kesit alabilir ve iç kısımlardaki gerilme dağılımı görüntülenebilir [108].
2. Sonuçların değerlendirilmesi: Elde edilen sonuçlar amaçlanan hedefler doğrultusunda değerlendirilir [108].

Bu araştırmanın amacı tam dişsiz alt çenelerin protetik rehabilitasyonu için implant destekli overdenture protez planlanan hastalarda seçilecek olan implantların; yiv şeklinin, yiv adım mesafelerinin ve boyun bölgesinde parlak yüzeye sahip olma durumlarının ısıрма kuvvetleri altında kortikal, spongioz ve implantın kendisinde oluşturacağı gerilme, sıkışma ve von Mises kuvvetlerini karşılaştırmalı olarak incelemektir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma oluşturulurken Gazi Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi Ağız, Diş, Çene Cerrahisi Anabilim Dalı hasta arşivinde bulunan bilgisayarlı tomografi (BT) verilerinden yararlanılarak özel SESA programları aracılığıyla modellemeler yapılmıştır.

Yapılan araştırmada tam dişsiz mandibulaya ait bilgisayarlı tomografi verileri kullanılarak bilgisayar ortamında ayrıca dişsiz alveolar kret, protez kaidesi, implantlar ve implant üzeri ball ataçmanlar (top tutucular) modellenmiştir. Modelleme işlemleri tamamlandıktan sonra SESA yöntemiyle modeller üzerinde statik lineer analizler yapılmıştır.

3.1. İmplantların ve Protetik Üst Yapıların Modellenmesi

Bu araştırmada implant modelleri oluşturulurken her modelde farklı implant üreticilerinin standart çap ve boy olarak önerdiği ürünleri kullanılmıştır. Her modelde üst yapı olarak implantlarla uyumlu standart yüksekliğe sahip ball ataçmanlar tercih edilmiştir. İmplantlar ve ball ataçmanlar “Nextengine 3D tarayıcısı” (NextEngine, Inc. 401 Wilshire Blvd, Ninth Flor Santa Monica, California 90401) ile makro ölçeğe 3 boyutlu olarak taranmış olup sterolitografik formatta elde edilen görüntü verileri, Rhinoceros 5.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) yazılımına gönderilmiş ve modeller elde edilmiştir. Ayrıca taranan implantlar üzerinde aynı program ile yiv mesafeleri de ölçülmüştür. Modellerde kullanılan implantlar sınıflandırılırken implantların yiv özelliklerine göre iki ana grup oluşturulmuştur. A grubundaki modellerde “V şekilli” yive sahip implantlar kullanılırken, B grubundaki modellerde “Tersine Payanda” şeklindeki yive sahip implantlar kullanılmıştır. Modeller oluşturulurken ayrıca en küçük yiv adımına sahip implanttan en büyük yiv adımına sahip olan implanta doğru yiv adımlarının büyüklüğüne göre sıralama yapılmıştır. Farklı yiv şekilleri için gruplararası karşılaştırma yapılırken, farklı yiv adımları için ise grup içi karşılaştırma yapılmıştır. Modellerde kullanılan implantların ticari markaları, boy, çap ve yiv özellikleri Çizelge 3.1’de gösterilmiştir.

Çizelge 3.1. Modellerde Kullanılan implantların marka, çap, boy ve yiv özellikleri

Model	Dental İmplant Markası	Yiv Şekli	Yiv Adımları
Grup A1(Model1)	Astra Tech osseospeed implant (Çap 4.0 mm boy 10mm)	V şekilli	Boyun bölgesinde yiv adımı:0.18mm Diğer yiv adımı:0.6mm
Grup A2(Model2)	Straumann Kemik seviyesi implant (Çap 4.1 mm boy 10mm)	V şekilli	0.75mm
Grup A3(Model3)	Dentsply Xive implant (Çap 3.8mm boy 9.5mm)	V şekilli	Boyun bölgesinde yiv adımı:0.8 Diğer yiv adımı:0.85mm
Grup B1 (Model4)	Bicon İntegra implant (Çap 4.0mm boy 11mm)	Tersine payanda	1mm
Grup B2 (Model5)	Swisspluss implant (Çap 4.1 mm boy 10mm)	Tersine payanda	1.2mm
Grup B3 (Model6)	Straumann Doku seviyesi implant (Çap 4.1 mm boy 10mm)	Tersine payanda	1.25mm

3.2. Dışsız Mandibulanın Modellenmesi

“Rhinceros 4.0” (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) yazılımı yardımıyla krestal kortikal kemik ve spongios kemik tabakaları bilgisayarlı tomografi (BT) verileri baz alınarak oluşturulmuş mandibula modeli üzerinde modellenmiştir. Modellerde implantların yerleştirildiği mandibulanın anterior bölgesi başta olmak üzere mandibulanın genelinde misch kemik yoğunluğu sınıflamasına göre D2 tip kemik bulunduğundan dens trabeküler kemik ve bunu kaplayan 1mm dış kortikal kemik olacak şekilde kemik tabakaları modellenmiştir.

3.3. Sonlu Elemanlar Stres Analizinde Kullanılacak Üç Boyutlu Modellerin Oluşturulması

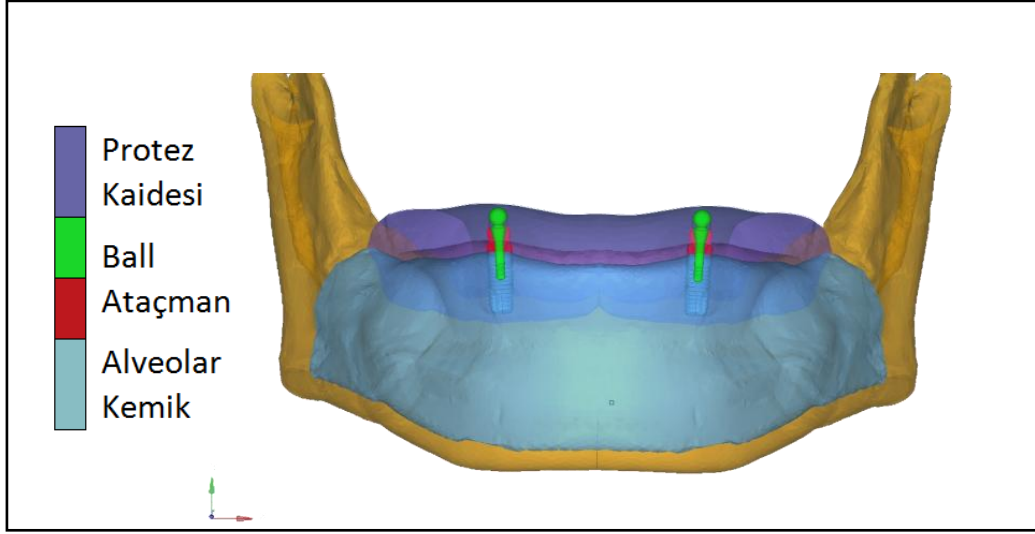
Araştırmada Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi kliniklerinde implant destekli overdenture protez (IDO) endikasyonu konulmuş ve BT (Bilgisayarlı Tomografi) incelemesi yapılmış hasta kayıtları kullanılmıştır. BT kayıtları arasından çalışmada kullanılmaya uygun nitelikteki mandibular tam dişsizliğe sahip bir olgu seçilerek modelleme için kullanılmıştır. Birer mm’lik kesitler alınarak elde edilmiş olan BT verileri medikal görüntü formatı DICOM’a (Digital Imaging and Communications in Medicine) dönüştürülmüştür. Bu amaçla Intel Pentium® D CPU 3,00 GHz işlemci, 300 GB Hard Disk, 4.00GB RAM donanımlı ve Windows XP Professional Version 2002 Service Pack 3 işletim sistemi olan bir bilgisayardan yararlanılmıştır.

Kesitlerin modele dönüştürülmesi amacıyla Marc 2013 (MSC Software Corporation, Santa Ana, Ca, USA) bilgisayar programı kullanılmış olup oluşturulan sanal mandibula üzerinde kanin dişler bölgesine planlanan yiv özelliklerini taşıyan silindirik gövde şekline sahip toplam altı farklı implant altı farklı modelde simetrik ve ikişerli olacak şekilde yerleştirilmiştir. Çalışmadaki üç modelde V şekilli yiv profiline sahip implant, diğer üç modelde ise tersine payanda yiv şekilli implantlar kullanılmıştır. Çalışma modelleri daha anlaşılır ve basit olması amacıyla gruplandırılmış olup V şekilli yive sahip implantlar A grubu ve tersine payanda yiv şekilli implantlar ise B grubu olarak adlandırılmıştır. Bu gruplar da kendi aralarında alt gruplara ayrılmıştır.

3.3.1. A grubuna ait modeller

Grup A1 (Model 1)

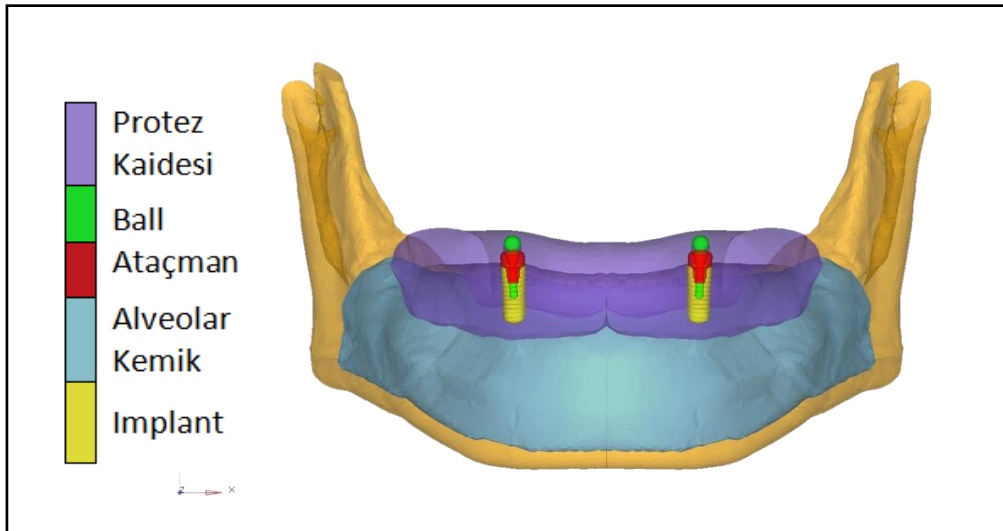
Grup A1’de (model 1’de) iki adet 4.0mm çapında ve 10mm uzunluğunda Astratech Osseospeed Tx marka implant (Dentsply Implants Aminogatan 1 Box 14 43121 Mölndal Sweden) mandibular sağ ve sol kanin dişler bölgelerine uygulanmıştır (Şekil 3.1). İmplantlar üzerine ball ataçmanlar yerleştirilmiş ve protez kaidesi de modellenmiştir.



Şekil 3.1. Grup A1 (Model 1)

Grup A2 (Model 2)

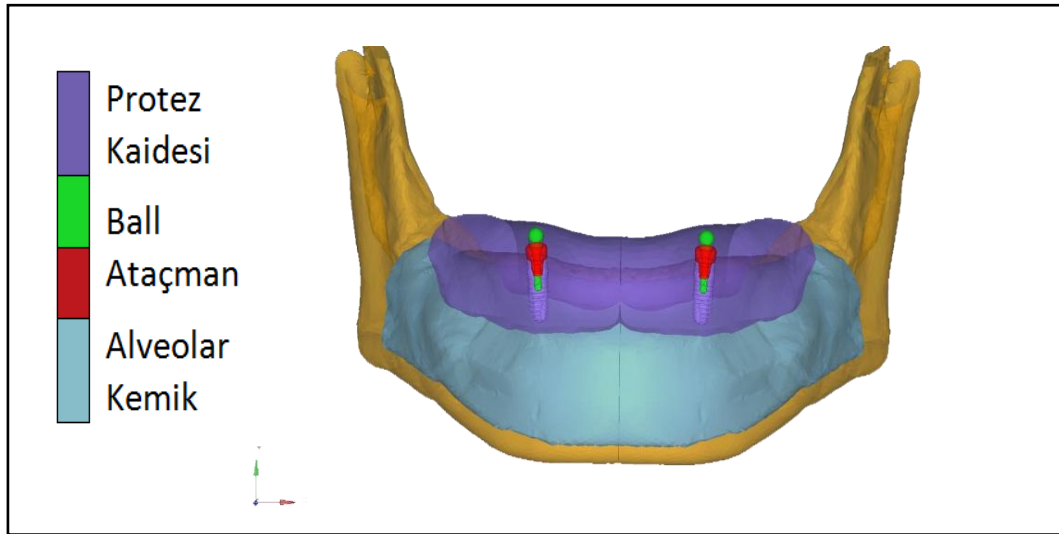
Grup A2’de (model 2’de) iki adet 4.1 mm çapında ve 10 mm uzunluğunda Straumann(Straumann AG Institut CH 4052 Basel Switzerland) kemik seviyesi implant mandibular sağ ve sol kanin dişler bölgelerine uygulanmıştır (Şekil 3.2). İmplantlar üzerine ball ataçmanlar yerleştirilmiş ve protez kaidesi de modellenmiştir.



Şekil 3.2. Grup A2 (Model 2)

Grup A3(Model 3)

Grup A3'te (model 3'te) iki adet 3.8 mm çapında ve 9.5 mm uzunluğunda Dentsply Xive marka (Dentsply Implants Steinzeugstr. 50 68229 Mannheim Germany) implant mandibular sağı ve sol kanin dişler bölgelerine uygulanmıştır (şekil 3.3). İmplantlar üzerine ball ataçmanlar yerleştirilmiş ve protez kaidesi de modellenmiştir.

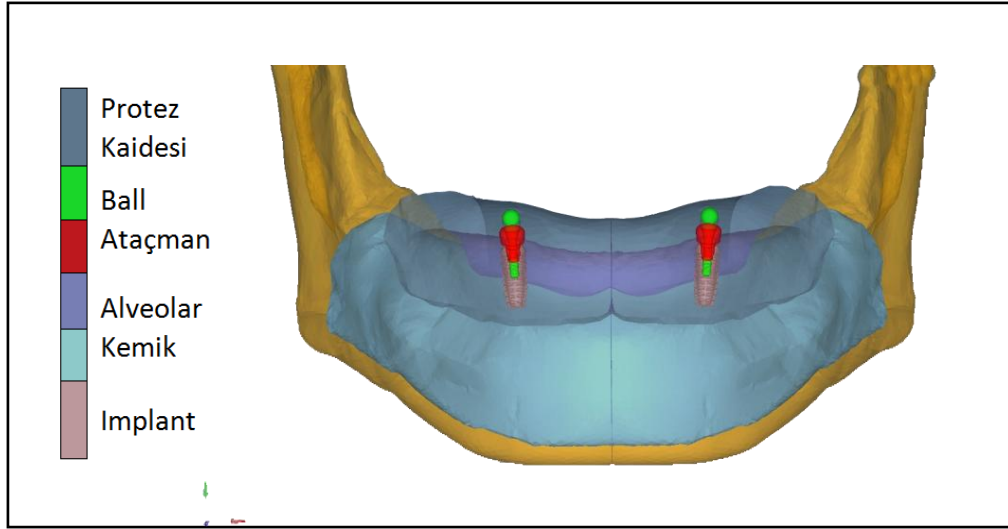


şekil 3.3. Grup A3 (Model 3)

3.3.2. B grubuna ait modeller

Grup B1 (Model 4)

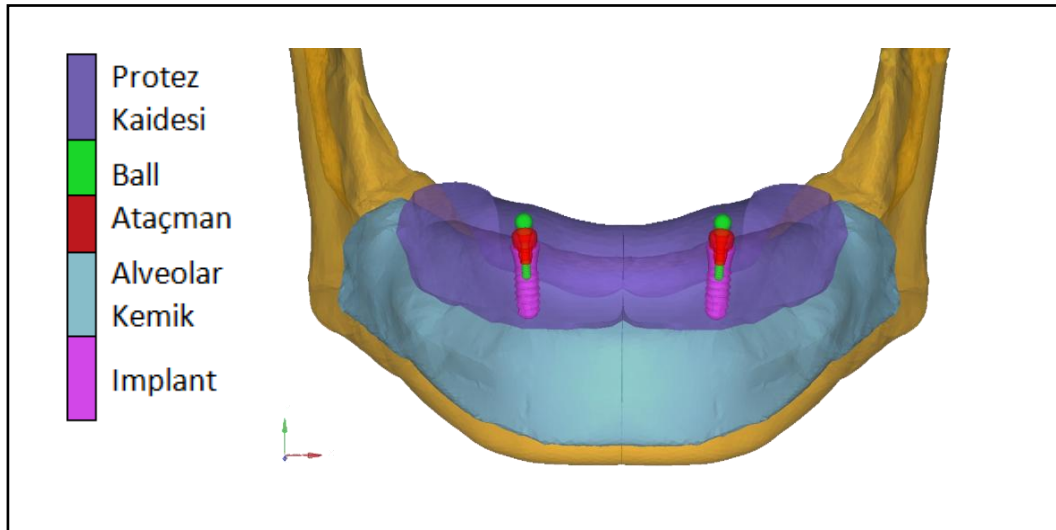
Grup B1'de (model 4'te) iki adet 4.0 mm çapında ve 11 mm uzunluğunda Bicon İntegra marka (Bicon Dental Implants 501 Alborway MA 02130 Boston USA) implant mandibular sağı ve sol kanin dişler bölgelerine uygulanmıştır (şekil 3.4). İmplantlar üzerine ball ataçmanlar yerleştirilmiş ve protez kaidesi de modellenmiştir.



Şekil 3.4. Grup B1 (Model 4)

Grup B2 (Model 5)

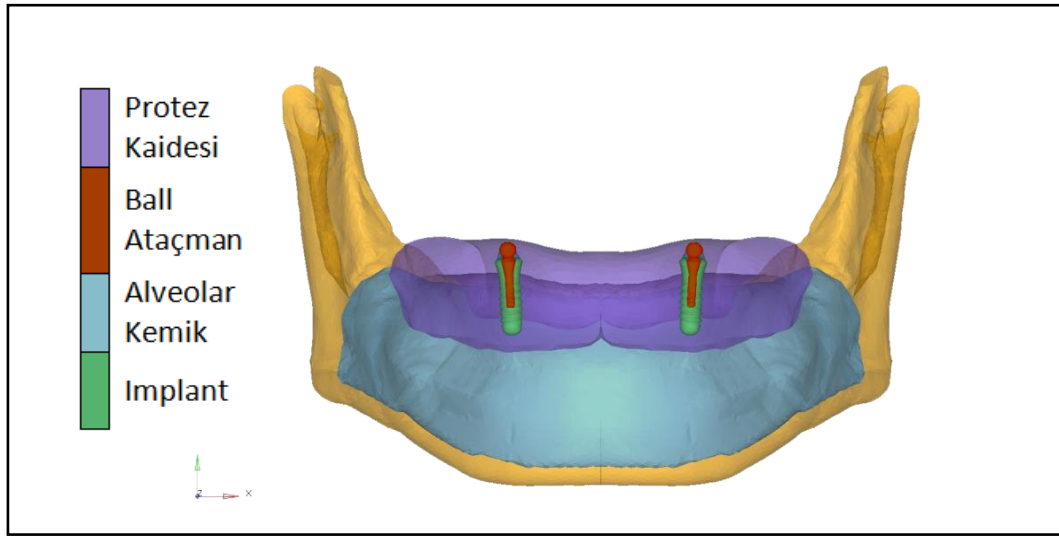
Grup B2’de (model 5’te) iki adet 4.1 mm çapında ve 10 mm uzunluğunda Swissplus marka (Zimmer Dental İmplants 1900 Aston Ave. CA 92008 Carlsbad USA) implant mandibular sağ ve sol kanin dişler bölgelerine uygulanmıştır (Şekil 3.5). İmplantlar üzerine ball ataçmanlar yerleştirilmiş ve protez kaidesi de modellenmiştir.



Şekil 3.5. Grup B2 (Model 5)

Grup B3 (Model 6)

Grup B3'te (model 6'da) iki adet 4.1 mm çapında ve 10 mm uzunluğunda Straumann (Straumann AG Institut CH 4052 Basel Switzerland) doku seviyesi implant mandibular sağ ve sol kanin dişler bölgelerine uygulanmıştır (Şekil 3.6). İmplantlar üzerine ball ataçmanlar yerleştirilmiş ve protez kaidesi de modellenmiştir.



Şekil 3.6. Grup B3 (Model 6)

3.4. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi

Geometrik model yüzeyi modelleme sırasında “mesh” adı verilen daha küçük parçalara bölünmüştür [121]. Dik ve dar açılı yüzeyler gibi riskli bölgeler çizgisel elemanlardan arındırılmıştır.

Sonuçların en gerçekçi şekilde elde edilebilmesi amacıyla eleman sayısı olabildiğince fazla kullanılmıştır. Matematiksel modellerde 4 düğüm noktalı tetrahedral solid (katı dörtyüzlü piramit) elemanlar tercih edilmiş ve bu elemanlar her bir modelde homojen olarak dağıtılmıştır. Bu çalışmada mandibula, implantlar ve implant üstü protez kaidesi içeren matematiksel modellerin hazırlanması aşamasında 663,742 ila 1,586,878 arasında eleman sayısı ve 120,026 ila 276,092 arasında düğüm sayısı kullanılmıştır.

3.5. Sistemin Birleştirilmesi

Matematiksel modellemeler ardından sonlu elemanlar stres analiz programından sonuçların doğru alınabilmesi için sistem elemanlarının analiz programına ayrı ayrı tanımlanmalıdır [122]. Bu çalışmadaki sistem elemanları; mandibular kemik dokusu, implant, implant üzeri ball ataçman ve protez kaidesi yapıları olarak belirlenmiştir.

Yapılan bu çalışmamızda, kortikal kemik ile spongioz kemiğin kendi iç özelliklerine bağlı olarak yük aktarımı yaptıkları varsayılmıştır. İmplantlar ile periimplant dokular; implantlar ile ball ataçmanlar ve ball ataçmanlar ile implant-üstü protezler arasındaki bağlantı, yük aktarımını kesintisiz iletecek şekilde düzenlenmiştir. İmplantların çevre kemik dokusu ile %100 osseointegre olduğu varsayılmıştır [123]. İmplantların boyun bölgesinde, vestibül ve lingual yüzeylerinde 1.7 mm kemik kalınlığı oluşturulmuştur.

3.6. Modellere Uygulanan Sınır Koşulları

Oluşturulan modeller üç boyutlu uzayda serbest konumdadır. Bu şartlar altında model üzerinde analizlerinin yapılabilmesi için modellerin belirli noktalardan desteklenmesi ve sınırlarının tanımlanması gerekmektedir. SESA çalışmalarında belirlenen modeller en az iki düzlemde sabitlenmelidir. Oluşan stresler düzleme aktarıldıktan sonra sonuçları doğru yorumlamak için seçilecek bu düzlemlerin analiz yapılacak bölgelerden uzak noktalardan geçmesi sağlanmalıdır. Bu amaçla modeller yüklemelere en uzak noktalar olan fossa bölgesinden sabitlenmiştir.

3.7. Materyal Özellikleri

Bu çalışmada kullanılan bütün materyaller homojen, izotropik ve doğrusal (lineer) elastik olarak kabul edilmiştir. Protez kaidesinin, mukozanın, kortikal ve spongioz kemiğin ve implantların materyal özellikleri yapılan çalışmalar örnek alınarak belirlenmiştir.(Çizelge3. 2)Protez kaidesi olarak akrilik rezin materyali kullanılmıştır [124].

Çizelge 3.2. Çalışmada kullanılan materyal özellikleri

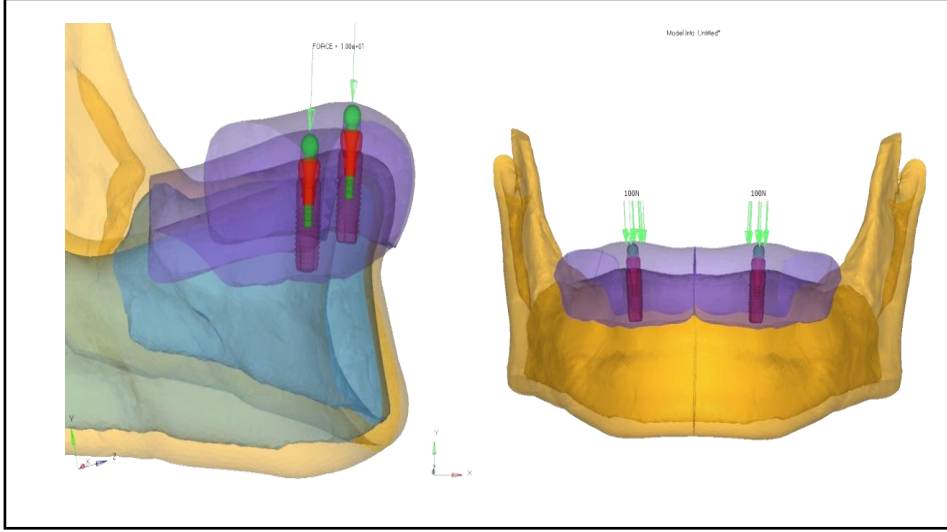
	Elastisite Modülü(MPa)	Poisson Oranı
Protez(Akrilik Resin)	3000	0.35
Kortikal Kemik	13700	0.30
Mukoza	1	0.37
Kansellöz Kemik	1370	0.30
İmplant (Titanyum)	103400	0.35

3.8. Yükleme Koşulları

Araştırmada tüm modellerde yükleme yapılırken mandibulada ısırma kuvvetini yansıtmak için implantlar üzerine vertikal ve aksiyel eksenle 30° açı yapacak şekilde oblik 100 N kuvvet alansal olarak uygulanmıştır. Yükleme sonucu çevre dokularda, implant-kemik arayüzünde (implant yivlerinin etrafında), implant ve ball ataçmanları üzerinde oluşan stresleri karşılaştırmak üzere oluşturulan altı farklı modele ait stres değerleri, renkli dağılım skalaları ve tablolar kullanılarak gösterilmiştir. Kortikal ve spongios kemikte oluşan gerilme ve sıkışma (basma) stresleri ölçüldükten sonra elde edilen Pmax ve Pmin değerleri megapaskal (Mpa) cinsinden grafikler üzerinde incelenmiştir.

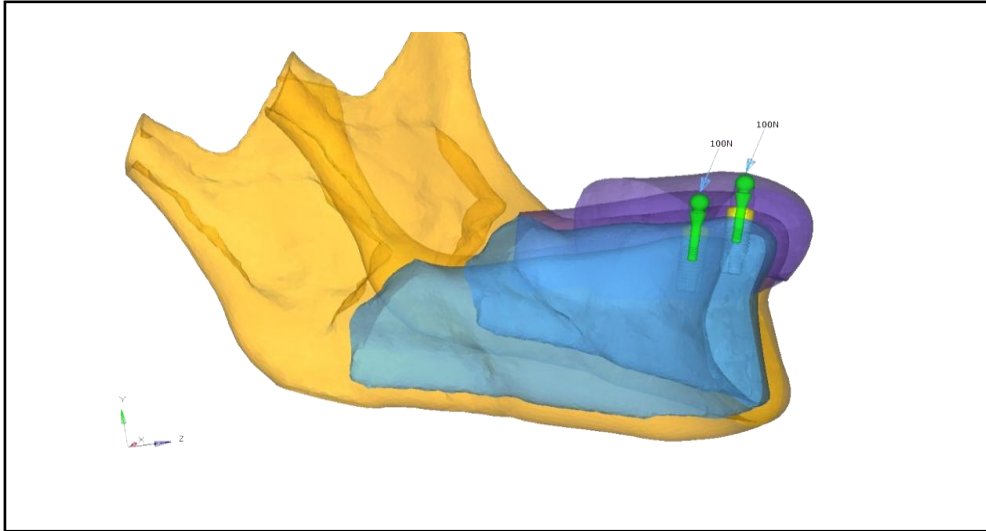
Vertikal yükleme

Tüm modellerde protezkaidesinin uzun ekseninde vertikal olarak mandibular kanin diş tüberkül tepesi (implant tepe noktası) hizasından yaklaşık 5mm²’lik bir alana 100N’luk kuvvet uygulanmıştır (Şekil 3.7.).



Şekil 3.7. Vertikal yükleme

Oblik Yükleme: Tüm modellerde protez kaidesinin uzun eksenine 30° açı yapacak şekilde oblik olarak mandibular kanin diş tüberkül tepesi (implant tepe noktası)hizasından yaklaşık 5mm²’lik bir alana 100N’luk kuvvet uygulanmıştır (Şekil 3.8.).



Şekil 3.8. Oblik Yükleme

3.9. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Programında Analiz Sonuçlarının Elde Edilmesi

Çalışmada kullanılan materyaller ve yapılar üzerinde elde edilen veriler değerlendirilirken Tanino, Hayakawa, Hirano ve Minakuchi (2006) yaptıkları çalışmadaki materyal mekanik

özellik standartlarından yararlanılmıştır [124]. Asal gerilim değerleri (principal stres) implant, kemik, ball ataçman ve protez materyali gibi belli bir elastik limiti yani kırılma sınırı olan yapılar için önemlidir. Modellerde elde edilen maksimum asal gerilme (P_{maximum}) en yüksek gerilme stresini, en düşük asal gerilim ise (P_{minimum}) maksimum basma (sıkışma) stresini göstermektedir [125].

Yapılan bu çalışmada MSC. MARC (MSC. Software, CA, USA) analiz programından yararlanılmıştır. Analizler aracılığıyla elde edilen bulgular dağılım skalaları ile değerlendirilmiştir. Tüm stres değerleri, renk ve miktar skalaları ile gösterilmiştir. SESA yönteminde bulgular varyans içermeyen matematiksel formüllerle hesaplandığından bulgular herhangi bir istatistiksel analiz yapılmamıştır. Elde edilen sonuçlar sonrasında renk skalaları ve grafikler aracılığı ile karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiştir.

4. BULGULAR

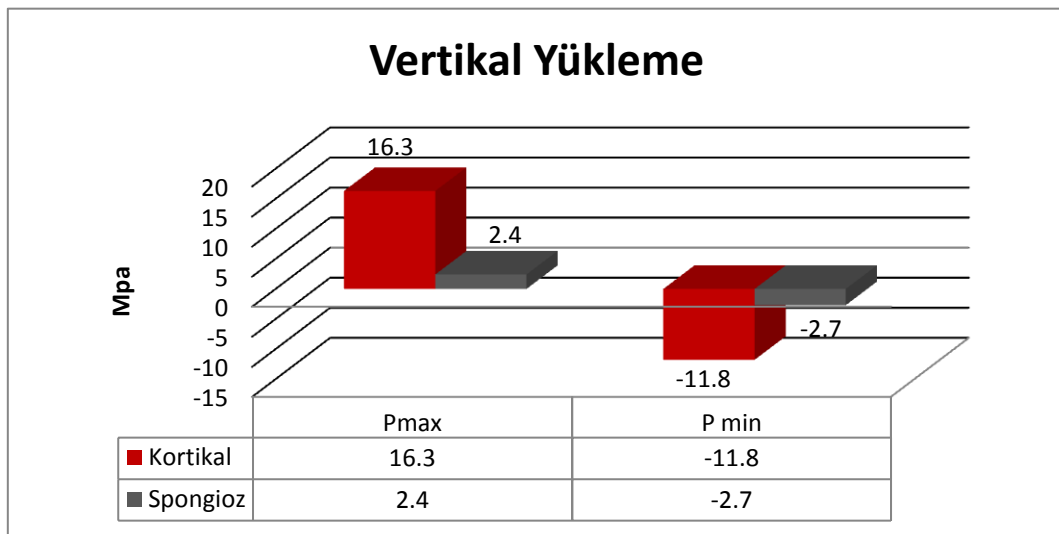
Çalışmanın bu bölümünde SESA yöntemiyle üç boyutlu modeller üzerinde 100N'luk kuvvet vertikal ve oblik olarak uygulanmış, kortikal ve spongioz kemikte oluşan gerilme ve sıkışma stresleri (Pmax ve Pmin değerleri) ile implant ve ball ataçman üzerinde oluşan von Mises streslerinin rakamsal değerleri ve grafiksel dağılımları her bir model için ayrı ayrı incelenmiştir.

4.1. A Grubu Modellerde Ölçülen Stres Değerleri

4.1.1. Grup A1 (Model 1)

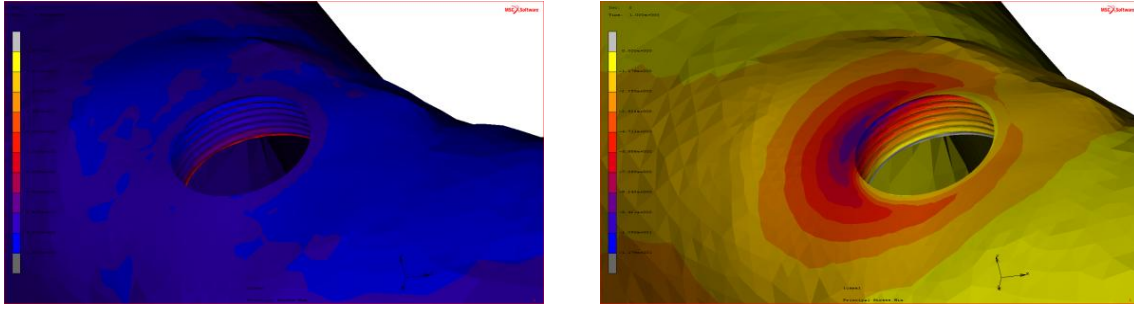
Vertikal yükleme:

Vertikal yükleme sonucu oluşan gerilme tipi stresler değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan Pmax değeri 25.4 Mpa, spongioz kemikte ise 6.4 Mpa olarak ölçülmüştür. Sıkışma tipi stresler değerlendirildiğinde ise krestal kortikal kemikte oluşan Pmin değeri -49 Mpa, spongioz kemikte ise -8.9 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.1).

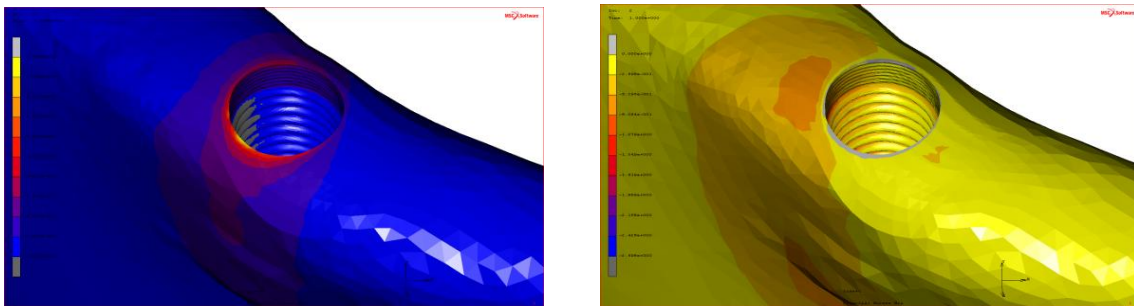


Şekil 4.1. Model 1'de vertikal yükleme sonucu kortikal ve spongioz kemikte oluşan stresler

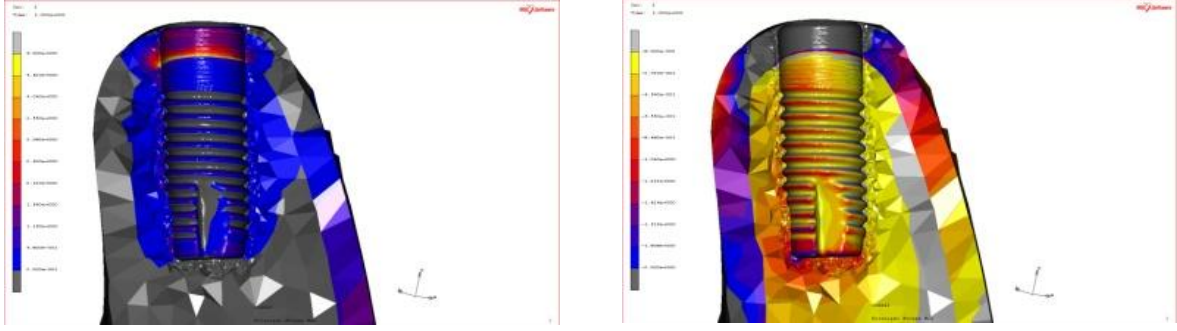
Model 1 üzerine vertikal yönde kuvvet uygulandığında kortikal kemikte oluşan gerilme stresi (Pmax) implantın boyun kısmında homojen olarak dağılırken, sıkışma stresi (Pmin) ise implantın distal ve bukkal duvarında yoğunlaşmaktadır (Şekil 4.2). Spongios kemikte oluşan stresler incelendiğinde gerilme stresi (Pmax) implantın distal ve bukkal duvarında izlenirken, sıkışma stresi (Pmin) ise distal duvarda izlenmektedir (Şekil 4.3). Model 1’de implant-kemik arayüzünde oluşan stresleri incelemek için alınan sagittal kesitte vertikal yükleme sonucu oluşan gerilme streslerinin implantın boyun bölgesindeki mikroyivlerde yoğunlaştığı, sıkışma streslerinin ise yiv tepelerinde ve implantın apikal bölgesinde yoğunlaştığı saptanmıştır (Şekil 4.4). Model 1’de vertikal yükleme sonrası implantlar üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek von Mises stresinin implantın boyun kısmında yoğunlaştığı izlenmektedir (Şekil 4.5).



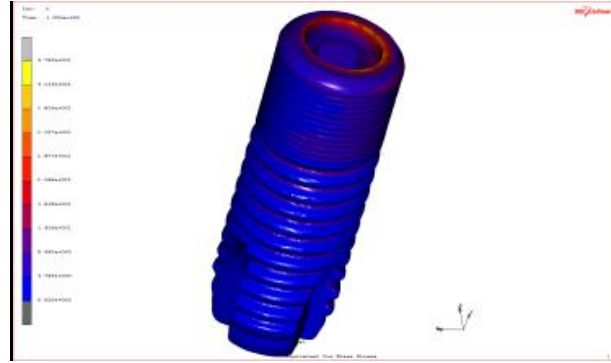
Şekil 4.2. Model 1’de vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Sarı) stres dağılımları



Şekil 4.3. Model 1’de vertikal yükleme sonucu spongios kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Sarı) stres dağılımları



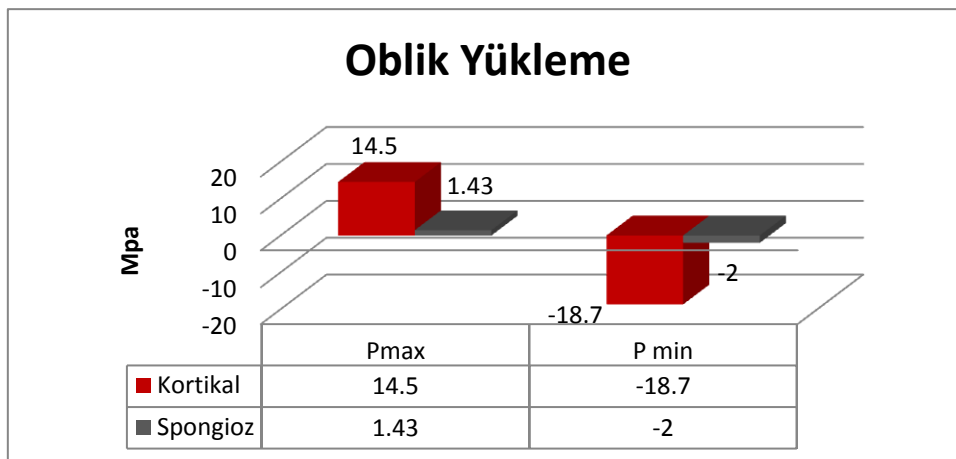
Şekil 4.4. Model 1'den alınan sagittal kesitte vertikal yükleme sonucu kemikte ve implant-kemik arayüzünde izlenen Pmax (Mavi) ve Pmin (Sarı) stres dağılımları



Şekil 4.5. Model 1'de vertikal yükleme sonucunda implant üzerinde oluşan von Mises stres dağılımları

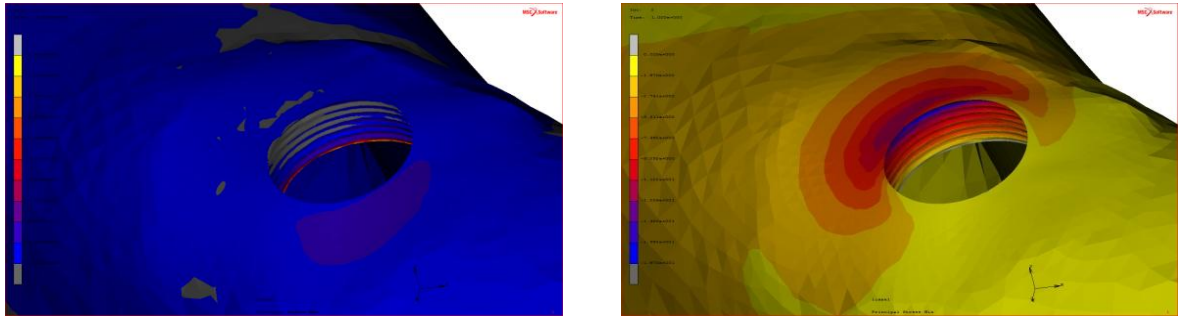
Oblik yüklemede:

Oblik yükleme sonucu oluşan gerilme tipi stresler incelendiğinde krestal kortikal kemikte oluşan Pmax değeri 14.5 Mpa, spongios kemikte ise 1.43 Mpa olarak ölçülmüştür. Sıkışma tipi stresler değerlendirildiğinde ise krestal kortikal kemikte oluşan Pmin değeri -18.7 Mpa, spongios kemikte ise -2 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.6).

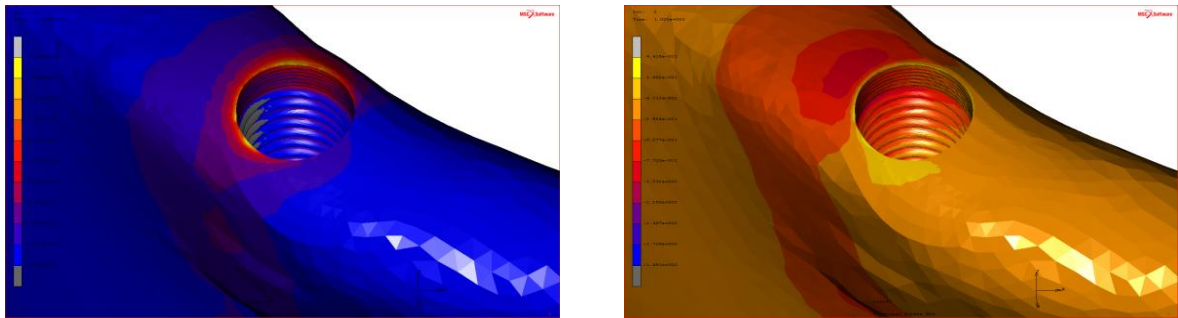


Şekil 4.6. Model 1'de oblik yükleme sonucu kortikal ve spongios kemikte oluşan stresler

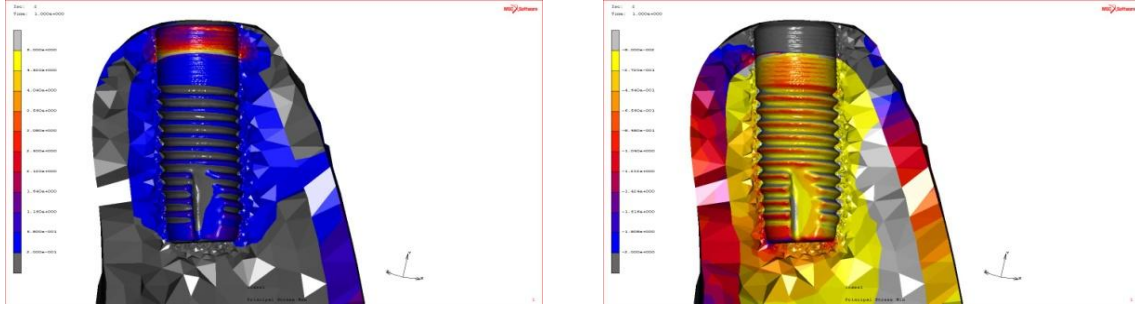
Model 1 üzerine oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikte oluşan gerilme stresinin (P_{max}) implantın boyun kısmında homojen olarak dağıldığı gözlenirken, sıkışma stresi (P_{min}) ise implantın distal ve lingual duvarında yoğunlaşmaktadır. (Şekil 4.7). Spongios kemikte oluşan stresler incelendiğinde gerilme stresi (P_{max}) implantın distal, bukkal ve lingual duvarlarında izlenirken, sıkışma stresi (P_{min}) ise distal duvarda izlenmektedir (Şekil 4.8). Model 1’de oblik yükleme sonrası implant-kemik arayüzünde oluşan stresler incelendiğinde oluşan gerilme streslerinin implantın boyun bölgesindeki mikroyivlerde yoğunlaştığı, sıkışma streslerinin ise yiv tepelerinde ve implantın apikal bölgesinde yoğunlaştığı saptanmıştır (Şekil 4.9). Model 1’de oblik yükleme sonrası implantlar üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek von Mises stresinin implantın boyun kısmında yoğunlaştığı izlenmektedir (Şekil 4.10).



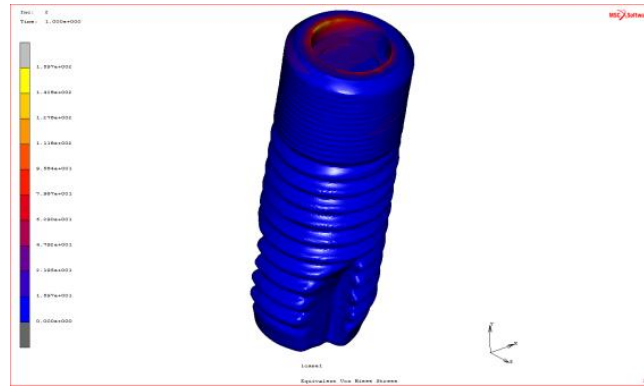
Şekil 4.7. Model 1’de oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan P_{max} (Mavi) ve P_{min} (Sarı) stres dağılımları



Şekil 4.8. Model 1’de oblik yükleme sonucu spongios kemikte oluşan P_{max} (Mavi) ve P_{min} (Sarı) stres dağılımları



Şekil 4.9. Model 1'den alınan sagittal kesitte oblik yükleme sonucu kemikte ve implant-kemik arayüzünde izlenen Pmax (Mavi) ve Pmin (Sarı) stres dağılımları

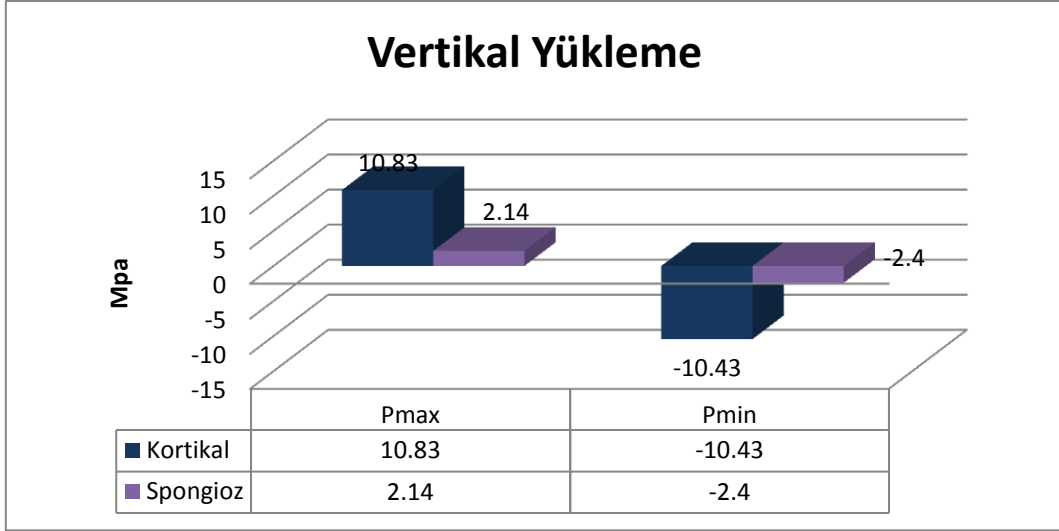


Şekil 4.10. Model 1'de oblik yükleme sonucunda implant üzerinde oluşan von Mises stres dağılımları

4.1.2. Grup A2 (Model 2)

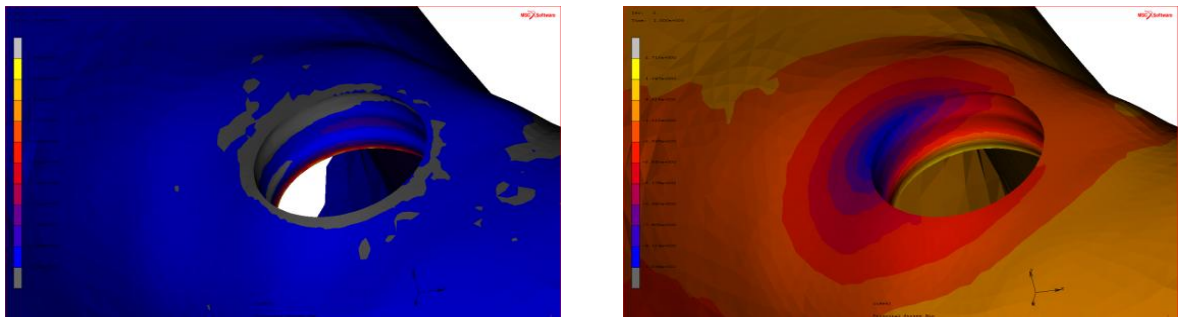
Vertikal yüklemede:

Vertikal yükleme sonucu oluşan gerilme tipi stresler değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan Pmax değeri 10.83 Mpa, spongios kemikte ise 2.14 Mpa olarak ölçülmüştür. Sıkışma tipi stresler değerlendirildiğinde ise krestal kortikal kemikte oluşan Pmin değeri -10.43 Mpa, spongios kemikte ise -2.4 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.11).

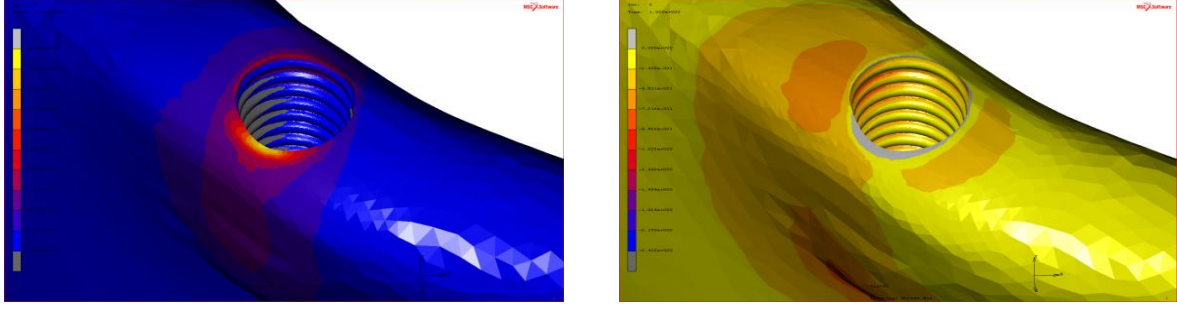


Şekil 4.11. Model 2’de vertikal yükleme sonucu kortikal ve spongioz kemikte oluşan stresler

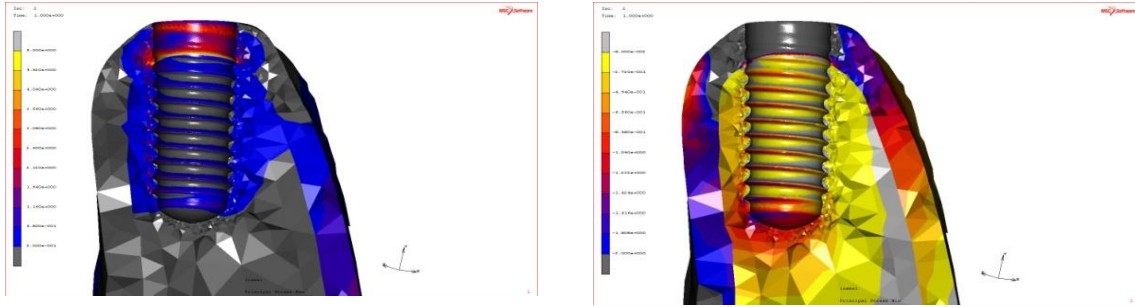
Model 2’de vertikal yönde kuvvet uygulandığında kortikal kemikte oluşan gerilme stresi (Pmax) implantın krestal kemikle komşuluğunda (boyun kısmında) dağılırken, sıkışma stresi ise implantın distal ve bukkal duvarında yoğunlaşmaktadır (Şekil 4.12). Spongioz kemikte oluşan stresler incelendiğinde gerilme stresi (Pmax) bukkal bölgede yoğunlaşırken, sıkışma stresinde (Pmin) belirgin bir yoğunlaşma gözlenmemektedir (Şekil 4.13). Model 2’de implant-kemik arayüzünde vertikal yükleme sonucu oluşan gerilme stresi implantın boyun bölgesinde, sıkışma stresi ise implantın apikal bölgesinde yoğunlaşmaktadır (Şekil 4.14). Model 2’de vertikal yükleme sonrası implantlar üzerinde oluşan en yüksek von Mises stresinin implantın boyun kısmında yoğunlaştığı izlenmektedir (Şekil 4.15).



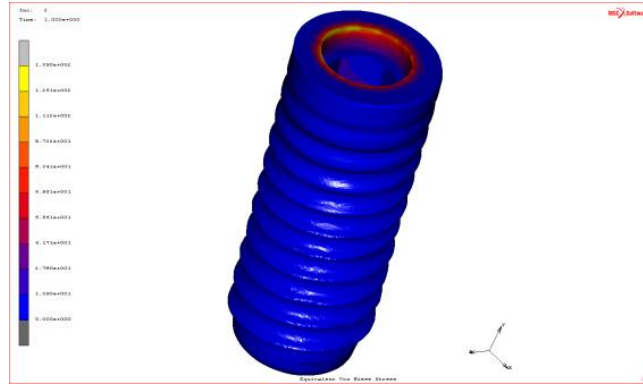
Şekil 4.12. Model 2’de vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Kahverengi) stres dağılımları



Şekil 4.13. Model 2’de vertikal yükleme sonucu spongioz kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Sarı) stres dağılımları



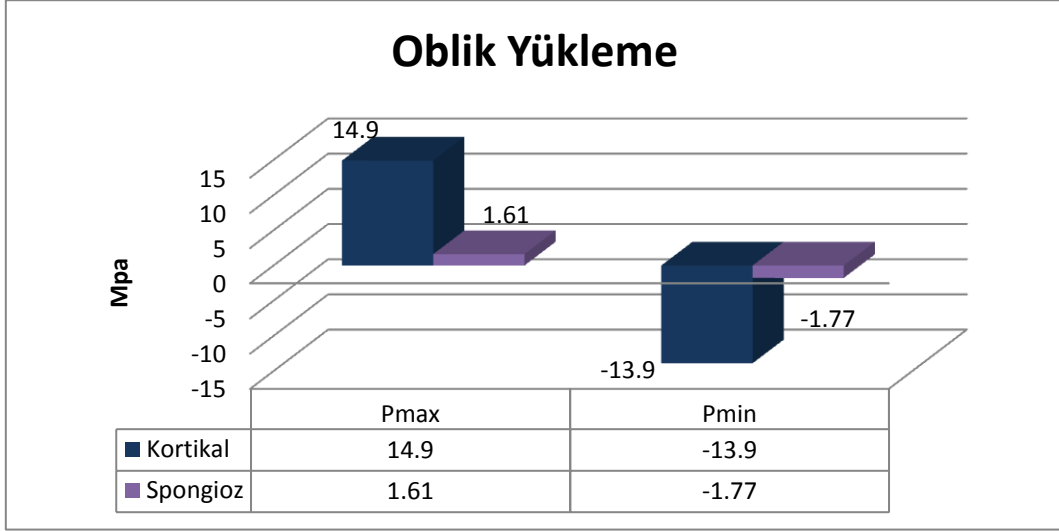
Şekil 4.14. Model 2’den alınan sagittal kesitte vertikal yükleme sonucu kemikte ve implant-kemik arayüzünde izlenen Pmax (Mavi) ve Pmin (Sarı) stres dağılımları



Şekil 4.15. Model 2’de vertikal yükleme sonucunda implant üzerinde oluşan von Mises stres dağılımları

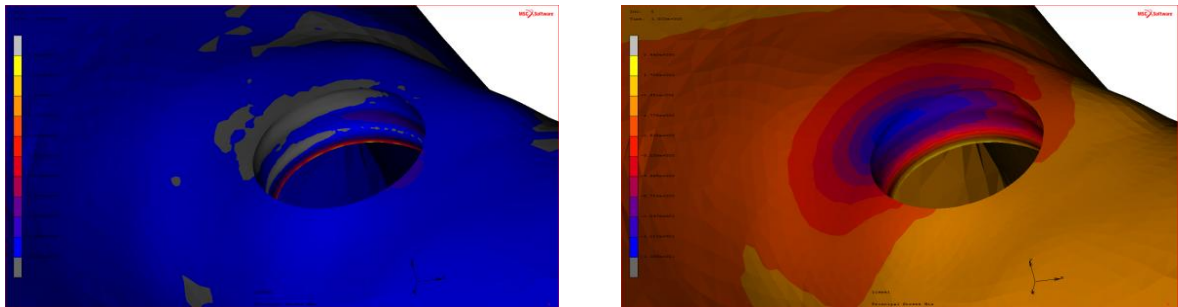
Oblik yüklemede:

Oblik yükleme sonucu oluşan gerilme tipi stresler incelendiğinde krestal kortikal kemikte oluşan Pmax değeri 14.9 Mpa, spongioz kemikte ise 1.61 Mpa olarak ölçülmüştür. Sıkışma tipi stresler değerlendirildiğinde ise krestal kortikal kemikte oluşan Pmin değeri -13.9 Mpa, spongioz kemikte ise -1.77 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.16).

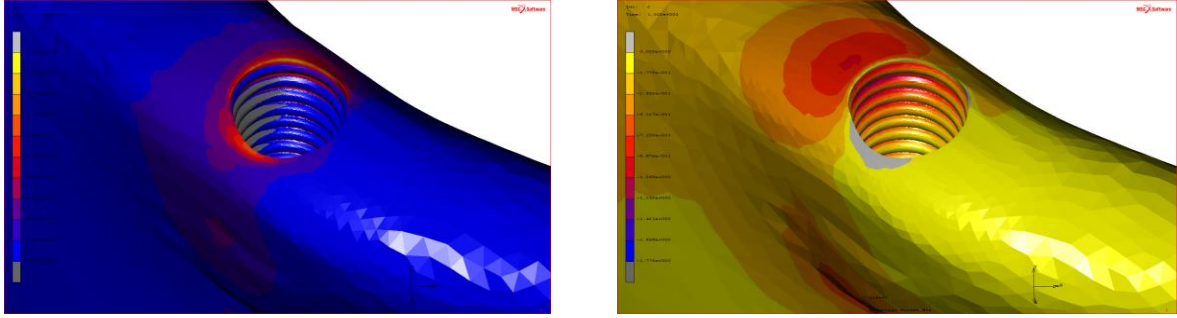


Şekil 4.16. Model 2’de oblik yükleme sonucu kortikal ve spongioz kemikte oluşan stresler

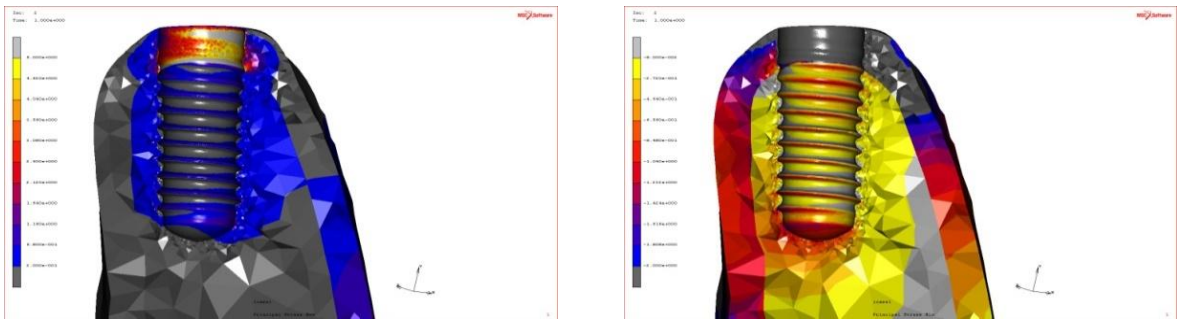
Model 2 üzerine oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikte oluşan gerilme stresi (Pmax) implantla krestal kemiğin birleşim bölgesinde dağılırken, sıkışma stresi (Pmin) ise implantın distal duvarında yoğunlaşmaktadır (Şekil 4.17). Spongioz kemikte ise gerilme stresi (Pmax) implantın distal, bukkal ve lingual duvarlarında izlenirken, sıkışma stresi (Pmin) ise distal duvarda izlenmektedir (Şekil 4.18). Model 2’de oblik yükleme sonrası implant-kemik arayüzünde oluşan gerilme stresleri implantın boyun bölgesinde yoğunlaşırken, sıkışma streslerinin ise yiv tepelerinde ve implantın apikal bölgesinde yoğunlaştığı saptanmıştır (Şekil 4.19). Model 2’de oblik yükleme sonrası en yüksek von Mises stresinin implantın boyun kısmında yoğunlaştığı izlenmektedir (Şekil 4.20).



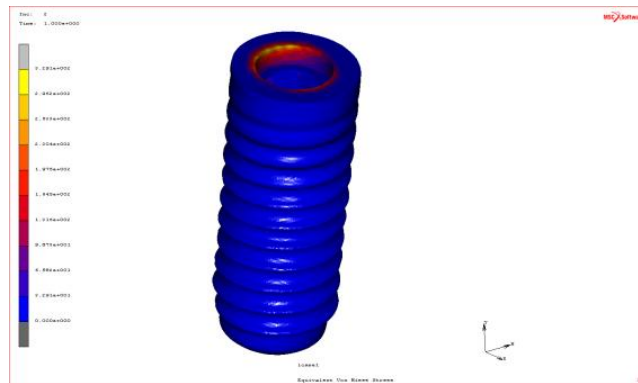
Şekil 4.17. Model 2’de oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Kahverengi) stres dağılımları



Şekil 4.18. Model 2’de oblik yükleme sonucu spongios kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Sarı) stres dağılımları



Şekil 4.19. Model 2’den alınan sagittal kesitte oblik yükleme sonucu kemikte ve implant-kemik arayüzünde izlenen Pmax (Mavi) ve Pmin (Sarı) stres dağılımları



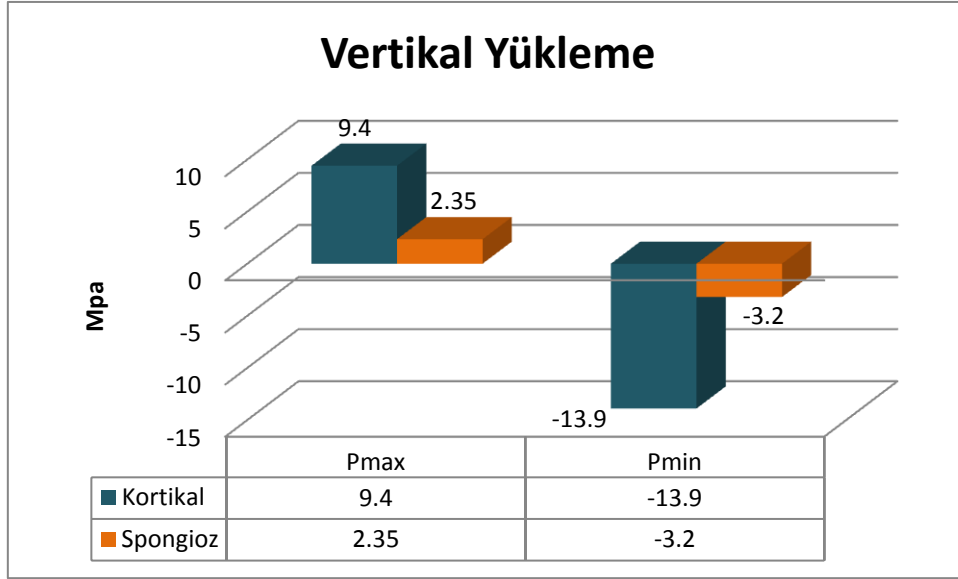
Şekil 4.20. Model 2’de oblik yükleme sonucunda implant üzerinde oluşan von Mises stres dağılımları

4.1.3. Grup A3 (Model 3)

Vertikal yüklemede:

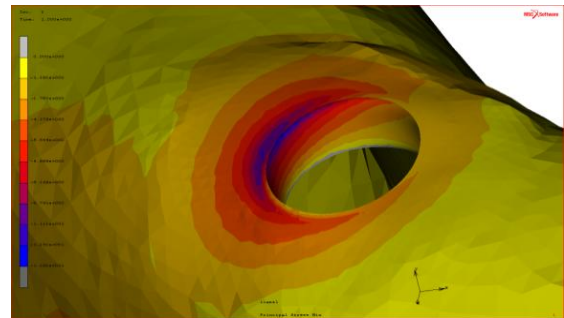
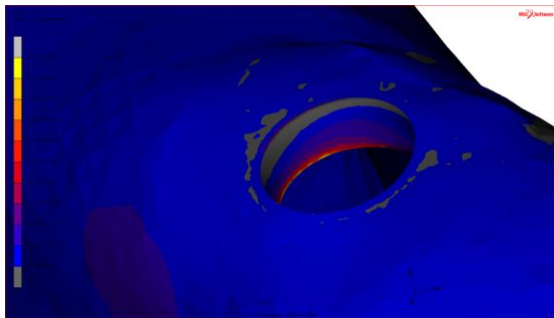
Vertikal yükleme sonucu oluşan gerilme tipi stresler değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan Pmax değeri 9.4 Mpa, spongios kemikte ise 2.35 Mpa olarak ölçülmüştür.

Sıkışma tipi stresler değerlendirildiğinde ise krestal kortikal kemikte oluşan Pmin değeri -13.9 Mpa, spongioz kemikte ise -3.2 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.21).

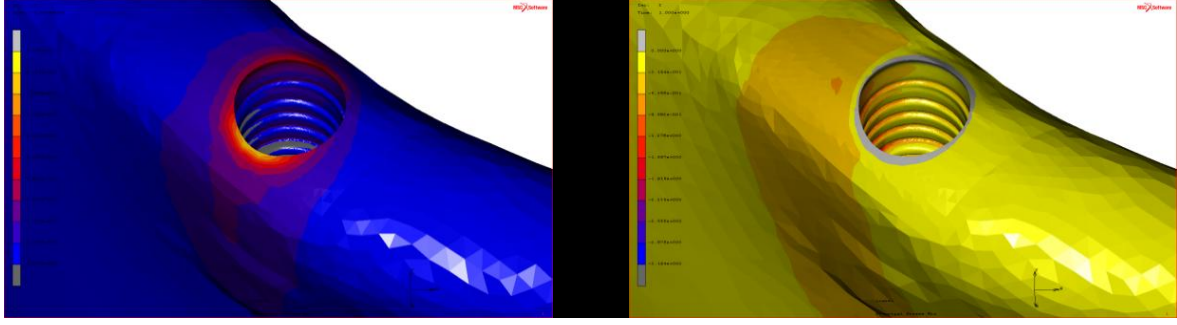


Şekil 4.21. Model 3’de vertikal yükleme sonucu kortikal ve spongioz kemikte oluşan stresler

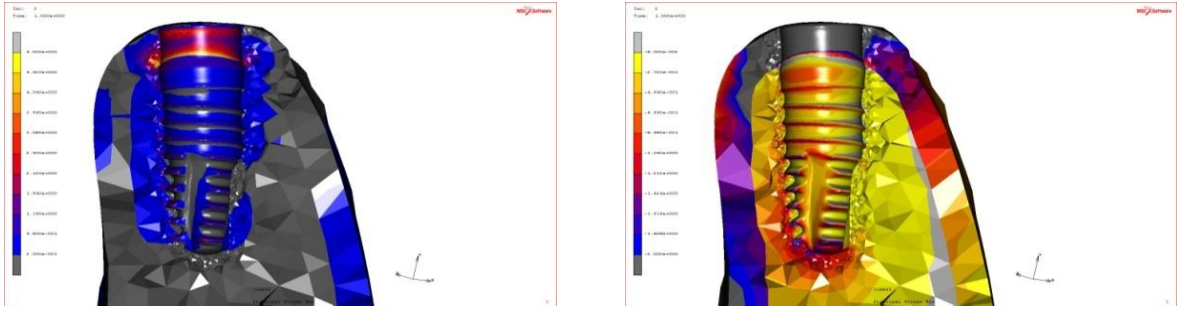
Model 3’de vertikal yönde kuvvet uygulandığında kortikal kemikte oluşan gerilme stresi (Pmax) implantın krestal kemikle komşuluğunda dağılırken, sıkışma stresi ise implantın distal ve bukkal duvarında yoğunlaşmaktadır (Şekil 4.22). Spongioz kemikte oluşan stresler incelendiğinde gerilme stresi (Pmax) distal ve bukkal bölgede izlenirken, sıkışma stresinde (Pmin) belirgin bir yoğunlaşma gözlenmemektedir (Şekil 4.23). Model 3’de implant-kemik arayüzünde vertikal yükleme sonucu oluşan gerilme stresi implantın boyun bölgesindeki yivlerde sıkışma stresi ise implantın apikal bölgesinde yoğunlaşmaktadır (Şekil 4.24). Model 3’de vertikal yükleme sonrası implantlar üzerinde oluşan en yüksek von Mises stresinin implantın boyun kısmında yoğunlaştığı izlenmektedir (Şekil 4.25).



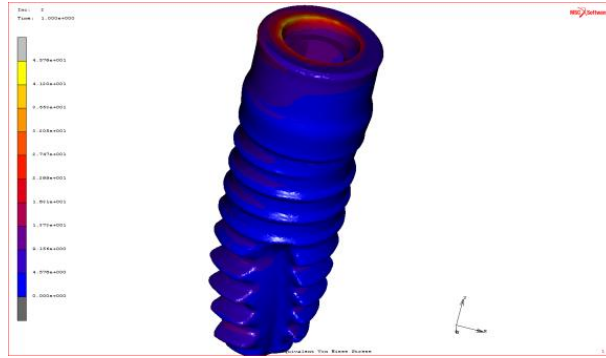
Şekil 4.22. Model 3’de vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Sarı) stres dağılımları



Şekil 4.23. Model 3’de vertikal yükleme sonucu spongiöz kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Sarı) stres dağılımları



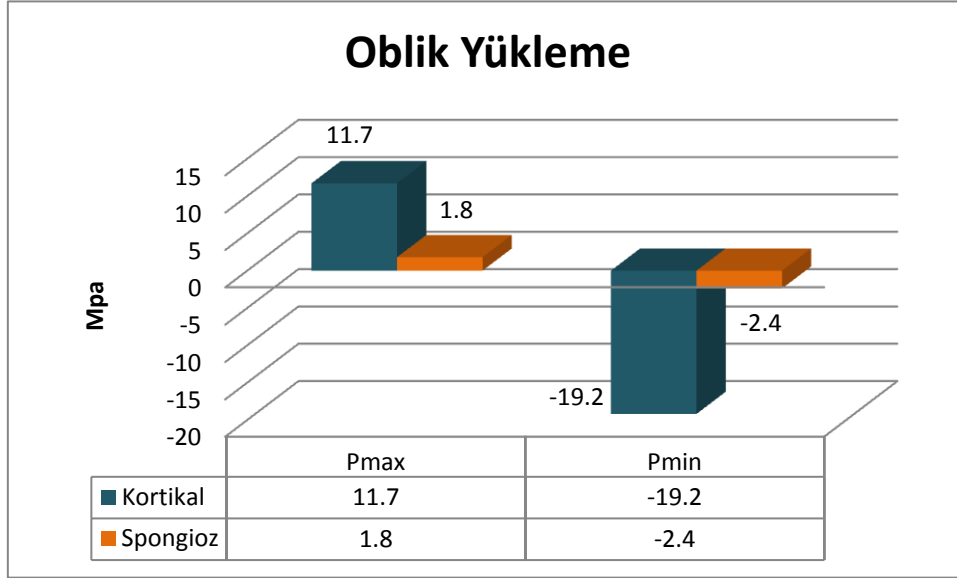
Şekil 4.24. Model 3’den alınan sagittal kesitte vertikal yükleme sonucu kemikte ve implant-kemik arayüzünde izlenen Pmax (Mavi) ve Pmin (Sarı) stres dağılımları



Şekil 4.25. Model 3’de vertikal yükleme sonucunda implant üzerinde oluşan von Mises stres dağılımları

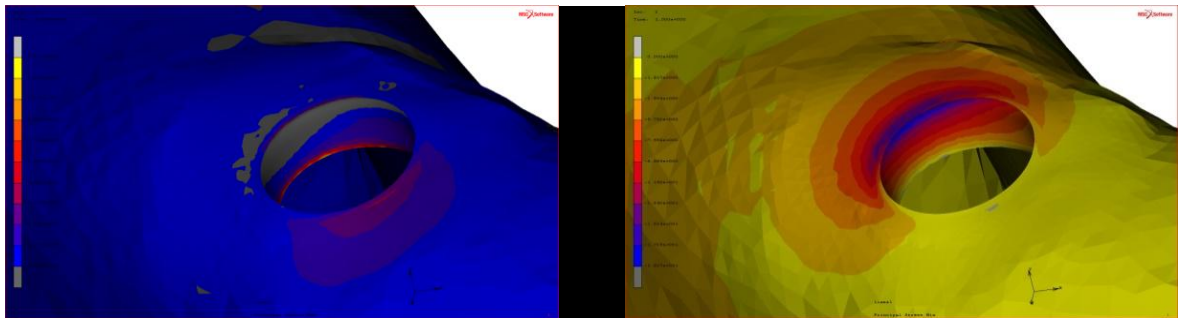
Oblik yüklemede:

Oblik yükleme sonucu oluşan gerilme tipi stresler incelendiğinde krestal kortikal kemikte oluşan Pmax değeri 11.7 Mpa, spongiöz kemikte ise 1.8 Mpa olarak ölçülmüştür. Sıkışma tipi stresler değerlendirildiğinde ise krestal kortikal kemikte oluşan Pmin değeri -19.2 Mpa, spongiöz kemikte ise -2.4 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.26).

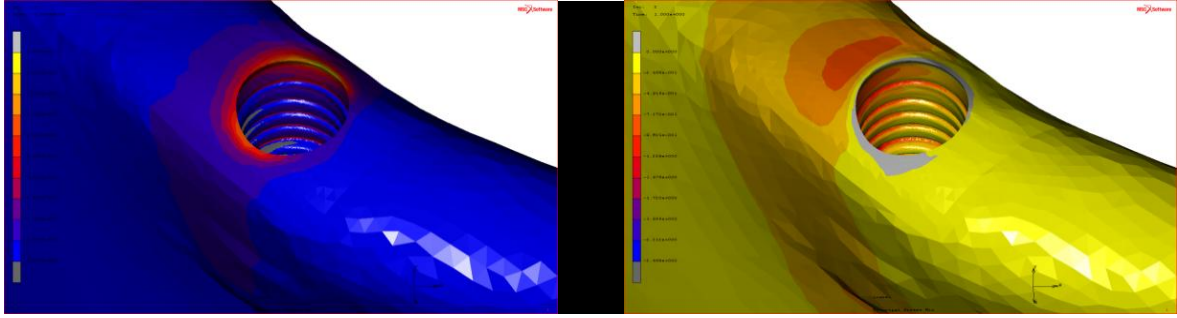


Şekil 4.26. Model 3’de oblik yükleme sonucu kortikal ve spongioz kemikte oluşan stresler

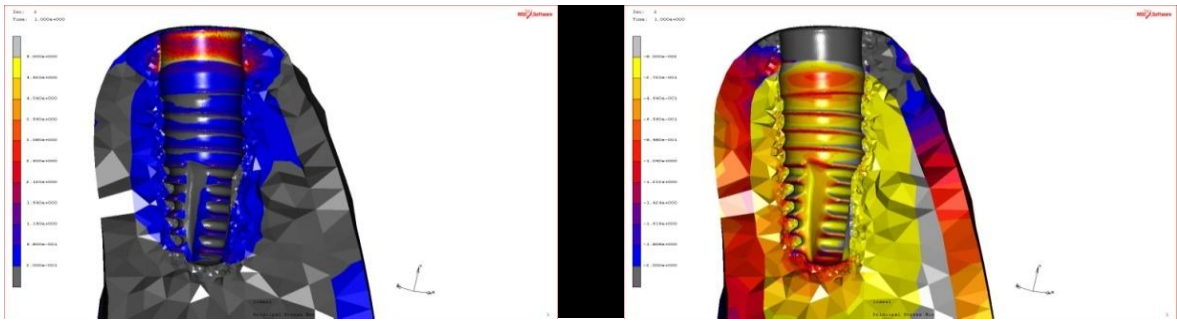
Model 3 üzerine oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikte oluşan gerilme stresi (Pmax) implantla krestal kemiğin birleşim bölgesinde ve mezial duvarda gözlenirken, sıkışma stresi (Pmin) ise implantın distal duvarında yoğunlaşmaktadır (Şekil 4.27). Spongioz kemikte ise gerilme stresi (Pmax) implantın distal, bukkal ve lingual duvarlarında izlenirken, sıkışma stresi (Pmin) ise distal duvarda izlenmektedir (Şekil 4.28). Model 3’de oblik yükleme sonrası implant-kemik arayüzünde oluşan gerilme stresleri implantın boyun bölgesindeki yivlerde yoğunlaşırken, sıkışma streslerinin ise yiv tepelerinde ve implantın apikal bölgesinde yoğunlaştığı saptanmıştır (Şekil 4.29). Model 3’de oblik yükleme sonrası en yüksek von Mises stresinin implantın boyun kısmında yoğunlaştığı izlenmektedir (Şekil 4.30).



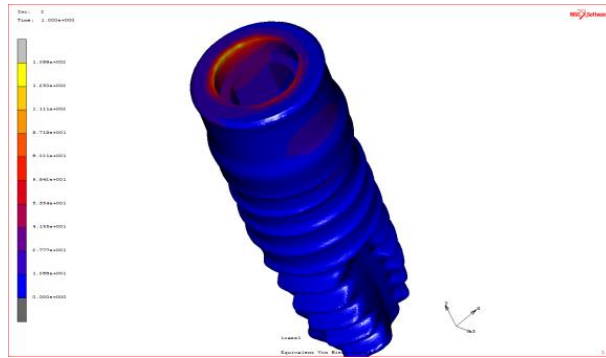
Şekil 4.27. Model 3’de oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Sarı) stres dağılımları



Şekil 4.28. Model 3’de oblik yükleme sonucu spongioz kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Sarı) stres dağılımları



Şekil 4.29. Model 3’den alınan sagittal kesitte oblik yükleme sonucu kemikte ve implant-kemik arayüzünde izlenen Pmax (Mavi) ve Pmin (Sarı) stres dağılımları



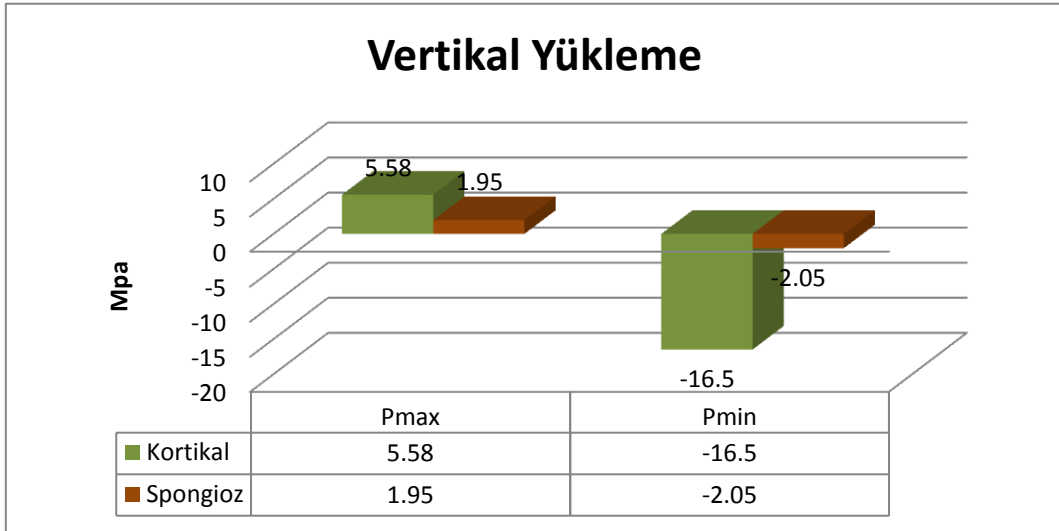
Şekil 4.30. Model 3’de oblik yükleme sonucunda implant üzerinde oluşan von Mises stres dağılımları

4.2. B Grubu Modellerde Ölçülen Stres Değerleri

4.2.1. Grup B1 (Model 4)

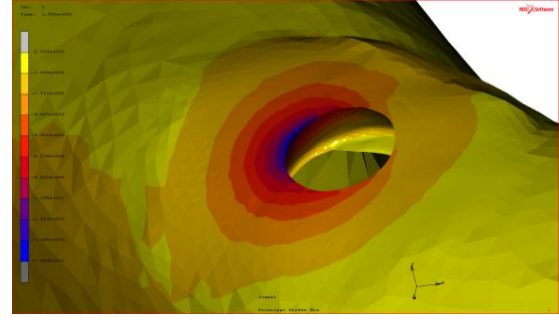
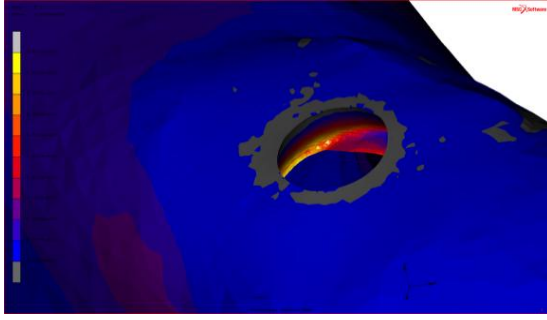
Vertikal yüklemede:

Vertikal yükleme sonucu oluşan gerilme tipi stresler değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan Pmax değeri 5.58 Mpa, spongios kemikte ise 1.95 Mpa olarak ölçülmüştür. Sıkışma tipi stresler değerlendirildiğinde ise krestal kortikal kemikte oluşan Pmin değeri -16.5 Mpa, spongios kemikte ise -2.05 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.31).

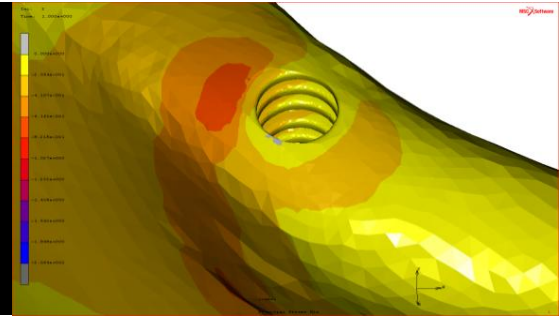
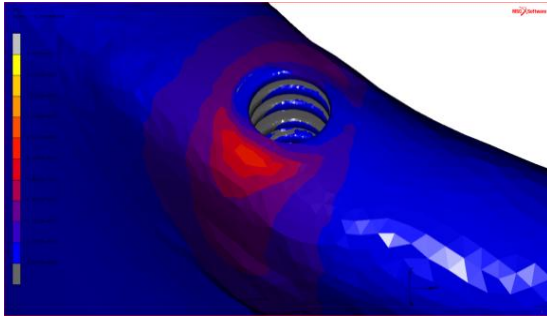


Şekil 4.31. Model 4’de vertikal yükleme sonucu kortikal ve spongios kemikte oluşan stresler

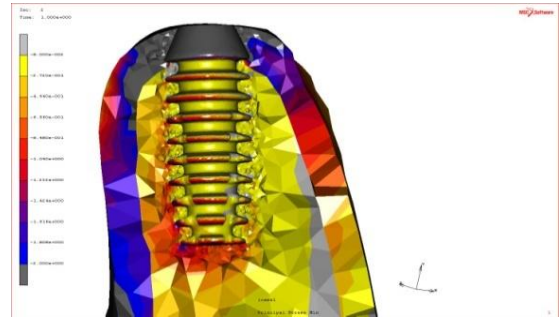
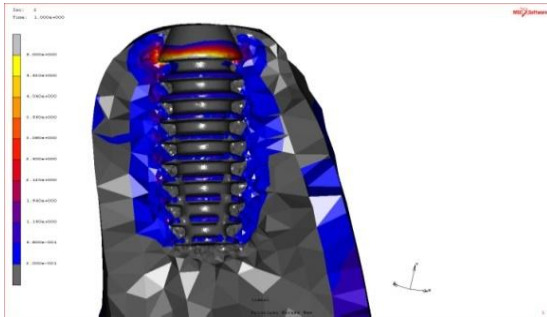
Model 4’de vertikal yönde kuvvet uygulandığında kortikal kemikte oluşan gerilme stresi (Pmax) implantın krestal kemikle komşuluğunda (boyun kısmında) distal bölgede yoğunlaşırken, sıkışma stresi ise implantın distal ve bukkal duvarında yoğunlaşmaktadır (Şekil 4.32). Spongios kemikte oluşan stresler incelendiğinde gerilme stresi (Pmax) bukkal bölgede yoğunlaşırken, sıkışma stresinde (Pmin) belirgin bir yoğunlaşma gözlenmemektedir (Şekil 4.33). Model 4’de implant-kemik arayüzünde vertikal yükleme sonucu oluşan gerilme stresi implantın boyun bölgesinde, sıkışma stresi ise implantın apikal bölgesinde yoğunlaşmaktadır (Şekil 4.34). Model 4’de vertikal yükleme sonrası implantlar üzerinde oluşan en yüksek von Mises stresinin implantın boyun kısmında ve yivlerin taban bölgelerinde yoğunlaştığı izlenmektedir (Şekil 4.35).



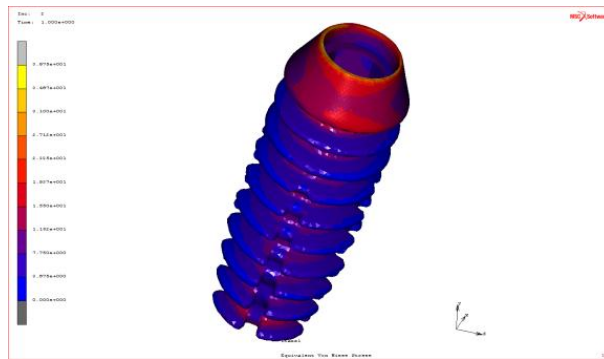
Şekil 4.32. Model 4’de vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Sarı) stres dağılımları



Şekil 4.33. Model 4’de vertikal yükleme sonucu spongios kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Sarı) stres dağılımları



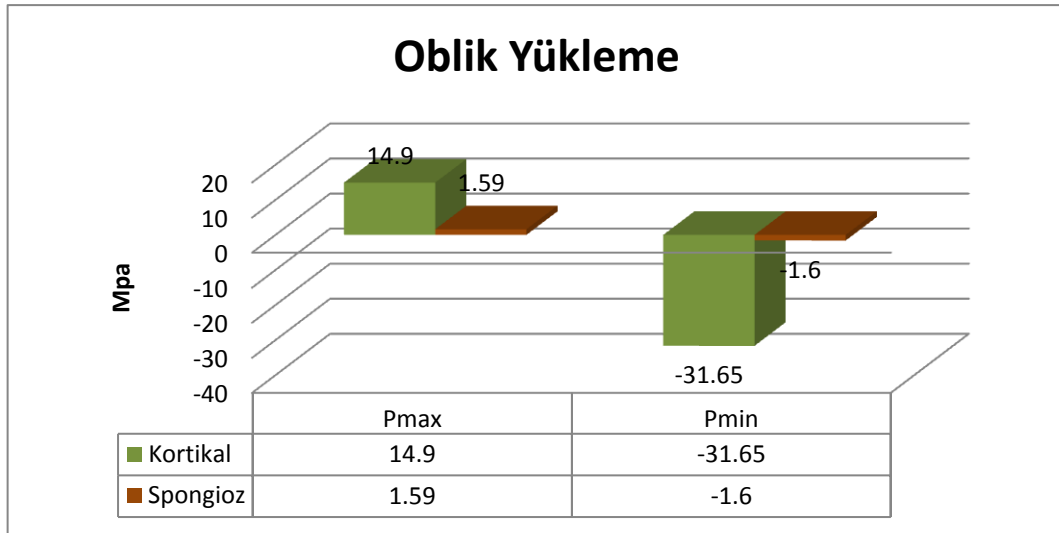
Şekil 4.34. Model 4’den alınan sagittal kesitte vertikal yükleme sonucu kemikte ve implant-kemik arayüzünde izlenen Pmax (Mavi) ve Pmin (Sarı) stres dağılımları



Şekil 4.35. Model 4’de vertikal yükleme sonucunda implant üzerinde oluşan von Mises stres dağılımları

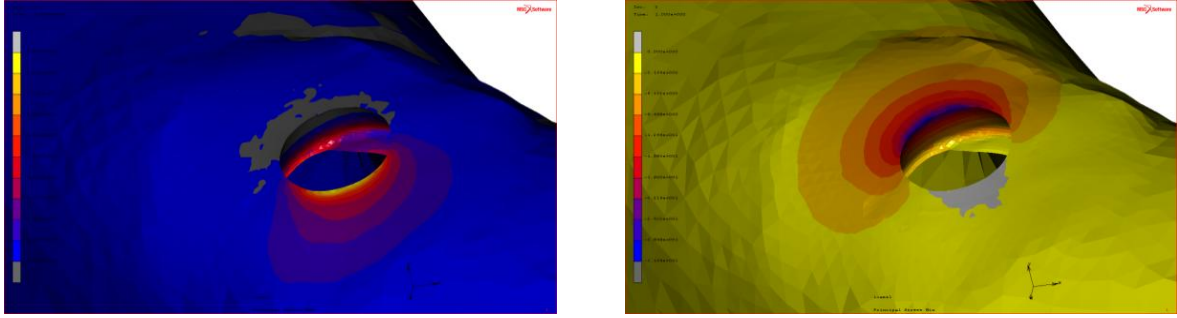
Oblik yüklemede:

Oblik yükleme sonucu oluşan gerilme tipi stresler incelendiğinde krestal kortikal kemikte oluşan pmax değeri 14.9 Mpa, spongios kemikte ise 1.59 Mpa olarak ölçülmüştür. Sıkışma tipi stresler değerlendirildiğinde ise krestal kortikal kemikte oluşan pmin değeri -31.65 Mpa, spongios kemikte ise -1.6 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.36).

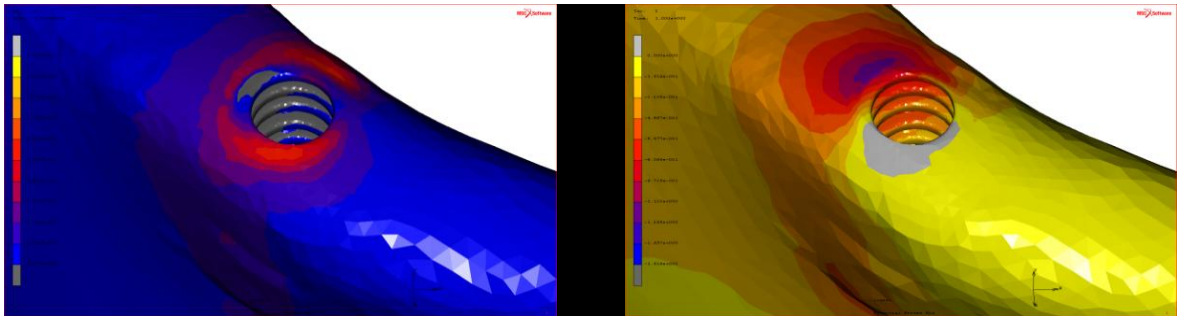


Şekil 4.36. Model 4’de oblik yükleme sonucu kortikal ve spongios kemikte oluşan stresler

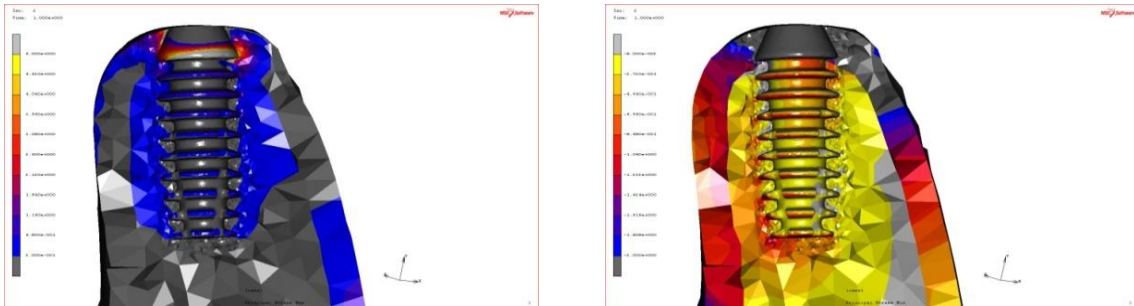
Model 4 üzerine oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikte oluşan gerilme stresi (Pmax) implantın mezialinde yoğunlaşırken, sıkışma stresi (Pmin) ise implantın distal duvarında yoğunlaşmaktadır (Şekil 4.37). Spongios kemikte ise gerilme stresi (Pmax) periimplant tüm komşu kemikte homojen dağılırken, sıkışma stresi (Pmin) ise distal ve lingual duvarda izlenmektedir (Şekil 4.38). Model 4’de oblik yükleme sonrası implant-kemik arayüzünde oluşan gerilme stresleri implantın boyun bölgesinde yoğunlaşırken, sıkışma streslerinin ise yiv tepelerinde ve implantın apikal bölgesinde yoğunlaştığı saptanmıştır (Şekil 4.39). Model 4’de oblik yükleme sonrası en yüksek von Mises stresinin implantın boyun kısmında yoğunlaştığı izlenmektedir (Şekil 4.40).



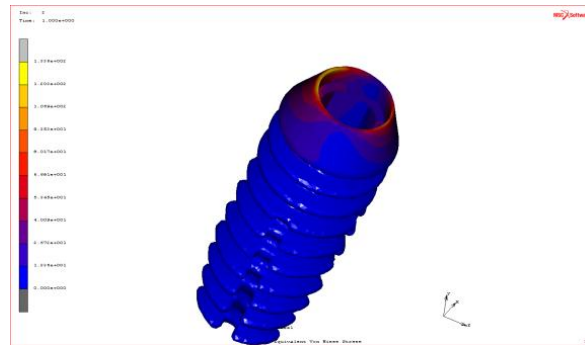
Şekil 4.37. Model 4’de oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Sarı) stres dağılımları



Şekil 4.38. Model 4’de oblik yükleme sonucu spongios kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Sarı) stres dağılımları



Şekil 4.39. Model 4’den alınan sagittal kesitte oblik yükleme sonucu kemikte ve implant-kemik arayüzünde izlenen Pmax (Mavi) ve Pmin (Sarı) stres dağılımları

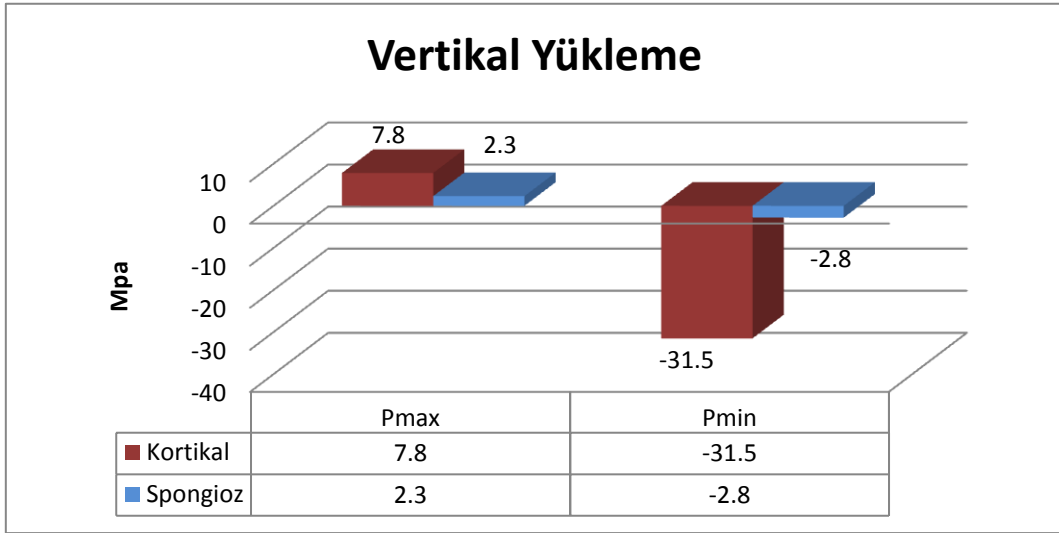


Şekil 4.40. Model 4’de oblik yükleme sonucunda implant üzerinde oluşan von Mises stres dağılımları

4.2.2. Grup B2 (Model 5)

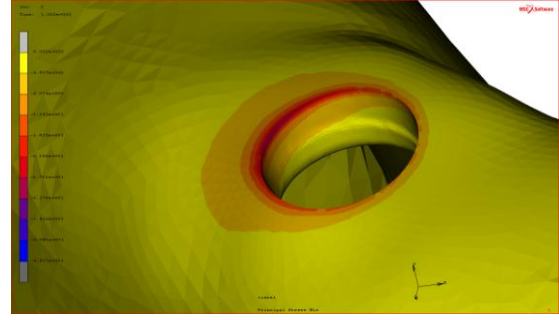
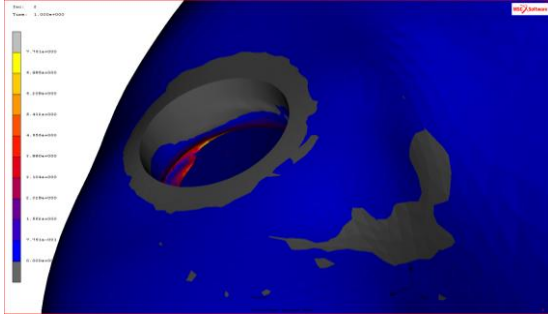
Vertikal yüklemede:

Vertikal yükleme sonucu oluşan gerilme tipi stresler değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan Pmax değeri 7.8 Mpa, spongios kemikte ise 2.3 Mpa olarak ölçülmüştür. Sıkışma tipi stresler değerlendirildiğinde ise krestal kortikal kemikte oluşan Pmin değeri -31.5 Mpa, spongios kemikte ise -2.8 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.41).

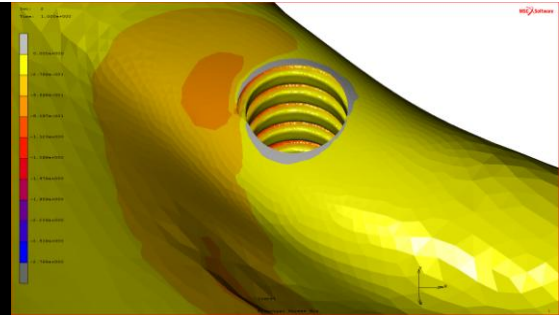
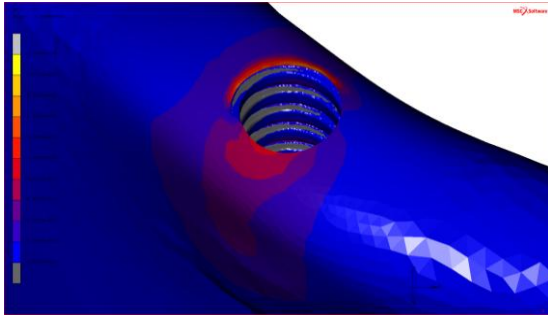


Şekil 4.41. Model 5’de vertikal yükleme sonucu kortikal ve spongios kemikte oluşan stresler

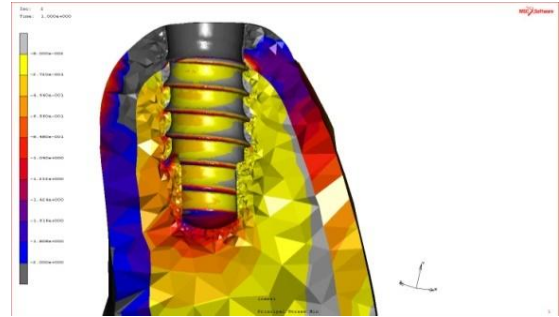
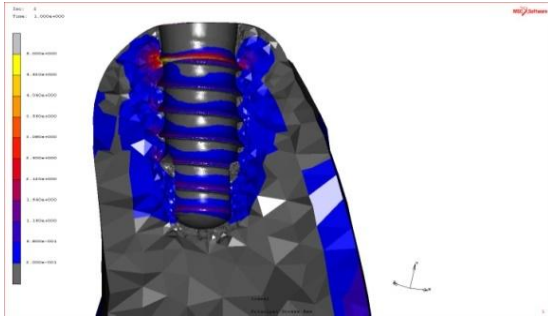
Model 5’de vertikal yönde kuvvet uygulandığında kortikal kemikte oluşan gerilme stresinde (Pmax) belirgin bir yoğunlaşma izlenmezken, sıkışma stresi (Pmin) implantın distal duvarında yoğunlaşmaktadır (Şekil 4.42). Spongios kemikte oluşan stresler incelendiğinde gerilme stresi (Pmax) bukkal ve lingual bölgede yoğunlaşırken, sıkışma stresinde (Pmin) belirgin bir yoğunlaşma gözlenmemektedir (Şekil 4.43). Model 5’de implant-kemik arayüzünde vertikal yükleme sonucu oluşan gerilme stresi implantın boyun bölgesinde artış gösterirken, sıkışma stresi ise implantın yiv tepelerinde ve apikal bölgesinde yoğunlaşmaktadır. (Şekil 4.44) Model 5’de vertikal yükleme sonrası implantlar üzerinde oluşan en yüksek von Mises stresinin, implantın parlak yüzeyi ile implant gövdesinin birleştiği bölgede olduğu izlenmektedir (Şekil 4.45).



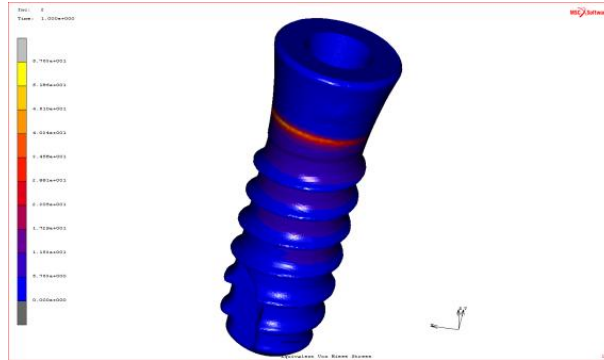
Şekil 4.42. Model 5’de vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Sarı) stres dağılımları



Şekil 4.43. Model 5’de vertikal yükleme sonucu spongios kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Sarı) stres dağılımları



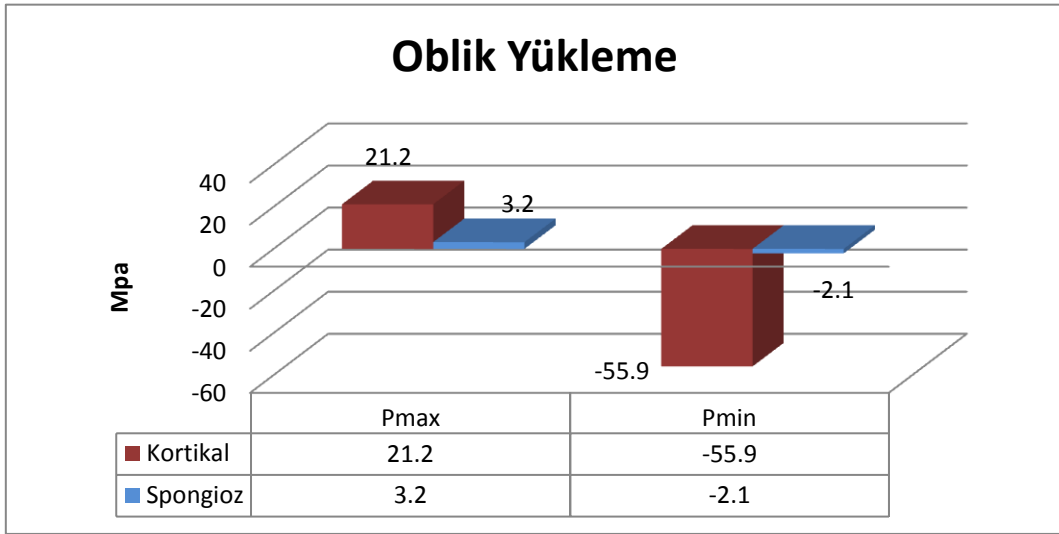
Şekil 4.44. Model 5’den alınan sagittal kesitte vertikal yükleme sonucu kemikte ve implant-kemik arayüzünde izlenen Pmax (Mavi) ve Pmin (Sarı) stres dağılımları



Şekil 4.45. Model 5’de vertikal yükleme sonucunda implant üzerinde oluşan von Mises stres dağılımları

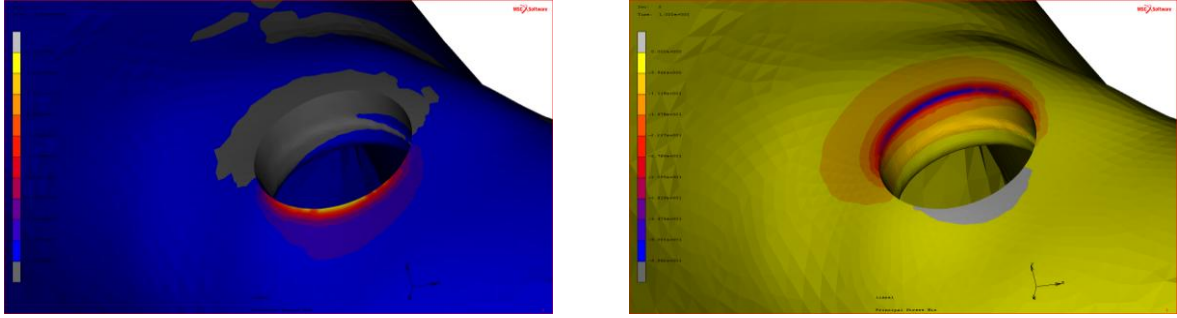
Oblik yüklemede:

Oblik yükleme sonucu oluşan gerilme tipi stresler incelendiğinde krestal kortikal kemikte oluşan pmax değeri 21.2 Mpa, spongioz kemikte ise 3.2 Mpa olarak ölçülmüştür. Sıkışma tipi stresler değerlendirildiğinde ise krestal kortikal kemikte oluşan pmin değeri -55.9 Mpa, spongioz kemikte ise -2.1 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.46).

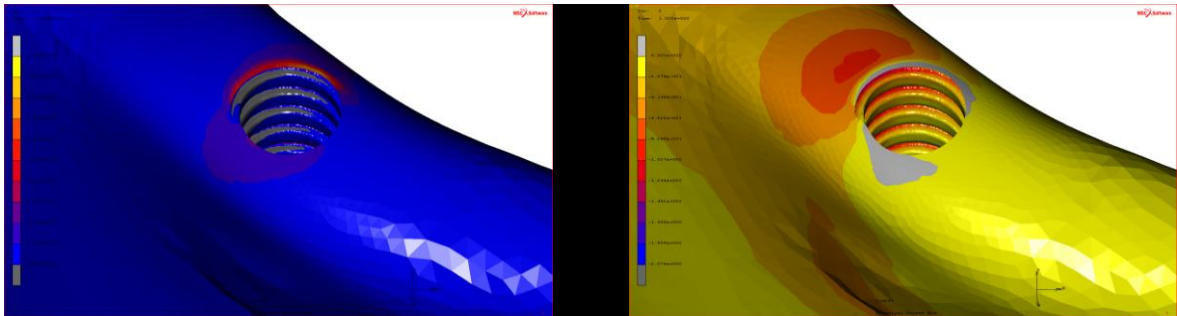


Şekil 4.46. Model 5’de oblik yükleme sonucu kortikal ve spongioz kemikte oluşan stresler

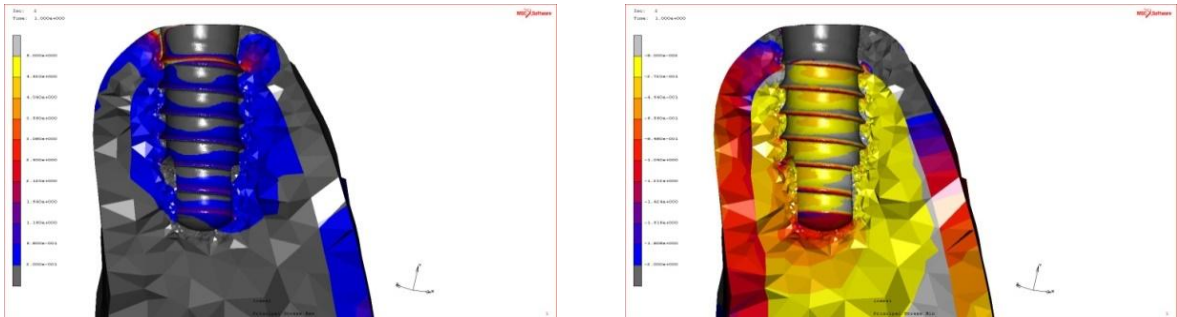
Model 5 üzerine oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikte oluşan gerilme (Pmax) ve sıkışma (Pmin) stresleri implantın mezialinde yoğunlaşmaktadır (Şekil 4.47). Spongioz kemikte oluşan gerilme (Pmax) ve sıkışma (Pmin) stresleri ise implantın distalinde ve lingualinde yoğunlaşmaktadır (Şekil 4.48). Model 5’de oblik yükleme sonrası implant-kemik arayüzünde oluşan gerilme stresleri implantın boyun bölgesinde yoğunlaşırken, sıkışma streslerinin ise yiv tepelerinde ve implantın apikal bölgesinde yoğunlaştığı saptanmıştır (Şekil 4.49). Model 5’de oblik yükleme sonrası implantlar üzerinde oluşan en yüksek von Mises stresinin, implantın parlak yüzeyi ile implant gövdesinin birleştiği bölgede olduğu izlenmektedir (Şekil 4.50).



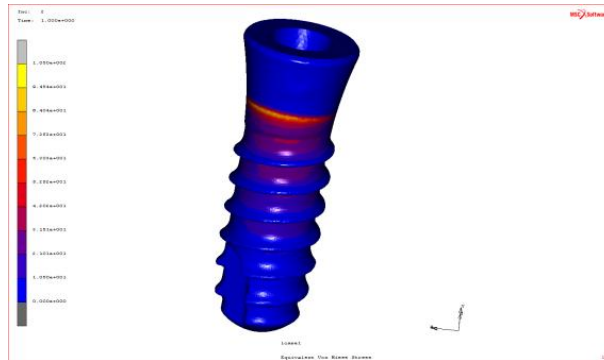
Şekil 4.47. Model 5’de oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Sarı) stres dağılımları



Şekil 4.48. Model 5’de oblik yükleme sonucu spongioz kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Sarı) stres dağılımları



Şekil 4.49. Model 5’den alınan sagittal kesitte oblik yükleme sonucu kemikte ve implant-kemik arayüzünde izlenen Pmax (Mavi) ve Pmin (Sarı) stres dağılımları

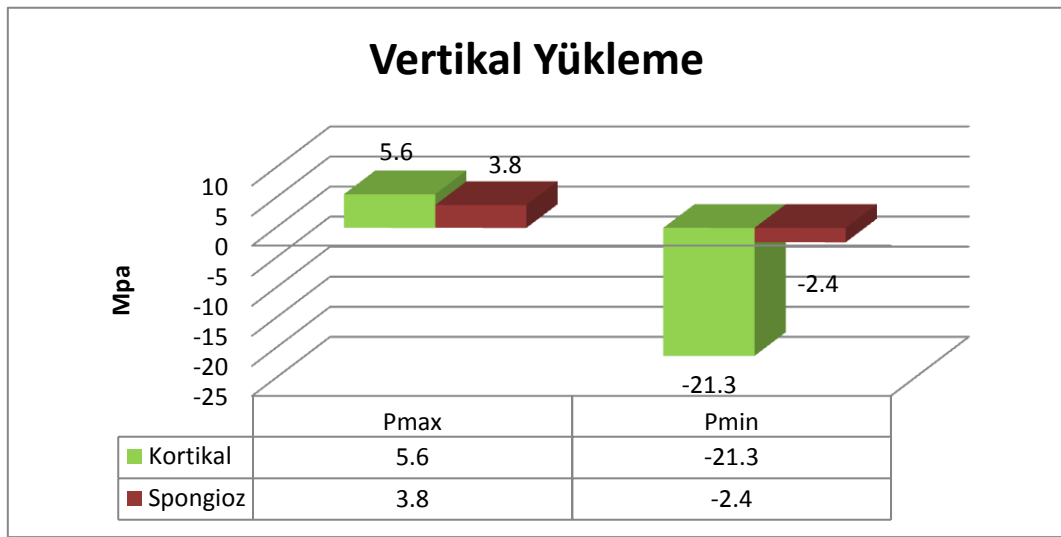


Şekil 4.50. Model 5’de oblik yükleme sonucunda implant üzerinde oluşan von Mises stres dağılımları

4.2.3. Grup B3 (Model 6)

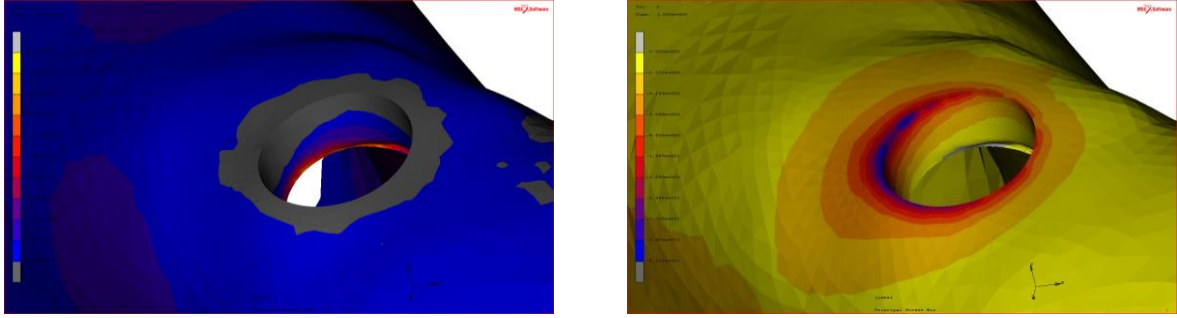
Vertikal yüklemede:

Vertikal yükleme sonucu oluşan gerilme tipi stresler değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan Pmax değeri 5.6 Mpa, spongios kemikte ise 3.8 Mpa olarak ölçülmüştür. Sıkışma tipi stresler değerlendirildiğinde ise krestal kortikal kemikte oluşan Pmin değeri -21.3 Mpa, spongios kemikte ise -2.4 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.51).

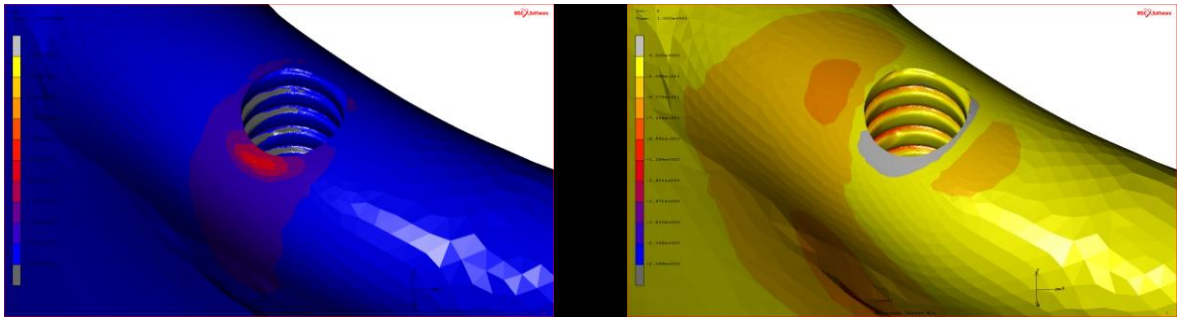


Şekil 4.51. Model 6'da vertikal yükleme sonucu kortikal ve spongios kemikte oluşan stresler

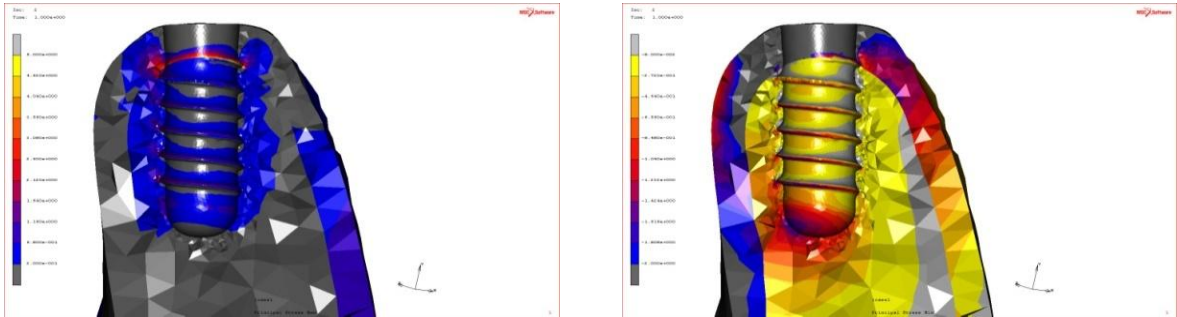
Model 6'da vertikal yönde kuvvet uygulandığında kortikal kemikte oluşan gerilme stresinde (Pmax) belirgin bir yoğunlaşma izlenmezken, sıkışma stresi (Pmin) distal ve bukkal bölgelerde yoğunlaşmaktadır (Şekil 4.52). Spongios kemikte oluşan stresler incelendiğinde gerilme stresi(Pmax) bukkal bölgede yoğunlaşırken, sıkışma stresinde (Pmin) belirgin bir yoğunlaşma gözlenmemektedir (Şekil 4.53). Model 6'da implant-kemik arayüzünde vertikal yükleme sonucu oluşan gerilme stresi implantın boyun bölgesinde artış gösterirken, sıkışma stresi ise implantın apikal bölgesinde yoğunlaşmaktadır (Şekil 4.54). Model 6'da vertikal yükleme sonrası implantlar üzerinde oluşan en yüksek von Mises stresinin, implantın parlak yüzeyi ile implant gövdesinin birleştiği bölgede oluştuğu izlenmektedir (Şekil 4.55).



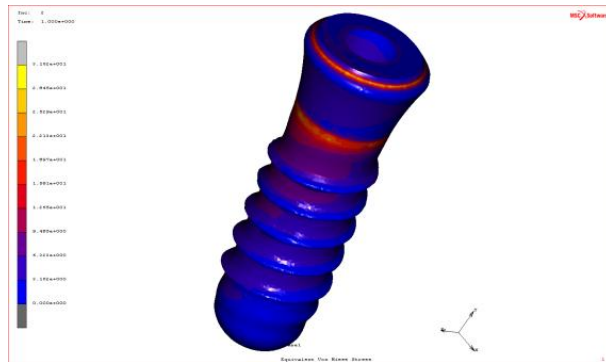
Şekil 4.52. Model 6'da vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Sarı) stres dağılımları



Şekil 4.53. Model 6'da vertikal yükleme sonucu spongios kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Sarı) stres dağılımları



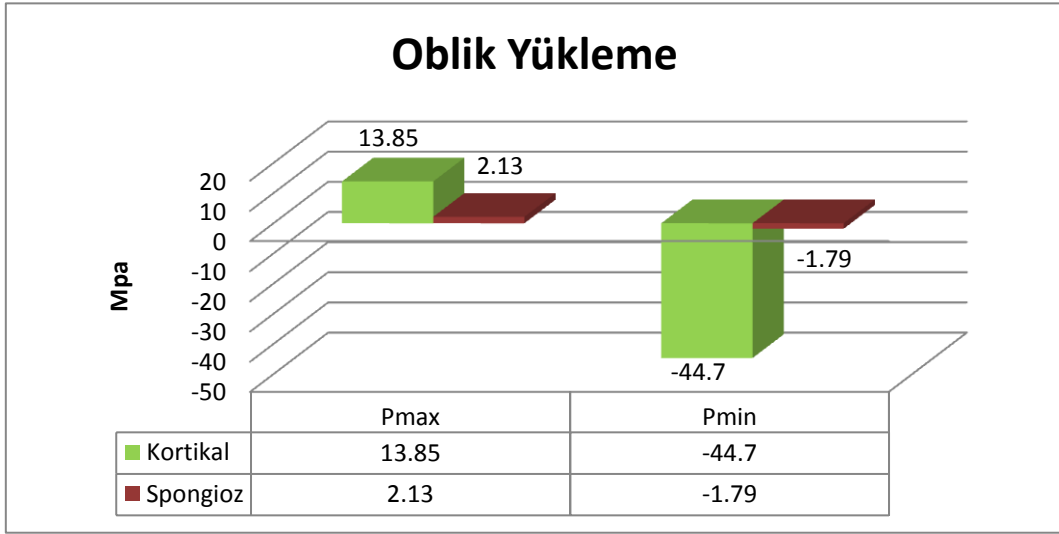
Şekil 4.54. Model 6'dan alınan sagittal kesitte vertikal yükleme sonucu kemikte ve implant-kemik arayüzünde izlenen Pmax (Mavi) ve Pmin (Sarı) stres dağılımları



Şekil 4.55. Model 6'da vertikal yükleme sonucunda implant üzerinde oluşan von Mises stres dağılımları

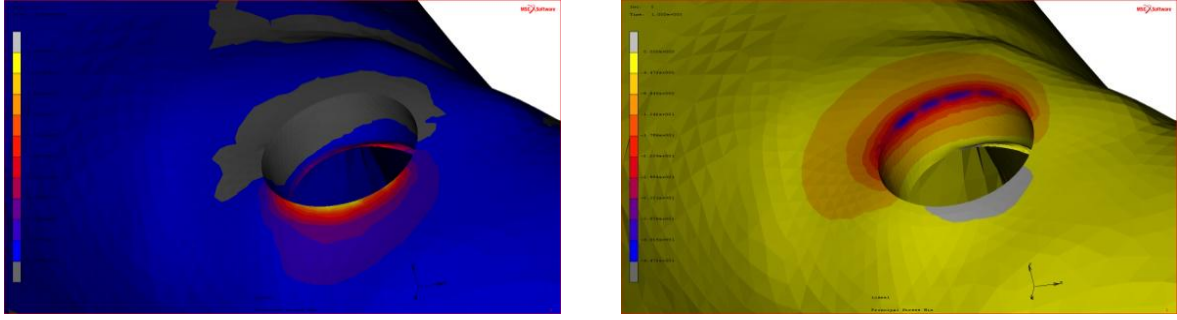
Oblik yüklemede:

Oblik yükleme sonucu oluşan gerilme tipi stresler incelendiğinde krestal kortikal kemikte oluşan pmax değeri 13.85 Mpa, spongioz kemikte ise 2.13 Mpa olarak ölçülmüştür. Sıkışma tipi stresler değerlendirildiğinde ise krestal kortikal kemikte oluşan pmin değeri -44.7 Mpa, spongioz kemikte ise -1.79 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.56).

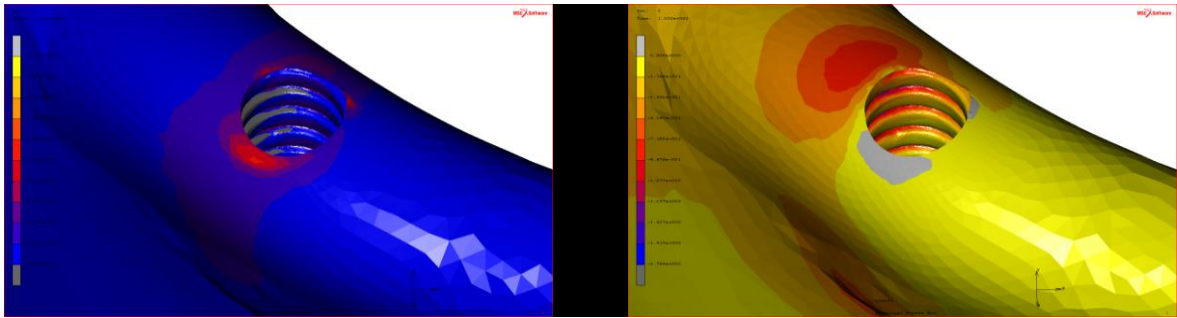


Şekil 4.56. Model 6'da oblik yükleme sonucu kortikal ve spongioz kemikte oluşan stresler

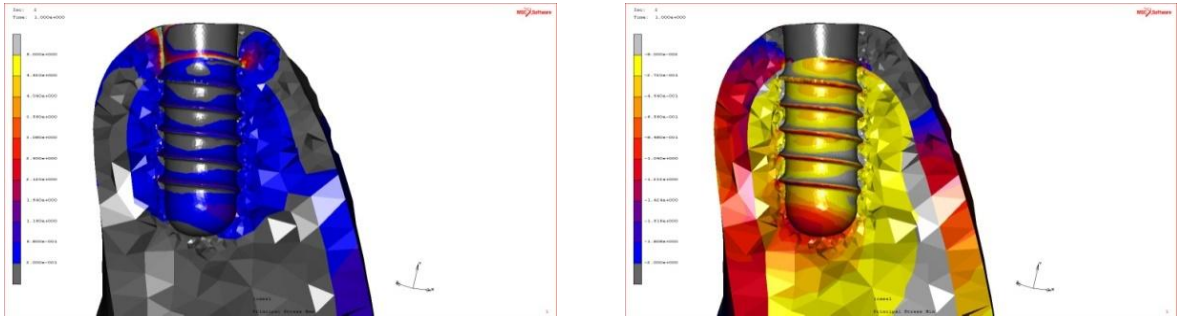
Model 6 üzerine oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikte oluşan gerilme stresi (Pmax) implantın mezialinde yoğunlaşırken, sıkışma stresi (Pmin) ise implantın distal duvarında yoğunlaşmaktadır (Şekil 4.57). Spongioz kemikte ise gerilme stresi (Pmax) bukkal bölgede izlenirken, sıkışma stresi (Pmin) ise distal bölgede izlenmektedir (Şekil 4.58). Model 6'da oblik yükleme sonrası implant-kemik arayüzünde oluşan gerilme stresleri için belirli bir yoğunlaşma izlenmezken, sıkışma streslerinin ise implantın apikal bölgesinde yoğunlaştığı saptanmıştır (Şekil 4.59). Model 6'da oblik yükleme sonrası en yüksek von Mises stresin implantın coroner 1/3 boyun bölgesinde yoğunlaştığı izlenmektedir (Şekil 4.60).



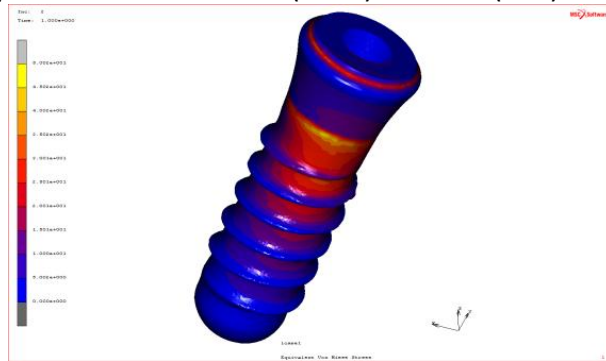
Şekil 4.57. Model 6'da oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Sarı) stres dağılımları



Şekil 4.58. Model 6'da oblik yükleme sonucu spongioz kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Sarı) stres dağılımları



Şekil 4.59. Model 6'dan alınan sagittal kesitte oblik yükleme sonucu kemikte ve implant-kemik arayüzünde izlenen Pmax (Mavi) ve Pmin (Sarı) stres dağılımları



Şekil 4.60. Model 6'da oblik yükleme sonucunda implant üzerinde oluşan von Mises stres dağılımları

4.3. Tüm Modellerde Karşılaştırmalı Stres Değerleri

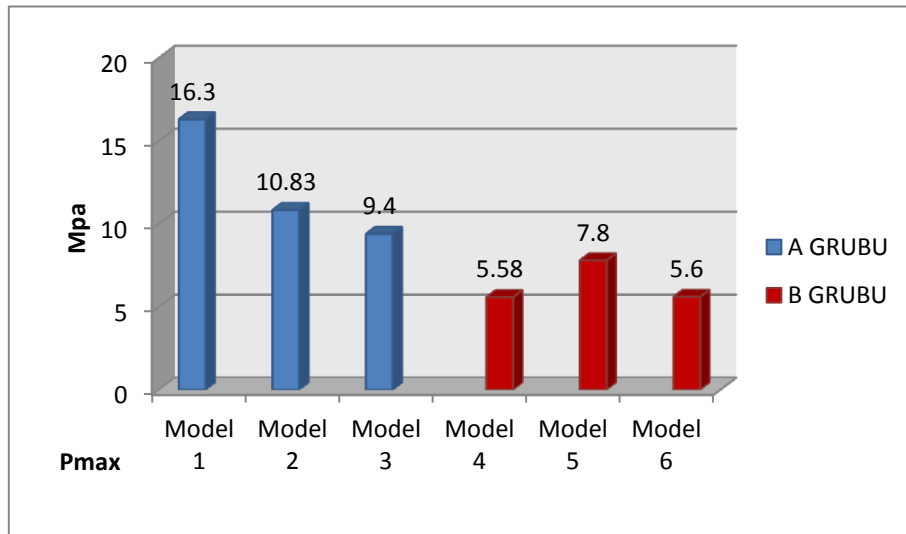
4.3.1. Vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan pmax stres değerleri

Vertikal yükleme sonucunda, tüm modellerde implantların çevresindeki krestal kortikal kemikte oluşan gerilme tipi stres (Pmax) değerleri rakamsal olarak çizelgedeki gibidir (Çizelge 4.1).

Çizelge 4.1. Vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmax streslerin gruplar arası karşılaştırmalı değerleri

Vertikal Yükleme Sonucu Kortikal Kemikte Oluşan Pmax Değerleri			
A GRUBU		B GRUBU	
A1	Model 1 Pmax= 16,3 Mpa	B1	Model 4 Pmax= 5,58 Mpa
A2	Model 2 Pmax= 10,83 Mpa	B2	Model 5 Pmax= 7,80 Mpa
A3	Model 3 Pmax= 9,40 Mpa	B3	Model 6 Pmax= 5,60 Mpa

Vertikal yükleme sonucunda, tüm modellerde implantların çevresindeki krestal kortikal kemikte oluşan gerilme tipi (Pmax) stres değerleri grafiksel olarak aşağıda gösterilmiştir (Şekil 4.61).



Şekil 4.61. Vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmax streslerin gruplar arası karşılaştırmalı değerleri

- Gruplararası karşılaştırmada; Pmax stress değerinin A grubunda daha yüksek olduğu,
- Grupiçi karşılaştırmada ise; A grubunda Model 1’de, B grubunda ise Model 5’de Pmax stress değerinin en yüksek olduğu saptanmıştır.

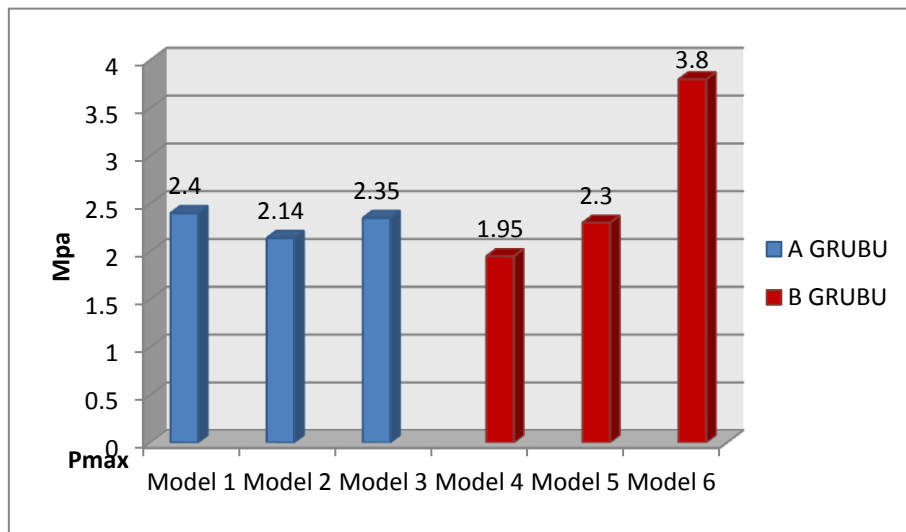
4.3.2. Vertikal yükleme sonucu spongios kemikte oluşan pmax stres değerleri

Vertikal yükleme sonucunda, tüm modellerde implantların çevresindeki spongios kemikte oluşan gerilme tipi stres (Pmax) değerleri rakamsal olarak çizelgedeki gibidir (Çizelge 4.2).

Çizelge 4.2. Vertikal yükleme sonucu spongios kemikte oluşan pmax streslerin gruplar arası karşılaştırmalı değerleri

Vertikal Yükleme Sonucu Spongios Kemikte Oluşan Pmax Değerleri			
A GRUBU		B GRUBU	
A1	Model 1 Pmax= 2,40 Mpa	B1	Model 4 Pmax= 1,95 Mpa
A2	Model 2 Pmax= 2,14 Mpa	B2	Model 5 Pmax= 2,30 Mpa
A3	Model 3 Pmax= 2,35 Mpa	B3	Model 6 Pmax= 3,80 Mpa

Vertikal yükleme sonucunda, tüm modellerde implantların çevresindeki spongios kemikte oluşan gerilme tipi (Pmax) stres değerleri grafiksel olarak aşağıda gösterilmiştir (Şekil 4.62).



Şekil 4.62. Vertikal yükleme sonucu spongios kemikte oluşan pmax streslerin gruplar arası karşılaştırmalı değerleri

Modellerde oluşan Pmax stress değerleri karşılaştırıldığında en yüksek stress değeri Model 6'da izlenirken, diğer modellerde stress değerlerinin benzer olduğu saptanmıştır.

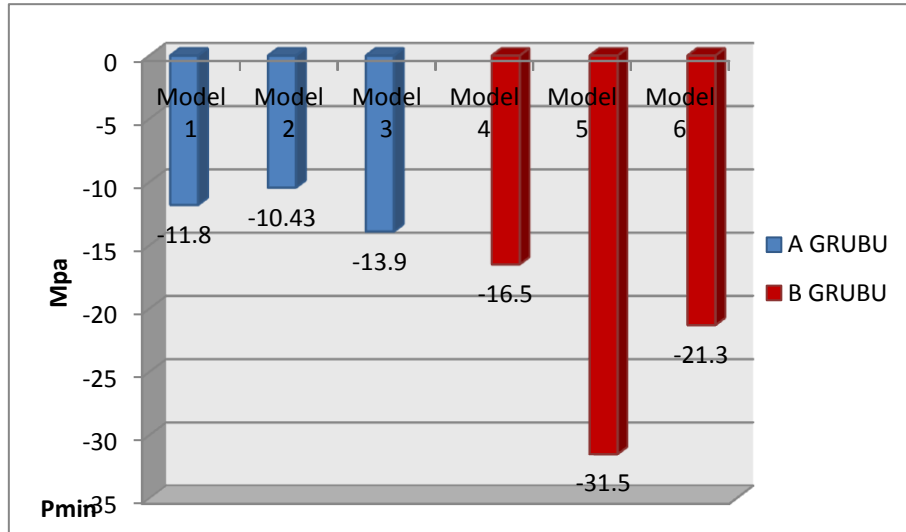
4.3.3. Vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan pmin stres değerleri

Vertikal yükleme sonucunda, tüm modellerde implantların çevresindeki krestal kortikal kemikte oluşan sıkışma tipi stres (Pmin) değerleri rakamsal olarak çizelgedeki gibidir (Çizelge 4.3).

Çizelge 4.3. Vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmin streslerin gruplar arası karşılaştırmalı değerleri

Vertikal Yükleme Sonucu Kortikal Kemikte Oluşan Pmin Değerleri			
A GRUBU		B GRUBU	
A1	Model 1 Pmin= -11,80 Mpa	B1	Model 4 Pmin= -16,5 Mpa
A2	Model 2 Pmin= -10,43 Mpa	B2	Model 5 Pmin= -31,5 Mpa
A3	Model 3 Pmin= -13,90 Mpa	B3	Model 6 Pmin= -21,3 Mpa

Vertikal yükleme sonucunda, tüm modellerde implantların çevresindeki krestal kortikal kemikte oluşan sıkışma tipi (Pmin) stres değerleri grafiksel olarak aşağıda gösterilmiştir (Şekil 4.63).



Şekil 4.63. Vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan pmin streslerin gruplar arası karşılaştırmalı değerleri

- Gruplararası karşılaştırmada; Pmin değerinin B grubunda daha yüksek olduğu,
- Grupiçi karşılaştırmada ise; Pmin değerinin A grubunda Model 3’de en yüksek, B grubunda ise Model 5’de en yüksek olduğu izlenmiştir.

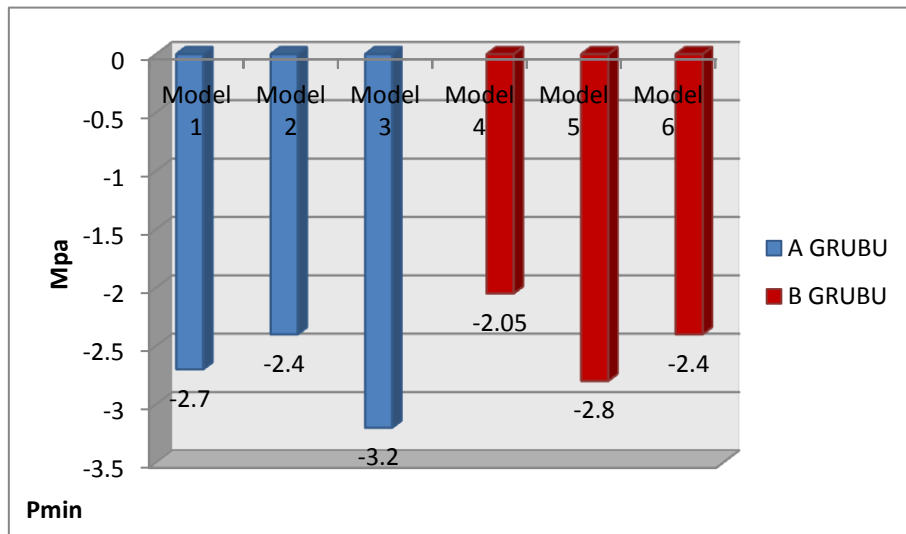
4.3.4. Vertikal yükleme sonucu spongios kemikte oluşan Pmin stres değerleri

Vertikal yükleme sonucunda, tüm modellerde implantların çevresindeki spongios kemikte oluşan sıkışma tipi stres (Pmin) değerleri rakamsal olarak çizelgedeki gibidir (Çizelge 4.4).

Çizelge 4.4. Vertikal yükleme sonucu spongios kemikte oluşan pmin streslerin gruplar arası karşılaştırmalı değerleri

Vertikal Yükleme Sonucu Spongios Kemikte Oluşan Pmin Değerleri			
A GRUBU		B GRUBU	
A1	Model 1 Pmin= -2,70 Mpa	B1	Model 4 Pmin= -2,05 Mpa
A2	Model 2 Pmin= -2,40 Mpa	B2	Model 5 Pmin= -2,80 Mpa
A3	Model 3 Pmin= -3,20 Mpa	B3	Model 6 Pmin= -2,40 Mpa

Vertikal yükleme sonucunda, tüm modellerde implantların çevresindeki spongios kemikte oluşan sıkışma tipi (Pmin) stres değerleri grafiksel olarak aşağıda gösterilmiştir (Şekil 4.64).



Şekil 4.64. Vertikal yükleme sonucu spongios kemikte oluşan pmin streslerin gruplar arası karşılaştırmalı değerleri

- Gruplararası karşılaştırmada; Pmin değerinin bütün modellerde birbirine yakın olduğu,

- Grupiçi karşılaştırmada ise; Pmin değerinin A grubunda Model 3’de, B grubunda ise Model 5’de yüksek olduğu saptanmıştır.

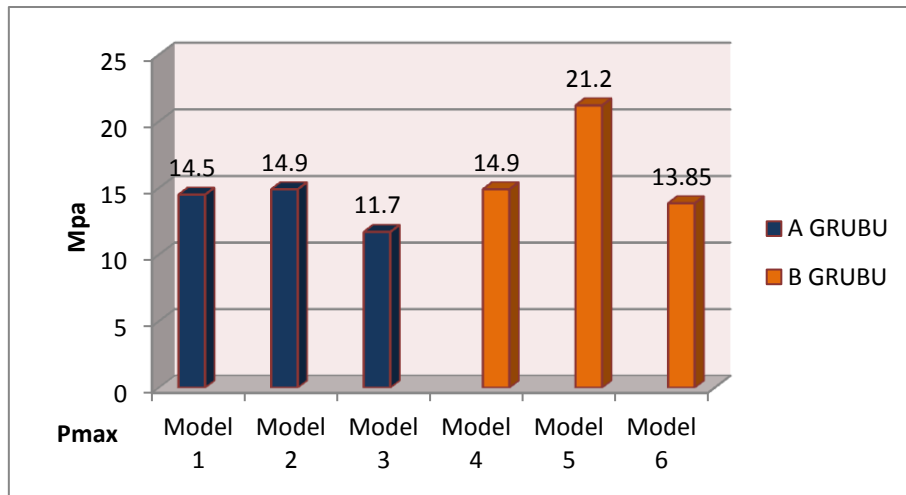
4.3.5. Oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmax stres değerleri

Oblik yükleme sonucunda, tüm modellerde implantların çevresindeki krestal kortikal kemikte oluşan gerilme tipi stres (Pmax) değerleri rakamsal olarak çizelgedeki gibidir (Çizelge 4.5).

Çizelge 4.5. Oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmax streslerin gruplar arası karşılaştırmalı değerleri

Oblik Yükleme Sonucu Kortikal Kemikte Oluşan Pmax Değerleri			
A GRUBU		B GRUBU	
A1	Model 1 Pmax= 14,5 Mpa	B1	Model 4 Pmax= 14,9 Mpa
A2	Model 2 Pmax= 14,9 Mpa	B2	Model 5 Pmax= 21,2 Mpa
A3	Model 3 Pmax= 11,7 Mpa	B3	Model 6 Pmax= 13,85 Mpa

Oblik yükleme sonucunda, tüm modellerde implantların çevresindeki krestal kortikal kemikte oluşan gerilme tipi (Pmax) stres değerleri grafiksel olarak aşağıda gösterilmiştir (Şekil 4.65).



Şekil 4.65. Oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan pmax streslerin gruplar arası karşılaştırmalı değerleri

Modeller arası karşılaştırmada Pmax stress değerinin en yüksek Model 5’de, en düşük Model 3’de olduğu saptanmıştır.

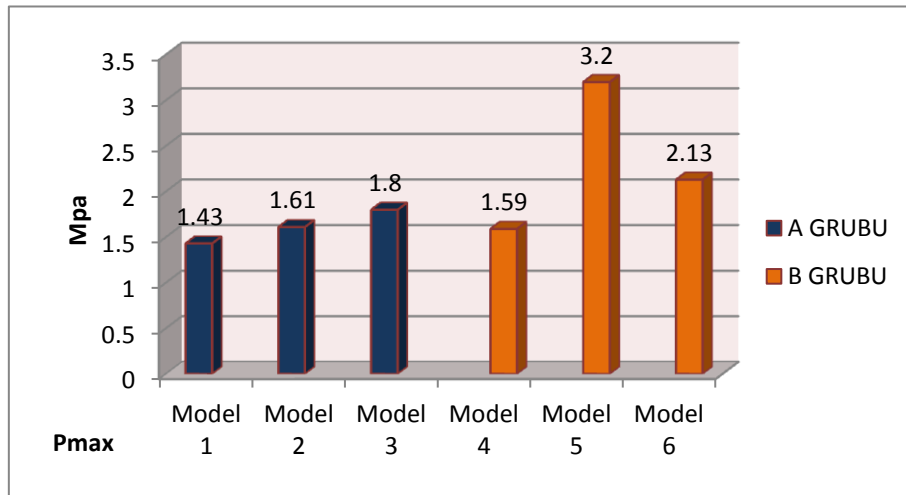
4.3.6. Oblik yükleme sonucu spongios kemikte oluşan pmax stres değerleri

Oblik yükleme sonucunda, tüm modellerde implantların çevresindeki spongios kemikte oluşan gerilme tipi stres (Pmax) değerleri rakamsal olarak çizelgedeki gibidir (Çizelge 4.6).

Çizelge 4.6. Oblik yükleme sonucu spongios kemikte oluşan Pmax streslerin gruplar arası karşılaştırmalı değerleri

Oblik Yükleme Sonucu Spongios Kemikte Oluşan Pmax Değerleri			
A GRUBU		B GRUBU	
A1	Model 1 Pmax= 1,43 Mpa	B1	Model 4 Pmax= 1,59 Mpa
A2	Model 2 Pmax= 1,61 Mpa	B2	Model 5 Pmax= 3,20 Mpa
A3	Model 3 Pmax= 1,80 Mpa	B3	Model 6 Pmax= 2,13 Mpa

Oblik yükleme sonucunda, tüm modellerde implantların çevresindeki spongios kemikte oluşan gerilme tipi stres (Pmax) değerleri grafiksel olarak aşağıda gösterilmiştir (Şekil 4.66).



Şekil 4.66. Oblik yükleme sonucu spongios kemikte oluşan Pmax streslerin gruplar arası karşılaştırmalı değerleri

- Gruplararası karşılaştırmada; Pmax stress değerinin Model 5’de en yüksek olduğu,
- Grupiçi karşılaştırmada ise; P max stress değerinin A grubunda Model 3’de, B grubunda ise Model 5 ve Model 6’da en yüksek olduğu saptanmıştır.

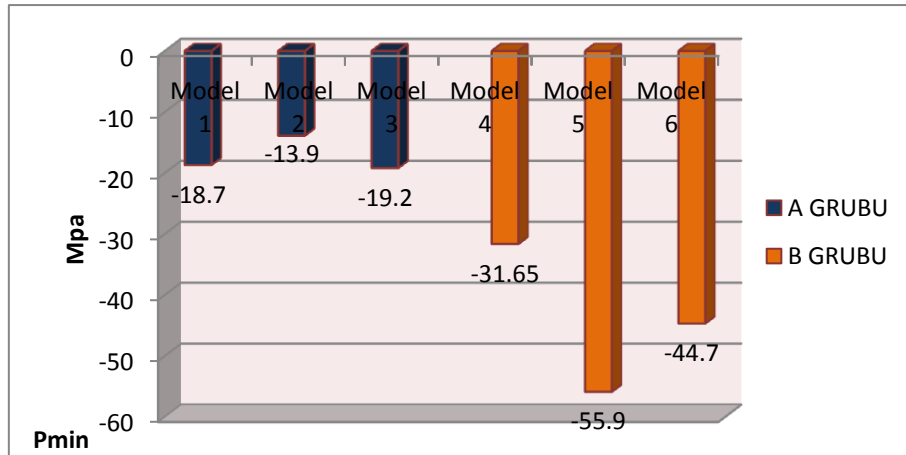
4.3.7. Oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmin stres değerleri

Oblik yükleme sonucunda, tüm modellerde implantların çevresindeki krestal kortikal kemikte oluşan sıkışma tipi stres (Pmin) değerleri rakamsal olarak çizelgedeki gibidir (Çizelge 4.7).

Çizelge 4.7. Oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmin streslerin gruplar arası karşılaştırmalı değerleri

Oblik Yükleme Sonucu Kortikal Kemikte Oluşan Pmin Değerleri			
A GRUBU		B GRUBU	
A1	Model 1 Pmin= -18,7 Mpa	B1	Model 4 Pmin= -31,65 Mpa
A2	Model 2 Pmin= -13,9 Mpa	B2	Model 5 Pmin= -55,9 Mpa
A3	Model 3 Pmin= -19,2 Mpa	B3	Model 6 Pmin= -44,7 Mpa

Oblik yükleme sonucunda, tüm modellerde implantların çevresindeki krestal kortikal kemikte oluşan sıkışma tipi (Pmin) stres değerleri grafiksel olarak aşağıda gösterilmiştir (Şekil 4.67).



Şekil 4.67. Oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan pmin streslerin gruplar arası karşılaştırmalı değerleri

- Gruplararası karşılaştırmada; Pmin stress değerinin B grubunda daha yüksek olduğu,
- Grupiçi karşılaştırmada ise; Pmin stress değerinin A grubunda Model 2’de en düşük, B grubunda Model 5’de en yüksek olduğu saptanmıştır.

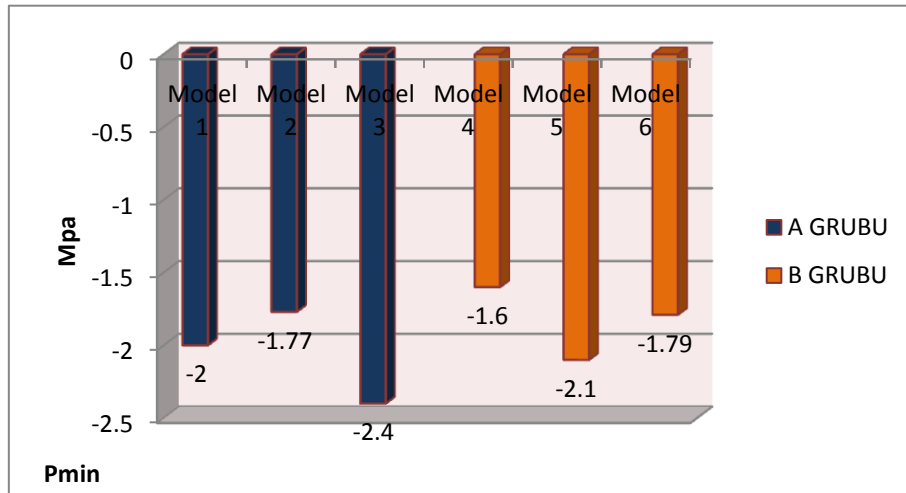
4.3.8. Oblik yükleme sonucu spongios kemikte oluşan pmin stres değerleri

Oblik yükleme sonucunda, tüm modellerde implantların çevresindeki spongios kemikte oluşan sıkışma tipi stres (Pmin) değerleri rakamsal olarak çizelgedeki gibidir (Çizelge 4.8).

Çizelge 4.8. Oblik yükleme sonucu spongios kemikte oluşan Pmin streslerin gruplar arası karşılaştırmalı değerleri

Oblik Yükleme Sonucu Spongios Kemikte Oluşan Pmin Değerleri			
A GRUBU		B GRUBU	
A1	Model 1 Pmin= -2 Mpa	B1	Model 4 Pmin= -1,60 Mpa
A2	Model 2 Pmin= -1,77 Mpa	B2	Model 5 Pmin= -2,10 Mpa
A3	Model 3 Pmin= -2,40 Mpa	B3	Model 6 Pmin= -1,79 Mpa

Oblik yükleme sonucunda, tüm modellerde implantların çevresindeki spongios kemikte oluşan sıkışma tipi (Pmin) stres değerleri grafiksel olarak aşağıda gösterilmiştir (Şekil 4.68).



Şekil 4.68. Oblik yükleme sonucu spongios kemikte oluşan pmin streslerin gruplar arası karşılaştırmalı değerleri

Modellerde oluşan Pmin stress değerleri incelendiğinde en yüksek stresin Model 3’de, en düşük stresin Model 4’de olduğu saptanmıştır.

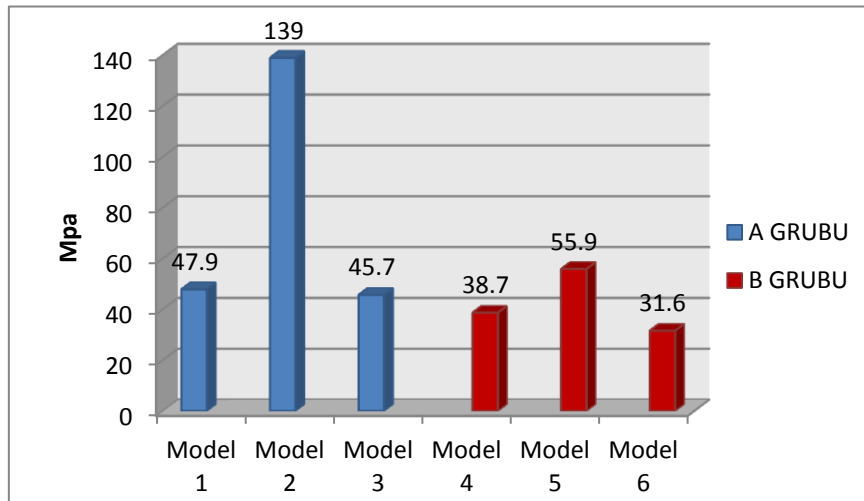
4.3.9. Vertikal yükleme sonucu implantlar üzerinde oluşan von Mises stres değerleri

Vertikal yükleme sonucu tüm modellerdeki implantlar üzerinde meydana gelen von Mises stres değerleri rakamsal olarak çizelgedeki gibidir (Çizelge 4.9).

Çizelge 4.9 Vertikal yükleme sonucu implantlar üzerinde oluşan von Mises streslerin gruplar arası karşılaştırmalı değerleri

Vertikal Yükleme Sonucu Von Mises Değerleri			
A GRUBU		B GRUBU	
A1	Model 1 von Mises= 47,9 Mpa	B1	Model 4 von Mises = 38,7 Mpa
A2	Model 2 von Mises = 139 Mpa	B2	Model 5 von Mises 55,9 Mpa
A3	Model 3 von Mises = 45,7 Mpa	B3	Model 6 von Mises = 31,6 Mpa

Vertikal yükleme sonucu tüm modellerdeki implantlar üzerinde meydana gelen von Mises stres değerleri grafiksel olarak aşağıda gösterilmiştir (Şekil 4.69).



Şekil 4.69. Vertikal yükleme sonucu implantlar üzerinde oluşan von Mises streslerin gruplar arası karşılaştırmalı değerleri

Vertikal yükleme sonucu implantlar üzerinde oluşan von Mises stres değerleri gruplar arası karşılaştırıldığında en yüksek stresin model 2’de oluştuğu saptanmıştır.

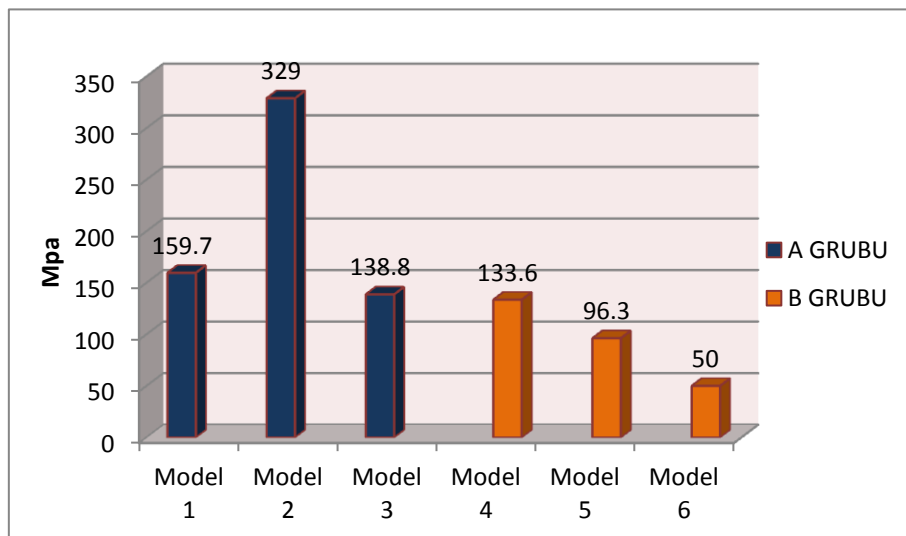
4.3.10. Oblik Yükleme sonucu implantlar üzerinde oluşan von Mises stres değerleri

Oblik yükleme sonucu tüm modellerdeki implantlar üzerinde meydana gelen von Mises stres değerleri rakamsal olarak çizelgedeki gibidir (Çizelge 4.10).

Çizelge 4.10. Oblik yükleme sonucu implantlar üzerinde oluşan von Mises streslerin gruplar arası karşılaştırmalı değerleri

Oblik Yükleme Sonucu Von Mises Değerleri					
A GRUBU			B GRUBU		
A1	Model 1 von Mises = 159,7 Mpa		B1	Model 4 von Mises = 133,6 Mpa	
A2	Model 2 von Mises = 329 Mpa		B2	Model 5 von Mises = 96,3 Mpa	
A3	Model 3 von Mises = 138,8 Mpa		B3	Model 6 von Mises = 50 Mpa	

Oblik yükleme sonucu tüm modellerdeki implantlar üzerinde meydana gelen von Mises stres değerleri grafiksel olarak aşağıda gösterilmiştir (Şekil 4.70).



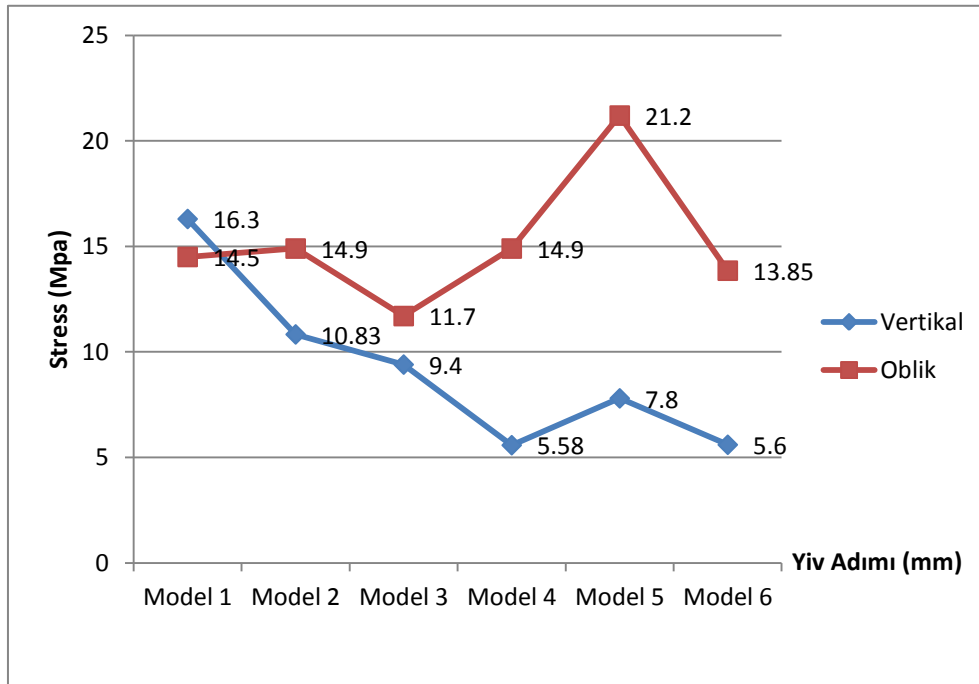
Şekil 4.70. Oblik yükleme sonucu implantlar üzerinde oluşan von Mises streslerin gruplar arası karşılaştırmalı değerleri

- Von Mises stress değerleri gruplararası karşılaştırıldığında; A grubu modellerde daha yüksek olduğu,
- Grup içi karşılaştırıldığında ise A grubunda en yüksek von Mises stress değeri Model 2’de, B grubunda ise Model 4’de olduğu saptanmıştır.

4.4. Tüm Modellerde Oluşan Stres Değerlerinin Yiv Adımı ile Karşılaştırılması

4.4.1. Kortikal kemikte oluşan Pmax stres değerlerinin yiv adımı ile karşılaştırılması

Tüm modellerde implantların çevresindeki krestal kortikal kemikte oluşan gerilme tipi (Pmax) stres değerlerinin yiv adımı ile karşılaştırılması grafiksel olarak aşağıda gösterilmiştir (Şekil 4.71).

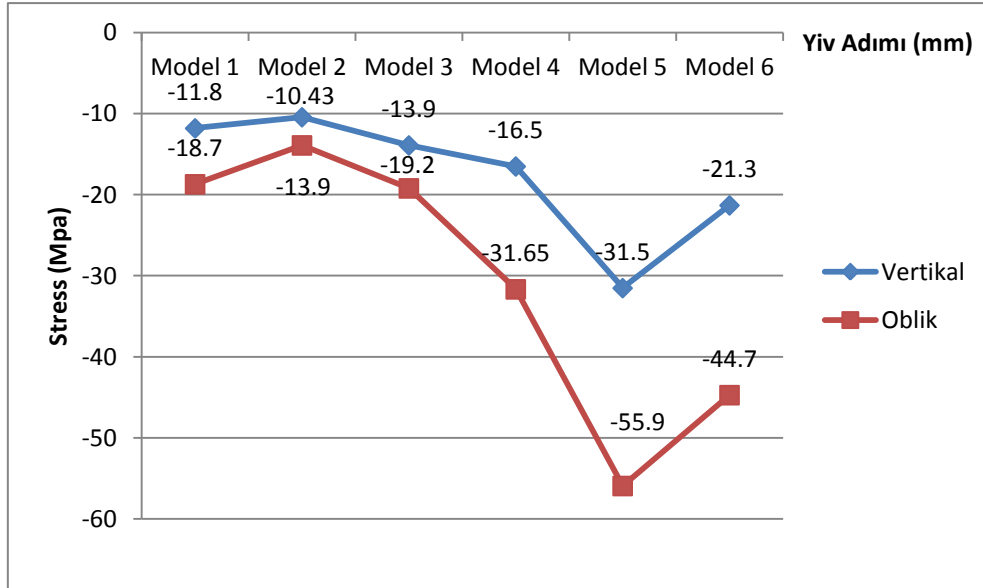


Şekil 4.71. Kortikal kemikte oluşan Pmax stres değerlerinin yiv adımı ile karşılaştırılması

A grubu modellerde vertikal yükleme koşulunda Pmax stresinin yiv adımı ile ters orantılı olarak artış gösterdiği izlenmiştir.

4.4.2. Kortikal kemikte oluşan Pmin stres değerlerinin yiv adımı ile karşılaştırılması

Tüm modellerde implantların çevresindeki krestal kortikal kemikte oluşan sıkışma tipi (Pmin) stres değerlerinin yiv adımı ile karşılaştırılması grafiksel olarak aşağıda gösterilmiştir (Şekil 4.72).

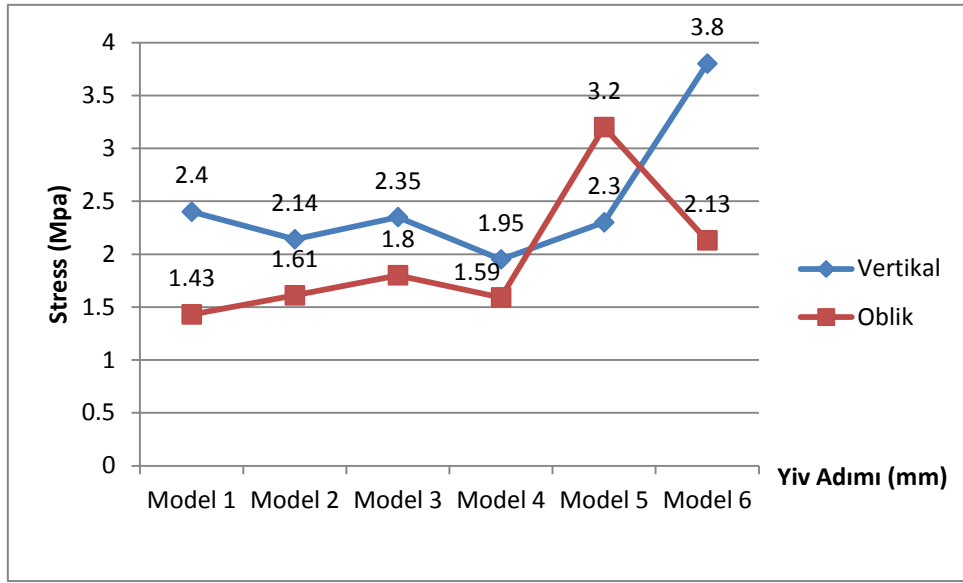


Şekil 4.72. Kortikal kemikte oluşan Pmin stres değerlerinin yiv adımı ile karşılaştırılması

Modellerde hem vertikal hem de oblik yükleme koşulunda kortikal kemikte oluşan Pmin stresi ile yiv artışı arasında herhangi bir ilişki saptanmamıştır.

4.4.3. Spongios kemikte oluşan pmax stres değerlerinin yiv adımı ile karşılaştırılması

Tüm modellerde implantların çevresindeki spongios kemikte oluşan gerilme tipi (Pmax) stres değerlerinin yiv adımı ile karşılaştırılması grafiksel olarak aşağıda gösterilmiştir (Şekil 4.73).



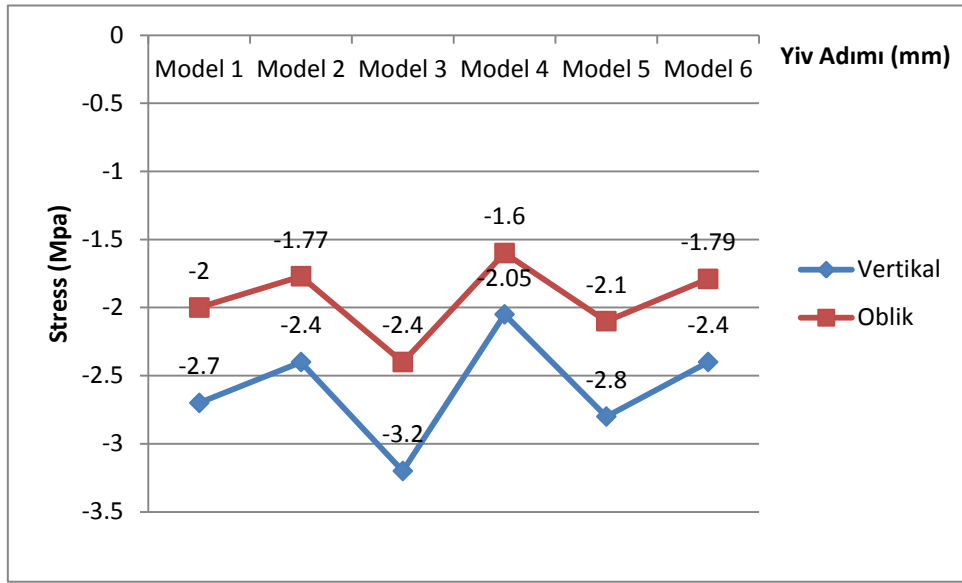
Şekil 4.73. Spongioz kemikte oluşan Pmax stres değerlerinin yiv adımı ile karşılaştırılması

A grubu modellerde oblik yükleme koşulunda spongioz kemikte Pmax stresinin yiv adımı ile doğru orantılı olarak artış gösterdiği izlenmiştir.

B grubu modellerde ise vertikal yükleme koşulunda spongioz kemikte Pmax stresinin yiv adımı ile doğru orantılı olarak artış gösterdiği izlenmiştir.

4.4.4. Spongioz kemikte oluşan pmin stres değerlerinin yiv adımı ile karşılaştırılması

Tüm modellerde implantların çevresindeki spongioz kemikte oluşan sıkışma tipi (Pmin) stres değerlerinin yiv adımı ile karşılaştırılması grafiksel olarak aşağıda gösterilmiştir (Şekil 4.74).

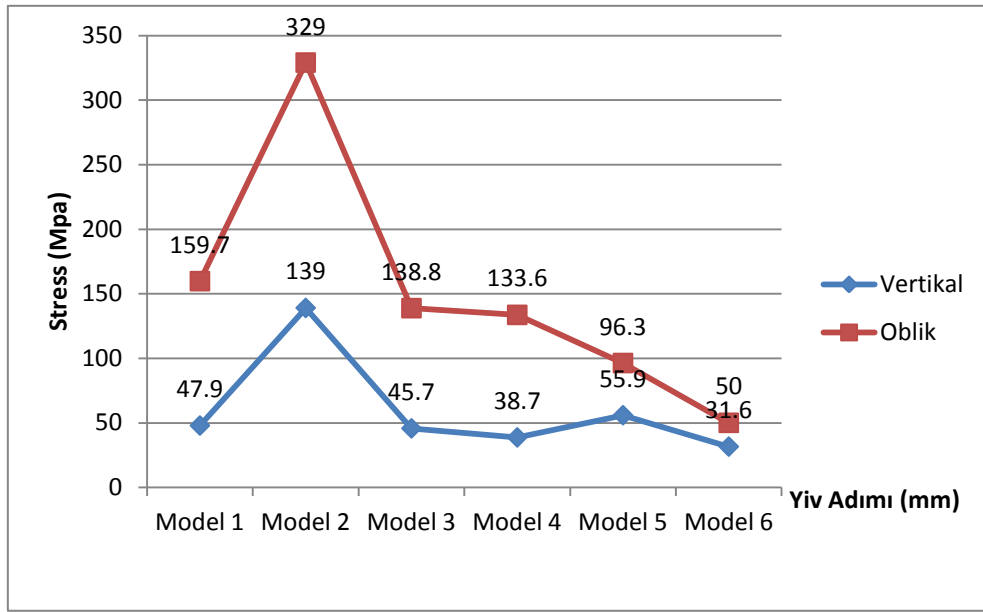


Şekil 4.74. Spongioz kemikte oluşan Pmin stres değerlerinin yiv adımı ile karşılaştırılması

Modellerde hem vertikal hem de oblik yükleme koşulunda spongioz kemikte oluşan Pmin stresi ile yiv adımı artışı arasında herhangi bir ilişki saptanmamıştır.

4.4.5. İmplantlarda oluşan von Mises stres değerlerinin yiv adımı ile karşılaştırılması

Tüm modellerde implantlarda oluşan Von Mises stres değerlerinin yiv adımı ile karşılaştırılması grafiksel olarak aşağıda gösterilmiştir (Şekil 4.75).



Şekil 4.75. İmplantlarda oluşan Von Mises stres değerlerinin yiv adımı ile karşılaştırılması

B grubu modellerde oblik yükleme koşulunda implantlar üzerinde oluşan von Mises stresinin yiv adımı ile ters orantılı olarak artış gösterdiği izlenmiştir.

5.TARTIŞMA

İmplant tedavisi; son yıllarda tüm dünyada total ve parsiyel dişsizlik, maksillofasiyal protezler ve ortodontik tedavi ankrajı için dişhekimliği pratiğinin önemli bir parçası ve alternatif bir tedavi olarak kabul edilmektedir. Klinik dişhekimliğinin diğer tüm branşlarında olduğu gibi implant uygulamasının en önemli aşaması, teşhis ve planlamadır. İmplantın uzun dönem başarısı için anatomik, protetik ve mekanik etkenlerin dikkate alınması gerekir [126].

İmplant ve diş destekli hareketli protezlerde, fonksiyon esnasında proteze, destek dokulara, tutucu parçalara, diş ve implanta iletilen kuvvetlerin, ayrıca bu kuvvetler karşısında protez ve kemiğin yer değişiminin, yumuşak dokularda ve kemikte oluşan streslerin incelenmesinde çeşitli stres analiz yöntemleri kullanılmıştır. Bu yöntemler arasında fotoelastik yöntem, gerinim ölçer yöntemi, sonlu elemanlar stres analiz yöntemi en çok kullanılan yöntemlerdir.

Son yıllarda sonlu elemanlar stres analizi, implant ve implant çevresi kemikte oluşan stresleri değerlendirmede etkin bir yöntem haline gelmiştir [108, 127]. Çalışmamızda alt çene total dişsiz olup implant destekli overdenture protez kullanan hastalarda farklı dental implant yiv tasarımlarının ve adımlarının implantlarda, protetik yapılarda ve çevre dokularda oluşturduğu stresler üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile değerlendirilmiştir. Tasarımların biyomekaniğini değerlendirmede, sonlu elemanlar stres analizi yönteminin seçilmesinin nedenleri; karmaşık geometriler ile malzeme bilgilerinin doğru ve tam olarak oluşturulabilmesi, gerektiğinde modelin modifiye edilebilmesi, stresin hesaplanabilmesi ve anlaşılabilirlik sayısal sonuç değerleri elde edilebilmesidir. İn vivo testlerde bu avantajların elde edilmesi zordur [128].

Clelland, Lee, Bembenet ve Brantley (1995) sonlu elemanlar stres analizi yöntemini, fotoeleastik yöntem ve gerinim ölçer yöntemi ile kıyaslarken; fotoelastik yöntemin streslerin yerleşimi ve yoğunlaşmaları ile ilgili yeterli nitel bilgi vermesine rağmen, sınırlı nicel bilgi verebildiğini, gerinim ölçerler ile ancak gerinim ölçerin bulunduğu yerdeki gerinimlerle ilgili verilerin alınabildiğini, sonlu elemanlar stres analizi yönteminin ise

matematik bir model içerisinde herhangi bir yerdeki ayrıntılı nicel bilgiyi sunabileceğini belirtmiştir [129].

Akça, Çehreli ve İplikçioğlu (2001) implantta meydana gelen streslerin değerlendirilmesinde sonlu elemanlar stres analizi ile gerinim ölçer analiz yöntemini kıyaslamışlardır. Her iki yöntemde de uygulanan kuvvetler altında meydana gelen stres-gerinim miktarları açısından yakın sonuçlar elde edilmiştir ancak modelleme açısından sonlu elemanlar yöntemi daha hassas ve ayrıntılı bir sonuca izin verdiği için daha avantajlı bulunmuştur [130].

Yapılan çalışmalarda, anatomik yapının ideal olarak modellenmesiyle sonlu elemanlar stres analizlerinde daha başarılı sonuçlar elde edilebileceği belirtilmiştir. Bunun için de eleman ve düğüm sayısının en az 30.000-200.000 arasında olması gerektiği vurgulanmıştır. Bu durumda eleman büyüklüğü 150-300 μm . arasında olmaktadır. Eleman boyutunun 300 μm .’den daha büyük olması halinde yanıltıcı sonuçların elde edilebileceği belirtilmiştir [131-133]. Çalışmamızda modellerde minimum 663,742 eleman ve 120,026 düğüm oluşturulmuştur. Bu çalışmada kullanılan sonlu elemanlar modellerinin özellikleri düğüm noktası ve eleman sayısı yönünden diğer çalışmalarla karşılaştırıldığında sayıca fazla olduğu görülmektedir.

Sonlu elemanlar stres analiz yönteminde protez, implant, diş, yumuşak dokular ve çene kemiği gibi karmaşık dokuların modelleri ile ilgili çözümler yaparken bazı varsayımlar ve tanımlar yapılmalıdır. Kortikal kemik ile trabeküler kemik kalınlıkları, implant-kemik arayüzü, modelleri oluşturan düğüm noktaları ve eleman sayıları, sınır koşulları, kullanılan materyallerin mekanik özellikleri, uygulanacak kuvvet değerleri bilgisayarda tanımlanmalıdır [127]. Bu varsayımlar sonlu elemanlar stres analizi modelinin gerçeğe yakın sonuçlar elde edilmesini belli bir ölçüde etkilemektedir [108].

Araştırmalarda, sonlu elemanlar stres analiz yönteminde kemiğin materyal özellikleri homojen, izotropik ve lineer elastik olarak tanımlanmaktadır. Materyal izotropik olarak kabul edildiğinde materyal özellikleri her yönde aynıdır. Bundan dolayı yalnızca iki bağımsız materyal sabiti mevcuttur (elastikiyet katsayısı, Poisson oranı). Materyal

özellikleri bunun dışında ortotropik (malzemenin kendi içinde üç farklı ekseninde birbirinden farklı mekanik özellikler göstermesi) ve anizotropik olarak da tanımlanabilir. Ancak anizotropik materyalde değişik yönlerde ölçülen farklı materyal özellikleri vardır, anizotropinin derecesine göre çok sayıda materyal sabiti ortaya çıkmaktadır [134]. Çalışmamızda modeller oluşturulurken kemiğin homojen, izotropik ve lineer elastik olduğu kabul edilmiştir.

Osseointegrasyon derecesi peri-implant kemikte oluşan stres miktarını etkilemektedir. Spivey, Kong, Fotos ve Goel (1993) yapmış oldukları çalışmada, osseointegrasyonun %83,3 olduğu durumda peri-implant kemikte ölçülen gerilme miktarının osseointegrasyonun %100 olarak kabul edildiği duruma göre %5 arttığını bildirmişlerdir [135]. Sonlu eleman analizi çalışmalarında osseointegrasyon miktarının ve bölgelerinin tam olarak modellenmesi mümkün olmamaktadır. Bu nedenle bu çalışmada diğer sonlu eleman analizi çalışmalarına benzer şekilde dental implantların çene kemiğine %100 osseointegre olduğu kabul edilmiştir [25, 136].

Geometri ve sınır şartlarındaki farklılıklar nedeniyle sonlu elemanlar stres analizinden elde edilen sonuçlar nicel açıdan diğer çalışmalarla kıyaslanamamaktadır [128]. Üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarından elde edilen sonuçlar ancak nitel anlamda dağılım yerleri ve yoğunlukları açısından değerlendirilebilir.

Alt çene tam dişsizlik vakalarında osseointegrasyonun tanımlandığı ilk dönemlerde 5 veya 6 implantla desteklenmiş hibrid protezlerin kullanımı önerilmiş olmasına rağmen günümüzde daha az sayıda implantla desteklenen hareketli protezlerin yüksek başarı oranları ile kullanımı devam etmektedir [30]. Alt çene tam dişsizliğin ilk tedavi seçeneğinin en az iki implantla desteklenen hareketli protezler olması gerektiğini 2002 yılında bildiren McGill konsensusu da daha az sayıda implant desteği ile sağlanan yüksek başarı oranının bir sonucudur [45]. Ayrıca implant destekli overdenture protezlerde daha az implant kullanılması sabit protezlere kıyasla daha az invaziv işlemler yapılmasına, daha düşük maliyetlerin oluşmasına ve laboratuvar işlemlerinin daha kolaylaşmasına da neden olmaktadır. İki veya dört implant destekli overdenture protezlerin başarısı kanıtlandıktan sonra araştırmacıların en çok ilgilendiği konuların başında bu protezlerde kullanılan tutucu

elemanlar gelmiştir. Misch implant destekli overdenture protezlerde tutucu eleman seçimini implant yerleştirilen bölgelere, kalan kemik hacmine ve protezde olması beklenen hareket miktarına göre değerlendirildikten sonra yapılmasını önermektedir. Protez için tutucu elemanlardan en çok tercih edilenleri ise ball ataçman, bar tutucular ve locator sistemleri olarak sayılabilir. İki boyutlu bir SESA çalışmasında bar tutuculu IDO protezler ile ball ataçman tutuculu IDO protezler karşılaştırılmıştır. Çalışmanın sonucunda bar tutucu ile splintlenen implantların okluzal yükleri daha başarılı şekilde dağıttığı, ball ataçman sistemlerin özellikle yumuşak dokuda daha yüksek stres oluşturduğu izlenmiştir. Bar tutucular implantlar arasında yaptıkları splintleme sayesinde oluşan streslerin sistem içinde dağıtılmasını sağlasa da interokluzal mesafeye ihtiyaç, hijyenik problemler ve biyomekanik komplikasyonlar gibi dezavantajlara sahiptir. Bu sebepten klinik uygulamalarda ball ataçman veya locator tutucular daha sıklıkla tercih edilmektedir [137].

Çalışmamızda gerek SESA çalışmalarında modelleme kolaylığı göstermesi, gerekse çalışmamızda modellenen implantlarda bağlantı tipi açısından ball ataçman tipi protez tutucuların benzer olması sebebiyle modellemeler ball ataçmanlar ile yapılmıştır. A grubu model 2’de modellenen Straumann kemik seviyesi implantta tutucu eleman olarak ball ataçman üretilmesine de bu modelin kendi grubu ve tüm modeller için kontrol grubu olarak kullanılması hedeflenmiştir. Çalışmamızın sonucunda görüldüğü gibi en yüksek von Mises stresinin bu modelde izlenmesi sadece makrogeometrik özelliklerin (yiv şekli, yiv açısı, gövde şekli, yiv derinliği vb.) değil aynı zamanda protetik parçaların modeller ve implantlar üzerinde stres oluşturmadaki önemli rolünü de kanıtlamaktadır (Çizelge 4.9, 4.10).

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminde uygulanan kuvvetler sonucunda izlenen streslerin gerçeğe en yakın olarak oluşması için modellere doğru yönde ve miktarda kuvvetlerin uygulanması gerekmektedir. Yapılan değişik araştırmalarda uygulanan kuvvetin yönü genellikle benzerlik gösterirken, kuvvetin büyüklüğü konusunda çok farklı değerlere rastlanmaktadır. Yapılan çalışmalarda uygulanan kuvvetlerin 75N ile 2000N arasında değiştiği görülmüştür [138-141]. İmplant destekli hareketli protezlerde ise ısırma kuvvetinin ortalama 100 N olduğu bildirilmiştir [142]. Bu değerler ve çalışmalar göz önüne

alınarak çalışmamızda 100 N'luk ortalama bir değer ısırma kuvvetlerini taklit edecek şekilde implantın uzun eksenine göre 0° ve 30° açılarla alansal olarak uygulanmıştır. Çalışmamızda diğer çalışmalarda olduğu gibi oblik yükleme koşulunda modellerde vertikal yükleme koşuluna göre genellikle daha fazla stres gözlenmiştir (Şekil 4.71, 4.72, 4.74, 4.75). Çalışmamızda uygulanan kuvvetler, implantlar üzerinde oluşacak stresleri değerlendirmek amacıyla bölgesel uygulandığından ve klinik şartlarda olduğu gibi devamlılık göstermediğinden biyolojik ortamda oluşacak tüm sonuçlar değerlendirilememektedir ; fakat elde edilen sonuçların ileride yapılacak klinik çalışmalar için yol gösterici olması amaçlanmıştır.

Himmlova, Dostálová, Kácvský ve Konvičková (2004) yaptıkları SESA çalışmasında implant çapının ve geometrik şeklinin modelde oluşturduğu streslere olan etkisini incelemişlerdir. İmplant etrafında oluşan stresin genellikle implant boynu etrafında olduğunu izledikleri bu çalışmalarında, bu bölgedeki stresin azalması için çap artmasının uygun olacağı sonucuna ulaşmışlardır. Kortikal kemiğe iletilen streslerin en iyi 4.2 mm çapa sahip implantlarda olduğunu rapor etmişlerdir [143]. Çalışmamızda ise farklı tasarımlara sahip yiv formlarının kemiğe iletilen stres miktarının, implant boyu ve çapından bağımsız, objektif olarak karşılaştırılabilmesi için implantların çapları ve boyları standardize edilmeye çalışılmıştır. Bu standardizasyon aşamasında Himmlova ve diğerlerinin (2004) bulduğu sonuçlar göz önünde bulundurularak ortalama deneysel implant çap ve uzunlukları modele edilmiştir (Çizelge 3.1).

Birçok araştırmacı krestal alveolar kemikte oluşan stresi azaltmak için kemik-implant arayüzündeki toplam temas alanını artırmaya çalışmış, böylelikle krestal kortikal kemikte oluşan stresi azaltmaya çalışmışlardır. Araştırmalarda kemik-implant arayüzündeki toplam temas alanını artırmak için implant çapını veya boyunu artırmak, implant yüzeyinin şeklini veya karakterini değiştirmek, implantın gövde şeklini değiştirmek vb. metodlar denenmiştir. Bu araştırmalarda görülmüştür ki implant yiv şekli, yiv derinliği, yiv kalınlığı, yiv açıları gibi implant yivine bağlı parametrelerdeki değişimler fonksiyonel yiv alanını değiştirmekte ve implant biyomekaniğinin geliştirilmesinde önemli bir rol oynamaktadır [144]. Bu parametreler içinden implant yiv adımı ve yiv şeklindeki değişimin etkileri araştırmamızda detaylıca incelenmiştir.

Hansson ve Werke (2003) yaptıkları SESA çalışmasında modelledikleri implantlar üzerinde oluşan stresleri değerlendirmişlerdir. İmplantlarda oluşan en yüksek gerilme streslerinin yiv tepelerinde, en yüksek sıkışma kuvvetlerinin ise yivlerin gövde ile birleşim yerlerinde oluştuğunu saptamışlardır. Ayrıca implantın üzerine gelen yükün yönü fark etmeksizin implant üzerinde oluşan en yüksek stresin implantın servikal bölgesinde özellikle de ilk yivinde yoğunlaştığı izlenmiştir [145]. Çalışmamızda yapılan stres değerlendirmesinde ise oluşan streslerin spongioz kemiğe kıyasla kortikal kemikte daha yoğun olduğu izlenmiştir. Modellerden alınan kesitler incelendiğinde, implant üstünde oluşan streslerin çoğunlukla implantın boyun bölgesinde olduğu ancak iç bağlantı bölgesinde, yiv tepelerinde ve implantın apeks bölgesinde de streslerin oluştuğu izlenmiştir (Şekil 4.1- 4.60).

Abuhussein, Pagni, Rebaudi ve Wang (2010) yaptıkları ve yiv özelliklerinin implant osseointegrasyonuna olan etkisini inceledikleri derlemelerinde V şekilli yiv ile yiv kalınlığı artırılmış kare şeklindeki yivin diğer yiv şekillerine göre spongioz kemikte daha az stres oluşturduğunu saptamışlardır [146]. Steigenga, Al- Shammari, Nociti, Misch ve Wang (2003) yaptıkları literatür derlemesinde de yiv şeklinin kemik-implant arayüzünde oluşan stres tiplerini değiştirdiğini belirtmişlerdir [147]. Kare şekilli yive sahip implantların en düşük kesme stresi oluşturduğu, V şekilli ve tersine payanda yiv şekline sahip implantların oluşturduğu streslerin ise rezorpsiyon oluşturma potansiyellerinin olduğu savunulmuştur [145]. Kare şekilli yive sahip implantlarda aksiyel yönlü kuvvetler sıkışma stresi olarak implant boyunca iletilirken, V şekilli veya tersine payanda şekilli yive sahip implantlarda ise aksiyel yönlü kuvvetler altında sıkışma, gerilme ve kesme streslerinin bir bütün olarak implanta ve kemiğe iletildiği gösterilmiştir [57]. Çalışmamızda da literatürdeki mevcut bu bilgiler ışığında tersine payanda ve V şekilli yive sahip implantlar tercih edilmiş, bu implantların kemiğe ileteceği stresler değerlendirilmiş ve muhtemel aşırı strese bağlı rezorpsiyon oluşturma potansiyelleri incelenmiştir. Çalışmamızda incelenen yükleme koşullarında tersine payanda şekilli yive sahip implantların kortikal kemikte daha fazla sıkışma stresi oluşturduğu, spongioz kemikte oluşan streslerin ise yiv şeklinden bağımsız olarak geliştiği saptanmıştır. Ayrıca kortikal kemikte hem gerilme hem sıkışma stresleri genellikle en yüksek olarak model 5'te izlenmektedir (Şekil 4.63, 4.65, 4.67).

İmplant geometrisini değiştiren parametreler içinde implant yivinin toplam kemik-implant yüzey alanını değiştirdiği için implant stabilitesinin sağlanmasında belirgin etkisi olduğu bilinmektedir [147, 148]. Akkocaoğlu, Uysal, Tekdemir, Akça ve Cehrelî (2005) yaptıkları çalışmada Straumann marka synOcta TE implantındaki azalan implant yiv adımının ve artan yiv kalınlığının kemikte oluşacak mikrohareketleri azalttığı saptanmıştır [149]. Yapılan sonlu elemanlar stres analizi çalışmasında değişik kemik densitesine sahip kemik modelleri içerisine farklı yiv sayısına ve adımına sahip implantlar yerleştirilmiş; yiv adımı, yiv burğu açısı ve yiv kalınlığının etkileri incelenmiştir. Sonuç olarak araştırmacılar implantlar üzerine gelen yüklerin yönü fark etmeksizin yiv adımının implant stabilitesini etkilediği ve yiv adımı arttıkça implantın mikrohareketlere karşı gösterdiği direncin azaldığını saptamışlardır. Ayrıca artacak mikrohareketlerin krestal kortikal kemikte osseointegrasyonun bozulmasına ve dolayısıyla rezorpsiyonun başlamasına neden olabileceğini savunmuşlardır [148].

Hansson ve Northon (1999) da dental implantların çevresindeki krestal kortikal kemikte oluşabilecek kemik kaybını önlemek için kortikal kemiğe mikroyüklerin düzenli olarak iletilmesi gerektiğini savunmuşlar, bunun için yiv tasarımının bu mekanik stimülasyonu sağlayabilecek şekilde olması gerektiğini vurgulamışlardır [150]. Bu durum Lee, Choi, Park, Kim ve Moon' (2007) boyun bölgesinde mikroyive sahip implantlarla boyun bölgesinde mikroyiv bulunmayan implantları karşılaştırdıkları çalışmada da izlenmiş olup, marjinal kemikte kayıp oranının boyun bölgesinde mikroyive sahip implantlarda daha az olduğu gözlenmiştir [151]. Hansson (2003) yaptığı başka bir araştırmada konik implant abutment bağlantısına ve krestal kortikal kemiğe komşu boyun bölümünde yive sahip implantlarda aksiyel yükleme sonrası maksimum stresin kemik içinde implantın boyun bölgesinden implantın apikali doğrultusunda dağıtıldığını saptamışlardır. Stresin bu şekilde dağıtılmasının da marjinal kemik seviyesini korumaya yardımcı olduğu savunulmuştur [152]. Çalışmamızda mikroyive sahip model 1'den alınan kesitler incelendiğinde implantın boyun bölgesinde oluşan stres dağılımının Hansson'un yaptığı çalışmayla benzer olduğu görülmüştür (Şekil 4.2-4.5). Ancak mikroyive sahip olmasına rağmen vertikal yükleme koşulunda A grubu modeller içinde kortikal kemikte en yüksek gerilme stresi model 1'de izlenmiştir. Bu durum boyun bölgesindeki mikroyivlerin belirtilen kortikal kemiği koruyucu özelliğine rağmen yüksek stresler oluşturabileceğini de göstermektedir.

Kong ve diğerlerinin (2009) yaptıkları çalışmada, implant yiv adımındaki değişimin implant biyomekaniğine olan etkilerini incelemişler ve implant yiv adımının aksiyel yüklemelerde kemikte ve implantta oluşan stresleri bukkolingual yüklemeye göre daha yüksek oranda azalttığını saptamışlardır. İmplant yiv adımındaki değişim spongios kemikte oluşan Pmax stresini aksiyel yükleme koşulunda %55.2, bukkolingual yükleme koşulunda ise %22.4 azaltmaktadır. Bu azalma miktarının kortikal kemiğe kıyasla spongios kemikte daha fazla olduğunu gören araştırmacılar implant yiv adımındaki artışın kortikal kemiğe kıyasla spongios kemikte stres dağılımında daha etkili bir faktör olduğunu savunmuşlardır. Araştırmacılar kortikal kemik için minimum stresin 0.7mm.'i geçmeyen yiv adımlarında, spongios kemikte ise minimum stresin 0.8mm.'den fazla olan yiv adımlarında izlendiğini saptamışlardır [144]. Bu bulgudan yola çıkarak çalışmamızda izlenen stresler ile yiv adımı arasındaki ilişki değerlendirildiğinde spongios kemikte oluşan sıkışma stresleri bu olguyla paralellik gösterirken, tersine kortikal kemikte 0.7mm yiv adımını geçmeyen tek model olan model 1'de vertikal yükleme koşulunda en yüksek gerilme stresi izlenmiştir. (Şekil 4.61) Kortikal kemikte sıkışma tipi stresler yiv adımının artış göstermesiyle artmaktadır (Şekil 4.72).

Chung ve diğerlerinin (2008) yaptıkları bir çalışmada ise yiv adımının 0.5mm.'i geçtiği implantlarda krestal kemik kaybının daha fazla olduğu görülmüştür [153]. Bu sonuçların aksine Lee ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada kare kesitli yive sahip implantlarda 0.6mm olan yiv adımının kemiğe stres iletiminde optimum değer olduğu saptanmıştır [154]. Kong ve diğerlerinin (2009) yaptıkları başka bir çalışmada ise silindirik gövde şekline ve V şekilli yive sahip implantlarda optimum stres değerlerinin oluşması için yiv adımının 0.8mm olması gerekliliği savunulmuştur [155]. Çalışmamızda A grubu model 3'te modellenen implantın boyun bölgesindeki yiv adımı 0.8mm olup bu olgunun aksine kortikal kemikte en fazla sıkışma kuvvetinin bu modelde olduğu görülmüştür (Çizelge 4.3 , 4.7).

Lan, Du, Pan, Lee ve Chung (2012) yaptıkları sonlu elemanlar stres analizi çalışmasında iki farklı yiv şekline (üçgen kesitli ve yamuk kesitli) ve farklı yiv adımına sahip implantlar modellenmiş, değişen parametrelerin ayrı ayrı stres dağılımına olan etkilerini incelemişlerdir. Bu araştırmada üçgen kesitli yive sahip implantlarda optimum yiv

adımının 1.2mm olduğu, yamuk kesitli yive sahip implantlarda ise optimum yiv adımının ise 1.6mm olduğu gözlenmiş olup; her yiv şeklinin kendine özgü optimum yiv adımına sahip olduğu sonucuna varılmıştır. Ayrıca yiv adımının ve oblik yüklemenin implant üzerinde oluşan streslerin temel etkeni olduğu, yiv adımının stres büyüklüğünü etkilediği saptanırken, yiv şeklinin implantın kendisinde ya da kemikte (kortikal veya spongioz) oluşan stres dağılımını etkilemediği gözlenmiştir [156]. Bizim çalışmamızda da oblik yüklemenin vertikal yüklemeye kıyasla kortikal kemikte daha yüksek stresler oluşturduğu saptanmıştır. Oblik yükleme sonucunda implantlar üzerinde oluşan en yüksek von mises stresi A grubu modellerde izlenmiştir. Çalışmamızda yapılan grup içi stres değerlendirmesinde; yiv adımı artışına paralel olarak sadece spongioz kemikte oluşan gerilme streslerinin arttığı görülmüştür. Çalışmamızdaki modellerde yiv adımının kemik tipine ve yükleme koşuluna göre farklı sonuçlar oluşturmasından yola çıkarak optimum stres tespit edilirken sadece yiv adımının değil yiv açısı ve derinliği gibi diğer faktörlerin de değerlendirilmesi gerekliliği savunulmaktadır.

B grubu modeller içinde boyun bölgesinde parlak yüzeye sahip implantlar da modellenmiş (model 5 ve model 6), bu implantların kemikte ve implant üstünde oluşturacağı stresler değerlendirilmeye çalışılmıştır. Literatürde parlak yüzeye sahip implantların daha fazla torka maruz kaldıkları düşünülse de, parlak yüzeyli kısmın biyomekaniğe olan etkileri tam olarak kanıtlanmamıştır [157]. Bozkaya, S. Müftü, A. Müftü (2004) yaptıkları SESA çalışmasında modellere parafonksiyonel hareketlerde oluşan kuvvetleri taklit eden kuvvetler uygulanıp stresler değerlendirilmiştir. Bu çalışmada araştırmacılar modellenen Bicon ve Ankylos marka implantlarda herhangi bir aşırı yüklenme oluşmadığını ve bu durumun bu implantların boyun bölgesinde gösterdikleri daralmayla ilişkili olduğunu ileri sürmüşlerdir [138]. Sun ve diğerlerinin (2009) yaptıkları SESA çalışmasında ise implantların parlak yüzey yüksekliklerinin oluşan strese etkisi değerlendirilmiştir. Bu çalışmada parlak yüzey yüksekliğindeki artışın kuvvet yönü fark etmeksizin hem kortikal hem de spongioz kemikte oluşan Pmax streslerini azalttığını saptamışlardır. Bu azalma miktarının aksiyel yönlü yüklemelerde bukkolingual yönlü yüklemelere kıyasla daha fazla olduğu görülmüştür. Kortikal kemikte en düşük streslerin parlak yüzey yüksekliği 1.7mm-2.4mm arasında bir değere sahip olduğunda, spongioz kemikte ve implant üzerinde oluşan en

düşük streslerin ise parlak yüzey yüksekliğinin 2.8mm'nin altında olduğunda saptandığını belirtmişlerdir [157].

Çalışmamızda ise model 5'te ve model 6'da implantların parlak yüzey yüksekliklerinin 2.8mm.'yi geçmemesine rağmen bu modellerin oluşturduğu Pmax streslerinin daha yüksek olması, bu modellerde oluşan streslerin implant-ball ataçman bağlantı bölgesi ve parlak yüzey-implant gövdesinin bağlandığı boyun bölgesi gibi daha geniş açılı veya köşeli yüzeylere sahip olması ile ilişkilendirilebilir. Çalışmamızda B grubu modeller kendi içinde değerlendirildiğinde, vertikal yükleme koşulunda en düşük gerilme ve sıkışma streslerinin model 4'te oluşmasının Bozkaya ve diğerlerinin (2004) rapor etmiş olduğu gibi boyun bölgesindeki kesitsel daralma ile ilgili olabileceği düşünülmektedir [138].

Kemiğe iletilen kuvvetler kıyaslandığında kemiğin en yüksek direnci sıkışma kuvvetlerine gösterdiği, bu direncin ise en düşük makaslama tipi kuvvetlerde olduğu görülmüştür [147]. Lan H. Ve arkadaşları sıkışma streslerinin kemik gerilme streslerine kıyasla kemikte oluşabilecek rezorpsiyonları değerlendirmede daha güvenilir bir belirteç olduğunu savunmuşlardır [156]. Yapılan deneysel bir klinik çalışmada kortikal kemikte sıkışma tipi aşırı stresin Pmax stresi 30 Mpa'ı aştığında, gerilme tipi aşırı stresin ise Pmin stresinin 60 Mpa'ı aştığında gözlendiği kabul edilmiştir. Aynı çalışmada spongioz kemikte oluşacak gerilme ya da sıkışma tipi aşırı stres oluşumunun Pmin veya Pmax stresinin 5 Mpa'ı aştığında gözlendiği kabul edilmiştir [158]. Clelland, İsmail, Zaki ve Pipko (1990) yaptıkları çalışmada titanyumun yorulma direncini ise 259.90 Mpa olarak tespit etmişlerdir [115].

Çalışmamızda oluşan stresler değerlendirildiğinde ise kortikal kemikte veya spongioz kemikte oluşan sıkışma veya gerilme kuvvetlerinin hiçbirinin belirtilen limit değerleri aşmadığı görülmektedir. Bu sebeple çalışmamızdaki mevcut yükleme koşullarında herhangi bir modelde rezorpsiyon oluşması beklenmemektedir. İmplantlar üzerinde oluşan von Mises kuvvetleri incelendiği ise model 2'de oblik yükler altında oluşan von Mises streslerinin titanyumun yorulma direncini aştığı, diğer modellerdeki implantlarda ise herhangi bir aşırı yük oluşumu olmadığı saptanmıştır. Ancak çalışmamızda Model 2'de kullanılan implant ball ataçman tipi üst yapıya uyumlu olmamasına rağmen sadece pozitif

kontrol amacıyla modellenmiştir. Çalışmamızda da elde edilen sonuçlar da bu tip üst yapının bu implantta uygulanmamasının uygunluğunu kanıtlar niteliktedir (Çizelge 4.10).

6. SONUÇ

Bu çalışmanın sınırları dâhilinde elde edilen sonuçlara göre;

- İmplant yiv şekli ile kemikte oluşan stresler arasındaki ilişki incelendiğinde yiv şeklinin kortikal kemikte oluşan stresleri daha çok etkilediği fakat spongios kemikte oluşan streslerin implant yiv şeklinden bağımsız olarak değiştiği gözlenmiştir.
- Çalışmamızdaki modellerde kortikal veya spongios kemik fark etmeksizin oluşan gerilme veya sıkışma stresleri kemiğin bu streslere karşı gösterdiği rezorpsiyon direncini aşmamaktadır.
- Spongios kemiğe kıyasla kortikal kemikte daha yüksek gerilme ve sıkışma stres değerleri izlenmiştir.
- B grubu modellerin kortikal kemikte daha fazla sıkışma kuvveti oluşturduğu görülmüştür.
- Kortikal kemikte hem gerilme hem de sıkışma stresi açısından en yüksek stresler genellikle model 5’te izlenmektedir.
- Kortikal kemikte oblik yükleme koşulu altında oluşan streslerin vertikal yüklemeye kıyasla daha yüksek stres oluşturduğu saptanmıştır.
- A grubu modeller içinde kortikal ve spongios kemikte yükleme yönü fark etmeksizin en yüksek sıkışma stresi model 3’te izlenmektedir. Ayrıca A grubu modeller içinde hem kortikal hem spongios kemikte vertikal yükleme koşulunda en yüksek gerilme stresi model 1’de izlenmektedir.
- B grubu modellerde spongios kemikte oluşan en düşük sıkışma stresleri yükleme vertikal yükleme koşulunda model 4’te izlenmektedir.
- A grubu modellerdeki implantlarda oblik yükleme koşulunda daha fazla von Mises stresi olduğu izlenmiştir.
- İmplant yiv adımındaki değişim gerilme streslerini etkilerken sıkışma stresleri ile arasında herhangi bir ilişki tespit edilmemiştir. Gerilme stresleri spongios kemikte her iki gruptaki modeller için yiv adımı ile doğru orantılı artış göstermektedir. Kortikal kemikte ise sadece A grubundaki modeller için implant yiv adımı ile gerilme stresindeki artış arasında ters orantılı bir ilişki izlenmektedir.

Çalışmadan elde edilen bu sonuçlar ışığında tersine payanda yiv şekline sahip implantlar her ne kadar ısırma kuvvetleri altında kemiğin rezorpsiyon direncini aşmasa da kortikal kemikte daha fazla stres oluşturmakta, implantlar üzerinde de daha yüksek von Mises stresi izlenmektedir. Bu nedenle bu yiv şekline sahip implantlarla oluşturulan implant üstü protezlerde stres oluşturma özellikleri daha yüksek olan oblik kuvvetler dikkatlice ayarlanmalıdır. Dişeti seviyesi implantlarda boyun bölgesindeki parlak yüzey her ne kadar streslerin implant boyunca dağıtılması için tasarlanmış olsa da çalışmamızda da görüldüğü gibi boyun bölgesinde kesitsel alanı daha dar olan implantların kortikal kemiğe daha az stres ilettiği görülmüştür. İmplant yiv adımının optimum strese etkisi kemik tipine ve yükleme koşuluna göre değişmekle birlikte spongios kemikte yiv adımı daha yüksek olması implant-kemik arayüzünde oluşacak stresleri azaltacağından mikrohareketlere bağlı oluşabilecek osseointegrasyon kaybını da azaltacağı düşünülmektedir. Bu çalışma sonuçlarına göre, rezorpsiyon riski daha yüksek vakalarda ya da anatomik bölgelerde (özellikle kortikal kemikte) v şekilli yive sahip, boyun bölgesinde kesitsel alanı daha dar olan, kortikal kemikte yiv adımı daha yüksek, spongios kemikte ise yiv adımı daha az olan implantlar tercih edilebilir. Çalışmamızdaki tüm sonuçlar bilgisayar ortamında standardize ve simüle edilmiş modellerden elde edilmiştir. Anatomik farklılıklar, farklı implantlar için dizayn farklılıkları bu çalışmanın sonuçları üzerinde değişikliklere sebep olacaktır. Bu sebeple sonuçların klinik kararlar açısından sadece yardımcı olabileceği unutulmamalıdır.

KAYNAKLAR

1. Tunalı, B. (2000). *Multi-disipliner bir yaklaşımla oral implantoloji*, (Nobel Tıp Kitabevleri).
2. Pye, A., Lockhart, D., Dawson, M., Murray, C., and Smith, A. (2009). A review of dental implants and infection. ***Journal Of Hospital Infection*** 72, 104-110.
3. Clementini, M., Morlupi, A., Canullo, L., Agrestini, C., and Barlattani, A. (2012). Success rate of dental implants inserted in horizontal and vertical guided bone regenerated areas: a systematic review. ***International Journal Of Oral And Maxillofacial Surgery*** 41, 847-852.
4. Degerliyurt, K., Simsek, B., Erkmén, E., and Eser, A. (2010). Effects of different fixture geometries on the stress distribution in mandibular peri-implant structures: a 3-dimensional finite element analysis. ***Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*** 110, e1-e11.
5. Tioosi, R., Vasco, M.A., Lin, L., Conrad, H.J., Bezzon, O.L., Ribeiro, R.F., and Fok, A.S. (2013). Validation of finite element models for strain analysis of implant-supported prostheses using digital image correlation. ***Dental Materials*** 29, 788-796.
6. Reddy, S. (2008). *Essentials of Clinical Periodontology and Periodontics*, (Jaypee Brothers Publishers).
7. Datta, H., Ng, W., Walker, J., Tuck, S., and Varanasi, S. (2008). The cell biology of bone metabolism. ***Journal of Clinical Pathology*** 61, 577-587.
8. Misch, C.E. (2004). *Dental Implant Prosthetics*, (Elsevier Health Sciences).
9. Hadjidakis, D.J., and Androulakis, I.I. (2006). Bone remodeling. ***Annals of the New York Academy of Sciences*** 1092, 385-396.
10. Misawa, Y., Kageyama, T., Moriyama, K., Kurihara, S., Yagasaki, H., Deguchi, T., Ozawa, H., and Sahara, N. (2007). Effect of age on alveolar bone turnover adjacent to maxillary molar roots in male rats: A histomorphometric study. ***Archives Of Oral Biology*** 52, 44-50.
11. Sontag, W. (1994). Age-dependent morphometric change in the lumbar vertebrae of male and female rats: comparison with the femur. ***Bone*** 15, 593-601.
12. Mishima, N., Sahara, N., Shirakawa, M., and Ozawa, H. (2002). Effect of streptozotocin-induced diabetes mellitus on alveolar bone deposition in the rat. ***Archives Of Oral Biology*** 47, 843-849.
13. Cawood, J., and Howell, R. (1988). A classification of the edentulous jaws. ***International Journal Of Oral And Maxillofacial Surgery*** 17, 232-236.

14. Fenlon, M., Sherriff, M., and Walter, J. (1999). Operator agreement in the use of a descriptive index of edentulous alveolar ridge form. ***International Journal of Oral & Maxillofacial Surgery*** 28, 38-40.
15. Sutton, D., Lewis, B., Patel, M., and Cawood, J. (2004). Changes in facial form relative to progressive atrophy of the edentulous jaws. ***International Journal Of Oral And Maxillofacial Surgery*** 33, 676-682.
16. Winter, W., Krafft, T., Steinmann, P., and Karl, M. (2011). Quality of alveolar bone—Structure-dependent material properties and design of a novel measurement technique. ***Journal Of The Mechanical Behavior Of Biomedical Materials*** 4, 541-548.
17. Lekholm, U. (1985). Patient selection and preparation. *Tissue-integrated prosthesis: osseointegration in clinical dentistry*, 199-209.
18. Misch, C.E. (1989). Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing, and progressive boen loading. ***The International Journal Of Oral Implantology: Implantologist*** 6, 23-31.
19. Engquist, B., Bergendal, T., Kallus, T., and Linden, U. (1988). A retrospective multicenter evaluation of osseointegrated implants supporting overdentures. ***International Journal Of Oral Maxillofacial Implants*** 3, 129-134.
20. Adell, R., Lekholm, U., Rockler, B., and Brånemark, P.-I. (1981). A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. ***International Journal Of Oral Surgery*** 10, 387-416.
21. Friberg, B., Jemt, T., and Lekholm, U. (1990). Early failures in 4,641 consecutively placed Branemark dental implants: a study from stage 1 surgery to the connection of completed prostheses. ***The International Journal Of Oral & Maxillofacial Implants*** 6, 142-146.
22. Jaffin, R.A., and Berman, C.L. (1991). The Excessive Loss of Branemark Fixtures in Type IV Bone: A 5-Year Analysis*. ***Journal Of Periodontology*** 62, 2-4.
23. Fugazzotto, P.A., Wheeler, S.L., and Lindsay, J.A. (1993). Success and failure rates of cylinder implants in type IV bone. ***Journal Of Periodontology*** 64, 1085-1087.
24. Çoğalan, K. (2011). *Alt çene tam dişsizlik olgularında anterior bölgeye yerleştirilen implantlar üzerine uygulanan farklı protez tasarımlarının in vitro olarak kuvvet dağılımı yönünden incelenmesi, Doktora tezi*, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
25. Sevimay, M., Turhan, F., Kiliçarslan, M., and Eskinascioglu, 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, 227-234.

26. Block, M.S., Gardiner, D., Kent, J.N., Misiek, D.J., Finger, I.M., and Guerra, L. (1995). Hydroxyapatite-coated cylindrical implants in the posterior mandible: 10-year observations. **The International Journal Of Oral & Maxillofacial Implants** 11, 626-633.
27. Truhlar, R.S., Lauciello, F., Morris, H., and Ochi, S. (1997). The influence of bone quality on Periotest values of endosseous dental implants at stage II surgery. Journal of oral and maxillofacial surgery: **Official Journal of The American Association Of Oral And Maxillofacial Surgeons** 55, 55-61.
28. Spiekermann, H., Donath, K., HASSEL, T., Jovanovic, S., and RITCHER, E. (1995). *Implantology—Color Atlas of Dental Medicine*. ed. (New York: Georg Thime Verlag, Stuttgart, Thieme Medical Publishers, Inc).
29. Stellingsma, K., Slagter, A.P., Stegenga, B., Raghoobar, G.M., and Meijer, H.J. (2005). Masticatory function in patients with an extremely resorbed mandible restored with mandibular implant-retained overdentures: comparison of three types of treatment protocols. **Journal Of Oral Rehabilitation** 32, 403-410.
30. Arat, Z.S. (2010). *Mandibular implant destekli hareketli protezlerde implant sayısı ve tutucu türünün kemikteki stres dağılımlarına etkisinin sonlu elemanlar analizi ile incelenmesi, Doktora tezi*, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
31. İsayev, A. (2011). *Üst çene tam dişsizlik olgularında kullanılan farklı tutucu ve kaide tasarımına sahip implant üstü overdenture'ların çevre dokularda oluşturdukları yük dağılımının incelenmesi, Doktora tezi*, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, ANKARA.
32. Sonugelen, M., Artunç, C. (2002). *Ağız protezleri ve biyomekanik*. Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları No: 17 Bornova, İzmir S: 1-158.
33. Hobo, S., Ichida, E., and Garcia, L.T. (1989). *Osseointegration and occlusal rehabilitation*, (Quintessence Pub Co).
34. Turkyilmaz, I., Company, A.M., and McGlumphy, E.A. (2010). Should edentulous patients be constrained to removable complete dentures? The use of dental implants to improve the quality of life for edentulous patients. **Gerodontology** 27, 3-10.
35. Choi, B.-H., Lee, S.-H.R., Huh, J.-Y., and Han, S.-G. (2004). Use of the sandwich osteotomy plus an interpositional allograft for vertical augmentation of the alveolar ridge. **Journal Of Cranio-Maxillofacial Surgery** 32, 51-54.
36. Becker, W., Urist, M., Becker, B.E., Jackson, W., Party, D.A., Bartold, M., Vincenzzi, G., De Georges, D., and Niederwanger, M. (1996). Clinical and histologic observations of sites implanted with intraoral autologous bone grafts or allografts. 15 human case reports. **Journal Of Periodontology** 67, 1025-1033.

37. Feichtinger M., G., A., Schultes G., Kaercher H. (2003). Evaluation of distraction implants for prosthetic treatment after vertical alveolar ridge distraction: a clinical investigation. ***International Journal Of Prosthodontics***, 19-24.
38. Vermeeren, J.I., Wismeijer, D., and van Waas, M.A. (1996). One-step reconstruction of the severely resorbed mandible with onlay bone grafts and endosteal implants: A 5-year follow-up. ***International Journal Of Oral And Maxillofacial Surgery*** 25, 112-115.
39. Jensen, O.T., Kuhlke, L., Bedard, J.-F., and White, D. (2006). Alveolar segmental sandwich osteotomy for anterior maxillary vertical augmentation prior to implant placement. ***Journal Of Oral And Maxillofacial Surgery*** 64, 290-296.
40. Rachmiel, A., Srouji, S., and Peled, M. (2001). Alveolar ridge augmentation by distraction osteogenesis. ***International Journal Of Oral And Maxillofacial Surgery*** 30, 510-517.
41. ILIZAROV, G.A. (1989). The tension-stress effect on the genesis and growth of tissues: Part I. The influence of stability of fixation and soft-tissue preservation. ***Clinical Orthopaedics And Related Research*** 238, 249-281.
42. Ilizarov, G.A. (1989). The tension-stress effect on the genesis and growth of tissues: Part II. The influence of the rate and frequency of distraction. ***Clinical Orthopaedics And Related Research*** 239, 263-285.
43. Huang, C.-S., Ko, W.-C., Lin, W.-Y., Liou, E.J.-W., Hong, K.-F., and Chen, Y.-R. (1999). Mandibular lengthening by distraction osteogenesis in children-a one-year follow-up study. ***The Cleft Palate-Craniofacial Journal*** 36, 269-274.
44. Rosén, A., and Gynther, G. (2007). Implant treatment without bone grafting in edentulous severely resorbed maxillas: a long-term follow-up study. ***Journal Of Oral And Maxillofacial Surgery*** 65, 1010-1016.
45. Thomason, J., Kelly, S., Bendkowski, A., and Ellis, J. (2012). Two implant retained overdentures—A review of the literature supporting the McGill and York consensus statements. ***Journal Of Dentistry*** 40, 22-34.
46. Türker, M., Yücetaş, Ş. (2004). *Ağız, Diş, Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Ankara: Özyurt Matbaacılık Hizmetleri. 3.baskı.*
47. Thomason, J. (2002). The McGill Consensus Statement on Overdentures. Mandibular 2-implant overdentures as first choice standard of care for edentulous patients. ***The European Journal Of Prosthodontics And Restorative Dentistry*** 10, 95-96.
48. Shafie, H.R. (2013). *Clinical and laboratory manual of implant overdentures*, (John Wiley & Sons).

49. Awad, M.A., Lund, J.P., Shapiro, S.H., Locker, D., Klemetti, E., Chehade, A., Savard, A., and Feine, J.S. (2002). Oral health status and treatment satisfaction with mandibular implant overdentures and conventional dentures: a randomized clinical trial in a senior population. ***The International Journal Of Prosthodontics*** 16, 390-396.
50. Sadowsky, S.J. (1997). The implant-supported prosthesis for the edentulous arch: design considerations. ***The Journal Of Prosthetic Dentistry*** 78, 28-33.
51. Weiss, M. (1986). Titanium fiber-mesh metal implant. ***The Journal of Oral Implantology*** 12, 498.
52. Brnemark, P. (1985). Introduction to osseointegration. *Tissueintegrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry*. Chicago: Quintessence Publ. Co, 11-76.
53. Meffert, R., Block, M., and Kent, J. (1987). What is osseointegration? ***The International Journal Of Periodontics & Restorative Dentistry*** 7, 9.
54. Albrektsson, T., Zarb, G., Worthington, P., and Eriksson, A. (1986). The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. ***International Journal Of Oral Maxillofacial Implants*** 1, 11-25.
55. Khan, S.N., Ramachandran, M., Senthil Kumar, S., Krishnan, V., and Sundaram, R. (2012). Osseointegration and more—A review of literature. ***Indian Journal Of Dentistry*** 3, 72-76.
56. Garg, A.K. (2004). *Bone biology, harvesting, and grafting for dental implants: rationale and clinical applications*, (Quintessence Publishing Company).
57. Misch, C.E. (2007). *Contemporary implant dentistry*, (Elsevier Health Sciences).
58. Faverani, L.P., Barao, V.A., Ramalho-Ferreira, G., Delben, J.A., Ferreira, M.B., Garcia Junior, I.R., and Assuncao, W.G. (2014). The influence of bone quality on the biomechanical behavior of full-arch implant-supported fixed prostheses. ***Materials Science & Engineering. C, Materials For Biological Applications*** 37, 164-170.
59. Bass, S., and Triplett, R. (1991). The effects of preoperative resorption and jaw anatomy on implant success. A report of 303 cases. ***Clinical Oral Implants Research*** 2, 193-198.
60. Hutton, J.E., Heath, M.R., Chai, J.Y., Harnett, J., Jemt, T., Johns, R.B., McKenna, S., McNamara, D.C., van Steenberghe, D., and Taylor, R. (1994). Factors related to success and failure rates at 3-year follow-up in a multicenter study of overdentures supported by Branemark implants. ***The International Journal Of Oral & Maxillofacial Implants*** 10, 33-42.

61. Bechtold, J.E., Mouzin, O., Kidder, L., and Søballe, K. (2001). A controlled experimental model of revision implants: Part II. Implementation with loaded titanium implants and bone graft. ***Acta Orthopaedica*** 72, 650-656.
62. Jones, L., Frondoza, C., and Hungerford, D. (2001). Effect of PMMA particles and movement on an implant interface in a canine model. ***Journal Of Bone & Joint Surgery***, British Volume 83, 448-458.
63. Mouzin, O., Søballe, K., and Bechtold, J.E. (2001). Loading improves anchorage of hydroxyapatite implants more than titanium implants. ***Journal Of Biomedical Materials Research*** 58, 61-68.
64. Bölükbaşı, N. (2008). *Anterior maksillada farklı lokalizasyonlarda uygulanan dental implantların çene kemiğindeki kuvvet dağılımına etkisinin sonlu elemanlar analizi yöntemi ile incelenmesi*, Doktora tezi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
65. 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, 553-561.
66. Frost, H.M. (2003). Bone's mechanostat: a 2003 update. The Anatomical Record Part A: ***Discoveries in Molecular, Cellular, and Evolutionary Biology*** 275, 1081-1101.
67. Frost, H.M. (1996). Perspectives: A proposed general model of the "mechanostat"(suggestions from a new skeletal-biologic paradigm). ***The Anatomical Record*** 244, 139-147.
68. Naert, I.E., Duyck, J.A., Hosny, M.M., Quirynen, M., and Van Steenberghe, D. (2001). Freestanding and tooth-implant connected prostheses in the treatment of partially edentulous patients. ***Clinical Oral Implants Research*** 12, 245-251.
69. Ismail, J.Y. (2001). Proceedings of the 3rd European Workshop on Periodontology; Implant Dentistry. ***Journal Of Prosthodontics*** 10, 275-276.
70. Brunski, J.B. (1988). Biomaterials and biomechanics in dental implant design. ***International Journal Of Oral Maxillofacial Implants*** 3, 85-97.
71. Binon, P.P. (2000). Implants and components: entering the new millennium. ***The International Journal Of Oral & Maxillofacial Implants*** 15, 76.
72. Jimbo, R., Tovar, N., Anchietà, R.B., Machado, L.S., Marin, C., Teixeira, H.S., and Coelho, P.G. (2014). The combined effects of undersized drilling and implant macrogeometry on bone healing around dental implants: an experimental study. ***International Journal Of Oral Maxillofacial Surgery*** 43, 1269-1275.
73. Chowdhary, R., Halldin, A., Jimbo, R., and Wennerberg, A. (2013). Evaluation of stress pattern generated through various thread designs of dental implants loaded

in a condition of immediately after placement and on osseointegration—an FEA study. *Implant Dentistry* 22, 91-96.

74. Albrektsson, T., Dahl, E., Enbom, L., Engevall, S., Engquist, B., Eriksson, A.R., Feldmann, G., Freiberg, N., Glantz, P.-O., and Kjellman, O. (1988). Osseointegrated oral implants: a Swedish multicenter study of 8139 consecutively inserted Nobelpharma implants. *Journal Of Periodontology* 59, 287-296.
75. Rieger, M., Adams, W., Kinzel, G., and Brose, M. (1989). Finite element analysis of bone-adapted and bone-bonded endosseous implants. *The Journal Of Prosthetic Dentistry* 62, 436-440.
76. 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, 377-381.
77. Ivanoff, C.-J., Sennerby, L., Johansson, C., Rangert, B., and Lekholm, U. (1997). Influence of implant diameters on the integration of screw implants: an experimental study in rabbits. *International Journal Of Oral And Maxillofacial Surgery* 26, 141-148.
78. 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, 422-431.
79. Holmgren, E.P., Seckinger, R.J., Kilgren, L.M., and Mante, F. (1998). Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis—a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *Journal Of Oral Implantology* 24, 80-88.
80. Siamos, G., Winkler, S., and Boberick, K.G. (2002). The relationship between implant preload and screw loosening on implant-supported prostheses. *Journal Of Oral Implantology* 28, 67-73.
81. Ettinger, R.L., Spivey, J.D., Han, D.-H., and Koorbusch, G.F. (1992). Measurement of the interface between bone and immediate endosseous implants: a pilot study in dogs. *The International Journal Of Oral & Maxillofacial Implants* 8, 420-427.
82. Hsu, J.-T., Fuh, L.-J., Lin, D.-J., Shen, Y.-W., and Huang, H.-L. (2009). Bone strain and interfacial sliding analyses of platform switching and implant diameter on an immediately loaded implant: experimental and three-dimensional finite element analyses. *Journal Of Periodontology* 80, 1125-1132.
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, 22-31.
84. van Steenberghe, D., Lekholm, U., Bolender, C., Folmer, T., Henry, P., Herrmann, I., Higuchi, K., Laney, W., Linden, U., and Astrand, P. (1989). Applicability of

osseointegrated oral implants in the rehabilitation of partial edentulism: a prospective multicenter study on 558 fixtures. *The International Journal Of Oral & Maxillofacial Implants* 5, 272-281.

85. Kong, L., Sun, Y., Hu, K., Li, D., Hou, R., Yang, J., and Liu, B. (2008). Bivariate evaluation of cylinder implant diameter and length: a three-dimensional finite element analysis. *Journal Of Prosthodontics* 17, 286-293.
86. Chun, H.J., Cheong, S.Y., Han, J.H., Heo, S.J., Chung, J.P., Rhyu, I.C., Choi, Y.C., Baik, H.K., Ku, Y., and Kim, M.H. (2002). Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *Journal Of Oral Rehabilitation* 29, 565-574.
87. Ivanoff, C.-J., Gröndahl, K., Sennerby, L., Bergström, C., and Lekholm, U. (1998). Influence of variations in implant diameters: a 3-to 5-year retrospective clinical report. *The International Journal Of Oral & Maxillofacial Implants* 14, 173-180.
88. Bidez, M.W., and Misch, C.E. (1992). Issues in bone mechanics related to oral implants. *Implant Dentistry* 1, 289-294.
89. Albrektsson, T., and Zarb, G.A. (1993). Current interpretations of the osseointegrated response: clinical significance. *International Journal Of Prosthodontics* 6, 95-95.
90. Siegele, D., and Soltesz, U. (1988). Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. *The International Journal Of Oral & Maxillofacial Implants* 4, 333-340.
91. Anselme, K., Bigerelle, M., Noel, B., Iost, A., and Hardouin, P. (2002). Effect of grooved titanium substratum on human osteoblastic cell growth. *Journal Of Biomedical Materials Research* 60, 529-540.
92. Lohmann, C., Bonewald, L., Sisk, M., Sylvia, V., Cochran, D., Dean, D., Boyan, B., and Schwartz, Z. (2000). Maturation State Determines the Response of Osteogenic Cells to Surface Roughness and 1, 25-Dihydroxyvitamin D3. *Journal Of Bone And Mineral Research* 15, 1169-1180.
93. Batzer, R., Liu, Y., Cochran, D., Szmuckler-Moncler, S., Dean, D., Boyan, B., and Schwartz, Z. (1998). Prostaglandins mediate the effects of titanium surface roughness on MG63 osteoblast-like cells and alter cell responsiveness to 1 α , 25-(OH) 2D3. *Journal Of Biomedical Materials Research* 41, 489-496.
94. Lohmann, C., Sagun, R., Sylvia, V., Cochran, D., Dean, D., Boyan, B., and Schwartz, Z. (1999). Surface roughness modulates the response of MG63 osteoblast-like cells to 1, 25-(OH) 2D3 through regulation of phospholipase A2 activity and activation of protein kinase A. *Journal Of Biomedical Materials Research* 47, 139-151.
95. Erkesen, S.C. (2011). *Farklı şekilli mandibulalarda uygulanan implant üstü hareketli protezlerde ball ataşmanların lokalizasyonunun kemikteki stres dağılımına etkisinin*

fem analiziyle incelenmesi, Doktora tezi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.

96. Keyf, F., Uzun, G. (2007). İmplantların yüzey özellikleri ve osseointegrasyon. **Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi** 2, 43-50.
97. Cochran, D., Schenk, R., Lussi, A., Higginbottom, F., and Buser, D. (1998). Bone response to unloaded and loaded titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface: a histometric study in the canine mandible. **Journal Of Biomedical Materials Research** 40, 1-11.
98. Newman, M.G., Takei, H., Klokkevold, P.R., and Carranza, F.A. (2011). *Carranza's clinical periodontology*, (Elsevier health sciences).
99. Sykaras, N., Iacopino, A.M., Marker, V.A., Triplett, R.G., and Woody, R.D. (1999). Implant materials, designs, and surface topographies: their effect on osseointegration. A literature review. **The International Journal Of Oral & Maxillofacial Implants** 15, 675-690.
100. Lautenschlager, E.P., and Monaghan, P. (1993). Titanium and titanium alloys as dental materials. **International Dental Journal** 43, 245-253.
101. Fenton, R.R.W.A. (1996). Titanium for prosthodontic applications: a review of the literature. **Quintessence International** 27, 408.
102. Wie, H., Herø, H., and Solheim, T. (1997). Hot isostatic pressing-processed hydroxyapatite-coated titanium implants: light microscopic and scanning electron microscopy investigations. **The International Journal Of Oral & Maxillofacial Implants** 13, 837-844.
103. Rodrigues, R.C.S., Faria, A.C.L., Macedo, A.P., Sartori, I.A.d.M., De Mattos, M.d.G.C., and Ribeiro, R.F. (2009). An in vitro study of non-axial forces upon the retention of an O-ring attachment. **Clinical Oral Implants Research** 20, 1314-1319.
104. 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, 97-102.
105. Natali, A.N. (2003). *Dental biomechanics*, (CRC Press).
106. Van Eijden, T. (2000). Biomechanics of the mandible. **Critical Reviews In Oral Biology & Medicine** 11, 123-136.
107. Seong, W.-J., Kim, U.-K., Swift, J.Q., Hodges, J.S., and Ko, C.-C. (2009). Correlations between physical properties of jawbone and dental implant initial stability. **The Journal Of Prosthetic Dentistry** 101, 306-318.
108. 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, 585-598.

109. Korkmaz, F.M. (2008). *Maksiller defektlerde kuvvet dağılımının uygulanan implantların tip ve lokalizasyonlarına göre sonlu elemanlar analizi yöntemiyle değerlendirilmesi*, Doktora tezi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
110. Gülay, G. (2010). *Farklı destek ve konektör tasarımlarının üç üyeli posterior zirkonya köprüler üzerindeki stres etkisinin üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi ile incelenmesi*, Doktora tezi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protez Programı, Ankara.
111. Brauer, J. (1993). *What every engineer should know about finite element analysis*, (CRC Press).
112. Darendeliler, Y. (1995). Sonlu elemanlar yöntemi ile dişhekimliğindeki uygulamalar. **Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi** 1, 87-89.
113. Van Oosterwyck, H., Duyck, J., Vander Sloten, J., Van der Perre, G., De Coomans, M., Lieven, S., and Puers, R. (1998). The influence of bone mechanical properties and implant fixation upon bone loading around oral implants. **Clinical Oral Implants Research** 9, 407-418.
114. Williams, K., Watson, C., Murphy, W., Scott, J., Gregory, M., and Sinobad, D. (1990). Finite element analysis of fixed prostheses attached to osseointegrated implants. **Quintessence International** 21, 563-570.
115. Clelland, N.L., Ismail, Y., Zaki, H., and Pipko, D. (1990). Three-dimensional finite element stress analysis in and around the Screw-Vent implant. **The International Journal Of Oral & Maxillofacial Implants** 6, 391-398.
116. Geramy, A., and Morgano, S.M. (2004). Finite element analysis of three designs of an implant-supported molar crown. **The Journal Of Prosthetic Dentistry** 92, 434-440.
117. Shaw, A., Sameshima, G., and Vu, H. (2004). Mechanical stress generated by orthodontic forces on apical root cementum: a finite element model. **Orthodontics & Craniofacial Research** 7, 98-107.
118. Zhao, L., Herman, J.E., and Patel, P.K. (2008). The structural implications of a unilateral facial skeletal cleft: a three-dimensional finite element model approach. **The Cleft Palate-Craniofacial Journal** 45, 121-130.
119. Nagasao, T., Miyamoto, J., Jin, H., Tamaki, T., Isshiki, Y., Kaneko, T., and Nakajima, T. (2006). The dynamics in implantation for patients with clefts. **The Cleft Palate-Craniofacial Journal** 43, 84-91.
120. Yüzbaşıoğlu, H.E. (2006). *İmplantüstü sabit bölümlü protezlerde kullanılan seramik implant dayanaklarının sonlu elemanlar yöntemi ile incelenmesi*, Doktora tezi, Ondokuz Mayıs Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Samsun.
121. Bueche, F. (1977). *Principles of Physics 3rd ed.* USA McGraw-Hill.

122. Ueda, M., and Kaneda, T. (1992). Maxillary sinusitis caused by dental implants: report of two cases. ***Journal Of Oral And Maxillofacial Surgery*** 50, 285-287.
123. Misch, C., and Bidez, M. (1994). *Implant-protected occlusion: a biomechanical rationale. Compendium (Newtown, Pa.)* 15, 1330, 1332, 1334
124. Tanino, F., Hayakawa, I., Hirano, S., and Minakuchi, S. (2006). Finite element analysis of stress-breaking attachments on maxillary implant-retained overdentures. ***The International Journal Of Prosthodontics*** 20, 193-198.
125. Tepper, G., Haas, R., Zechner, W., Krach, W., and Watzek, G. (2002). Three-dimensional finite element analysis of implant stability in the atrophic posterior maxilla. ***Clinical Oral Implants Research*** 13, 657-665.
126. Alnıaçık, G. (2011). *Farklı seviyelerde uygulanmış implantlar üzerine yapılan mandibular overdenture protezlerin oluşturduğu streslerin incelenmesi*, Doktora tezi, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Konya
127. 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, 257-270.
128. Menicucci, G., Mossolov, A., Mozzati, M., Lorenzetti, M., and Preti, G. (2002). Tooth-implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. ***Clinical Oral Implants Research*** 13, 334-341.
129. Clelland, N.L., Lee, J.K., Bimbenet, O.C., and Brantley, W.A. (1995). A Three-Dimensional Finite Element Stress Analysis of Angled Abutments for an Implant Placed in the Anterior Maxilla. ***Journal Of Prosthodontics*** 4, 95-100.
130. Akça, K., Çehreli, M.C., and İplikçioğlu, H. (2001). A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. ***The International Journal Of Prosthodontics*** 15, 115-121.
131. Teixeira, E., Sato, Y., Akagawa, Y., and Shindoi, N. (1998). A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics. ***Journal Of Oral Rehabilitation*** 25, 299-303.
132. Sato, Y., Teixeira, E., Tsuga, K., and Shindoi, N. (1999). The effectiveness of a new algorithm on a three-dimensional finite element model construction of bone trabeculae in implant biomechanics. ***Journal Of Oral Rehabilitation*** 26, 640-643.
133. Sato, Y., Wadamoto, M., Tsuga, K., and Teixeira, E. (1999). The effectiveness of element downsizing on a three-dimensional finite element model of bone trabeculae in implant biomechanics. ***Journal Of Oral Rehabilitation*** 26, 288-291.
134. Dağlık, D. (2012). *Alt çene tam ve kısmi dişsizlik vakalarında diş, implant ve diş - implant destekli hareketli protez uygulamalarında protetik yapılar ve çevre dokulardaki stres, gerinim ve yer değiştirmenin 3 boyutlu sonlu elemanlar stres*

analiz yöntemi ile değerlendirilmesi, Doktora tezi, Başkent Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.

135. Spivey, J., Kong, W., Fotos, P., and Goel, W. (1993). Stress distribution at the bone-to-implant interface: A 3-D finite element analyses. ***Journal Of Dental Research*** 72, 117.
136. Sütpideler, M., Eckert, S.E., Zobitz, M., and An, K.-N. (2003). Finite element analysis of effect of prosthesis height, angle of force application, and implant offset on supporting bone. ***The International Journal Of Oral & Maxillofacial Implants*** 19, 819-825.
137. Hussein, M.O. (2013). Stress-strain distribution at bone-implant interface of two splinted overdenture systems using 3D finite element analysis. ***The Journal Of Advanced Prosthodontics*** 5, 333-340.
138. Bozkaya, D., Muftu, S., and Muftu, A. (2004). Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. ***The Journal Of Prosthetic Dentistry*** 92, 523-530.
139. Tada, S., Stegaroiu, R., Kitamura, E., Miyakawa, O., and Kusakari, H. (2002). Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. ***The International Journal Of Oral & Maxillofacial Implants*** 18, 357-368.
140. Kitamura, E., Stegaroiu, R., Nomura, S., and Miyakawa, O. (2005). Influence of marginal bone resorption on stress around an implant—a three-dimensional finite element analysis. ***Journal Of Oral Rehabilitation*** 32, 279-286.
141. 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, 144-150.
142. Richter, E.-J. (1997). In vivo horizontal bending moments on implants. ***The International Journal Of Oral & Maxillofacial Implants*** 13, 232-244.
143. , S. (2004). Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. ***The Journal Of Prosthetic Dentistry*** 91, 20-25.
144. 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, 474-478.
145. Hansson, S., and Werke, M. (2003). The implant thread as a retention element in cortical bone: the effect of thread size and thread profile: a finite element study. ***Journal Of Biomechanics*** 36, 1247-1258.

146. Abuhussein, H., Pagni, G., Rebaudi, A., and Wang, H.L. (2010). The effect of thread pattern upon implant osseointegration. ***Clinical Oral Implants Research*** 21, 129-136.
147. Steigenga, J.T., Al-Shammari, K.F., Nociti, F.H., Misch, C.E., and Wang, H.-L. (2003). Dental implant design and its relationship to long-term implant success. ***Implant Dentistry*** 12, 306-317.
148. Ma, P., Xiong, W., Tan, B., Geng, W., Liu, J., Li, W., and Li, D. (2014). Influence of Thread Pitch, Helix Angle, and Compactness on Micromotion of Immediately Loaded Implants in Three Types of Bone Quality: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. ***Biomed Research International*** 2014.
149. Akkocaoglu, M., Uysal, S., Tekdemir, I., Akca, K., and Cehreli, M.C. (2005). Implant design and intraosseous stability of immediately placed implants: a human cadaver study. ***Clinical Oral Implants Research*** 16, 202-209.
150. Hansson, S., and Norton, M. (1999). The relation between surface roughness and interfacial shear strength for bone-anchored implants. A mathematical model. ***Journal Of Biomechanics*** 32, 829-836.
151. Lee, D.W., Choi, Y.S., Park, K.H., Kim, C.S., and Moon, I.S. (2007). Effect of microthread on the maintenance of marginal bone level: a 3-year prospective study. ***Clinical Oral Implants Research*** 18, 465-470.
152. Hansson, S. (2003). A conical implant–abutment interface at the level of the marginal bone improves the distribution of stresses in the supporting bone. ***Clinical Oral Implants Research*** 14, 286-293.
153. Chung, S., Heo, S., Koak, J., Kim, S., Lee, J., Han, J., Han, C., Rhyu, I., and Lee, S. (2008). Effects of implant geometry and surface treatment on osseointegration after functional loading: a dog study. ***Journal Of Oral Rehabilitation*** 35, 229-236.
154. Lee, C.-C., Lin, S.-C., Kang, M.-J., Wu, S.-W., and Fu, P.-Y. (2010). Effects of implant threads on the contact area and stress distribution of marginal bone. ***Journal Of Dental Sciences*** 5, 156-165.
155. Kong, L., Liu, B., Hu, K., Li, D., Song, Y., Ma, P., and Yang, J. (2006). [Optimized thread pitch design and stress analysis of the cylinder screwed dental implant]. ***West China Journal Of Stomatology*** 24, 509-512, 515.
156. Lan, T.-H., Du, J.-K., Pan, C.-Y., Lee, H.-E., and Chung, W.-H. (2012). Biomechanical analysis of alveolar bone stress around implants with different thread designs and pitches in the mandibular molar area. ***Clinical Oral Investigations*** 16, 363-369.
157. Sun, Y., Kong, L., Hu, K., Xie, C., Zhou, H., Liu, Y., and Liu, B. (2009). Selection of the implant transgingival height for optimal biomechanical properties: a three-dimensional finite element analysis. ***British Journal Of Oral And Maxillofacial Surgery*** 47, 393-398.

158. Ausiello, P., Franciosa, P., Martorelli, M., and Watts, D.C. (2012). Effects of thread features in osseo-integrated titanium implants using a statistics-based finite element method. ***Dental Materials*** 28, 919-927.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : OKKAN, Göktuğ Sina
Uyruğu : T.C.
Doğum tarihi ve yeri : 02/03/1986 Enez
Medeni hali : Evli
Telefon : 0 (312) 411 49 24
E-posta : goktug_okkan@yahoo.com



Eğitim Derecesi	Okul/Program	Mezuniyet yılı
Doktora/Uzmanlık	Gazi Üniversitesi /Ağız, Diş, Çene Cerrahisi ABD	2015
Yüksek Lisans	Hacettepe Üniversitesi/Diş Hekimliği Fakültesi	2009
Lise	Ankara Atatürk Anadolu Lisesi	2004

Yabancı Dili

İngilizce, Fransızca



GAZİ GELECEKTİR...