



**FARKLI İMPLANT TASARIMLARININ VE ÜST YAPI
MATERYALLERİNİN İMPLANT VE İMPLANT ÇEVRE DOKULARINDA
OLUŞTURDUĞU STRES DAĞILIMININ ÜÇ BOYUTLU SONLU
ELEMENLAR STRES ANALİZİ YÖNETİMİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

Fatih ERKÜN

**DOKTORA TEZİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

ŞUBAT 2016

Fatih ERKÜN tarafından hazırlanan “ Farklı İmplant Tasarımlarının ve Üst Yapı Materyallerinin İmplant Ve İmplant Çevre Dokularında Oluşturduğu Stres Dağılımının Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi İle Değerlendirilmesi” adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından OY BİRLİĞİ / OY ÇOKLUĞU ile Gazi Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında DOKTORA TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Danışman: Prof. Dr. Handan YILMAZ

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

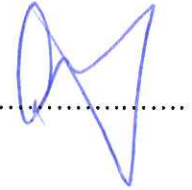
Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum



Başkan : Prof. Dr. Cemal AYDIN

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

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



Üye : Prof. Dr. Nur HERSEK

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Hacettepe Üniversitesi

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



Üye : Prof. Dr. Funda AKALTAN

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Ankara Üniversitesi

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



Üye : Prof. Dr. Turan KORKMAZ Protetik Diş

Tedavisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

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



Tez Savunma Tarihi: 08./03./2016

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.

Fatih ERKÜN

...../...../2016

FARKLI İMPLANT TASARIMLARININ ve ÜST YAPI MATERYALLERİNİN
İMPLANT VE İMPLANT ÇEVRE DOKULARINDA OLUŞTURDUĞU STRES
DAĞILIMININ ÜÇ BOYUTLU SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZİ YÖNETİMİ
İLE DEĞERLENDİRİLMESİ

(Doktora Tezi)

FATİH ERKÜN
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Şubat 2016

ÖZET

Dental implantlar, tam veya kısmi dişsizlik vakalarının tedavisinde sıklıkla kullanılmaktadır. İmplant materyali olarak kullanılan titanyum implantlar yüksek başarı oranına sahiptir. İmplant başarısında; implantlar üzerine uygulanan yükler, implant tasarımı, implant çapı ve planlaması gibi faktörler etkilidir. Tam seramik restorasyonlar implant tedavilerinde üst yapı materyali olarak sıklıkla kullanılmaktadır. Bu restorasyonlar, alt yapı ve veneer porseleni olmak üzere iki farklı materyalden üretilmektedir. Günümüzde ise üst yapılar tek parça olarak da şekillendirilmekte ve üretilmektedir. Bu tez çalışmasında, alt çene 1. molar bölgesine yerleştirilmek üzere iki farklı tasarımda modellenmiş implantlar üzerine uygulanan beş farklı restorasyonun (monolitik veya veneerlenmiş) kortikal kemik, trabeküler kemik, implant, alt yapı ve veneerlerde oluşan en yüksek çekme, basma ve Von Mises stres miktarlarının ve dağılımlarının incelenmesi ve karşılaştırılması amaçlandı. İki farklı tasarıma sahip titanyum implantlar mandibular sağ 1. molar bölgeye yerleştirildi. Mandibular kemik homojen tip 2 kemik olacak şekilde, kortikal kemik kalınlığı 2 mm olarak belirlendi. İmplant üst yapısı olarak 2 farklı veneerlenmiş (zirkonya ve lityum disilikat) ve 3 farklı monolitik (zirkonya, lityum disilikat, rezin nanoseramik) restorasyon modellendi. Tasarımı tamamlanan implantlar, vertikal ve oblik (45° açı ile) olarak toplam 200 N kuvvet uygulanarak yüklendi. Çalışma sonucunda kortikal kemikte meydana gelen stresler genel olarak trabeküler kemikte meydana gelen streslerden yüksek bulundu. Vertikal yükleme altında kortikal kemikte pasif yive sahip implantların oluşturduğu stresler daha yüksek bulunurken, trabeküler kemikte ise agresif yivlere sahip implantların oluşturduğu stresler daha yüksek olarak saptandı. İmplant üstü protezler implant, kortikal ve trabeküler kemikte oluşan stres değerlerini etkilemedi. Farklı implant tasarımları kronlarda oluşan stres değerlerini etkilemedi. İmplant üstü restorasyonlarda en düşük stres değerleri elastik modülü yüksek olan monolitik zirkonya modellerde saptandı.

Bilim Kodu : 1050
Anahtar Kelimeler : Sonlu elemanlar, implant, zirkonya, lityum disilikat
Sayfa Adedi : 177
Danışman : Prof. Dr. Handan YILMAZ

EVALUATION OF THE EFFECT OF DIFFERENT IMPLANT DESIGNS AND
PROSTHETIC MATERIALS ON STRESS DISTRIBUTION OCCURRING ON
IMPLANT AND SURROUNDING PERIIMPLANT TISSUES WITH THREE
DIMENSIONAL FINITE ELEMENT ANALYSIS

(Ph. D. Thesis)

FATİH ERKÜN

GAZI UNIVERSITY

INSTITUTE OF HEALTH SCIENCES

February 2016

ABSTRACT

Dental implants are used to rehabilitate complete or partial edentulous patients. Titanium is commonly used as an implant material because of its demonstrated high success rate..Functional loads,, implant design, implant diameter, and accurate implant planning are the important factors for the success of implant therapy. Another important factor for the implant success is the selection of the prosthetic material. All ceramic restorations are widely used as superstructures for the implant supported fixed partial prostheses.. These restorations are produced from two different layers such as framework and veneer porcelain. Recently, superstructures are designed and produced as one piece (monolithic). The aim of this study was to evaluate the effects of five different full ceramic restorations (monolithic or veneer) and two different implant designs on the stress distribution in the implant and surrounding tissues with three dimensional finite element analysis, Titanium implants in two different designs were inserted in the right mandibular first molar area. Mandibular bone was modelled to be homogenous type 2 bone and cortical bone thickness were determined to be 2 mm. Two different veneered (zirconia and lithium disilicate) and 3 different monolithic (zirconia, lithium disilicate, and resin nanoceramic) implant restorations were modelled as superstructures. A total of 200 N was applied to these restorations vertically and obliquely (at an angle of 45 degrees to the implant long axis). The results of the study showed that the occurred stresses in cortical bone were higher than trabecular bone. Under vertical loading, the stresses in the cortical bone were higher in the passive grooved implants (NRep) than the aggressive grooved implants. On the other hand, in the trabecular bone, the aggressive grooved implants had higher stresses than passive grooved implants. Implant superstructures did not affect the stress values on implant, cortical, and trabecular bones. Low stress distributions in the monolithic restorations were examined in the zirconia model, however different results were observed in the veneered restoration according to different types of stresses.

Science Code : 1050
Key Words : Finite element, Implant, Zirconia, Lithium disilicate
Page Number : 177
Advisor : Prof. Dr. Handan YILMAZ

TEŞEKKÜR

Doktora tezi olarak sunduğum bu çalışmayı, değerli bilgi ve katkıları ile yöneten, tezimin her aşamasında yardımlarını esirgemeyen, tecrübe ve deneyimlerini büyük sabırla benimle paylaşan çok değerli hocam Sayın Prof. Dr. Handan YILMAZ'a

Doktora eğitimim boyunca her türlü yardımı benden esirgemeyen, yaşadığım sıkıntılı dönemlerde bana yardımcı olan değerli bölüm başkanımız Prof. Dr. Cemal Aydın'a

Çalışmalarım sırasında değerli görüş ve fikirleri ile bana yol gösteren Doç.Dr.Alper ÇAĞLAR'a

Başarılı akademik hayatındaki bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan, tezimin her alanında her konuda bana destek olan kıdemlim Dr. Dt. Merve BANKOĞLU GÜNGÖR'e

Her koşulda birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum, çalışma ortamımızı sıcak hale getiren değerli hocalarım ve bütün asistan arkadaşlarıma

Bu ana kadar yaşadığım her türlü başarıda benden daha çok katkısı olan, varlıklarıyla bana güç veren annem ve babama

Olgunlaşmamı sağlayan, hayatımı eğlenceli kılan neşe kaynağım biricik kardeşime

Yanında huzur bulduğum, hayatımı anlamlı kılan eşime

Sonsuz saygı ve şükranlarımı sunarım.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	ix
GRAFİKLERİN LİSTESİ	x
RESİMLERİN LİSTESİ	xii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xv
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. İmplantın Tanımı ve Tarihi	3
2.2. Dental İmplant Tipleri	3
2.2.1. Titanyum implantlar	4
2.2.2. Seramik implantlar.....	5
2.3. Osseoentegrasyon	5
2.4. İmplantın Başarısını Etkileyen Faktörler.....	6
2.5. İmplant Üstü Protezler.....	7
2.5.1. İmplant üstü sabit protezler (SP-1)	7
2.6. Tam Seramikler	8
2.6.1. Seramiklerin tanımı ve tarihçesi	8
2.6.2. Seramiklerin içeriği ve kimyasal yapısı.....	9
2.6.3. Seramiklerin mekanik özellikleri.....	10
2.6.4. Tam seramiklerin avantajları	10
2.6.5. Tam seramiklerin dezavantajları.....	11
2.6.8. Tam seramiklerin sınıflandırılması	11
2.7. İmplant Biyomekaniği	13

2.8. Optimum Kuvvet Dağılımı.....	14
2.8.1. İmplantın yüzey yapısı.....	15
2.8.2. İmplantın geometrisi, çapı, uzunluğu	15
2.8.3. Yiv geometrisi.....	15
2.8.4. İmplant-kemik ara yüzeyinin yapısı	16
2.8.5. Kemiğin kalite ve kantitesi	16
2.9. Stres Analizleri	17
2.9.1. Stres analizlerinde kullanılan terimler	17
2.9.2. Stres analizlerinde kullanılan yöntemler.....	20
3. MATERYAL METOT	27
3.1. Çalışma Modellerinin Oluşturulması	27
3.1.1. Kullanılacak mandibula kesitinin hazırlanması.....	27
3.1.3. Kron tasarımlarının hazırlanması.....	31
3.2. Çalışma Modelleri	32
3.2.2. Modellerdeki yapıların materyal özelliklerinin tanımlanması.....	34
3.3. Sınır ve Yükleme Koşulları	34
3.4. Stres Değerlerinin Hesaplanması ve Sonuçların Değerlendirilmesi	35
4. BULGULAR.....	37
4.1. Yüklemelelere Göre Oluşan Çekme, Basma Ve Von Mises Stresleri Bulgularının Değerlendirilmesi	37
4.1.1. Vertikal yüklemede oluşan çekme, basma ve von Mises stresleri bulgularının değerlendirilmesi	37
4.1.2. Oblik yüklemede oluşan çekme, basma ve von Mises stresleri bulgularının değerlendirilmesi	79
5. TARTIŞMA	121
6. SONUÇ	139
KAYNAKLAR	141
ÖZGEÇMİŞ	159

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 3.1. Kullanılan implant ve kron materyallerinin üretici firmaları ve özellikleri	30
Çizelge 3.2. Modellere ait düğüm ve eleman sayıları.....	34
Çizelge 3.3. Modellerde kullanılan materyaller ve mekanik özellikleri.....	34
Çizelge 4.1. Vertikal Yüklemede Kortikal Kemik, Trabeküler Kemik, İmplantlarda Oluşan Çekme, Basma ve Von Mises Stres Değerleri	38
Çizelge 4.2. Vertikal Yüklemede Veneer ve Alt Yapılarda Oluşan Çekme, Basma ve Von Mises Stres Değerleri	39
Çizelge 4.3. Oblik yüklemede kortikal kemik, trabeküler kemik ve implantlarda oluşan çekme, basma ve von Mises stres değerleri	80
Çizelge 4.4. Oblik yüklemede veneer ve alt yapılarda oluşan çekme, basma ve von Mises stres değerleri	80

GRAFİKLERİN LİSTESİ

Grafik	Sayfa
Grafik 4.1. Vertikal Yüklemede Kortikal Kemik, Trabeküler Kemik, İmplantlarda Oluşan Çekme, Basma ve Von Mises Stres Değerler.....	39
Grafik 4.2. Vertikal yüklemede veneer ve alt yapılarda oluşan çekme, basma ve von Mises stres değerleri	40
Grafik 4.3. Vertikal yüklemede kortikal kemikte oluşan çekme stresleri.....	41
Grafik 4.4. Vertikal yüklemede trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri.....	44
Grafik 4.5. Vertikal yüklemede implantlarda oluşan çekme stresleri.....	47
Grafik 4.6. Vertikal yüklemede kronlarda ve alt yapılarda oluşan çekme stresleri	50
Grafik 4.8. Vertikal yüklemede trabeküler kemikte oluşan basma stresleri	56
Grafik 4.9. Vertikal yüklemede implantlarda oluşan basma stresleri.....	59
Grafik 4.10. Vertikal yüklemede kronlarda ve alt yapılarda oluşan basma stresleri	63
Grafik 4.11. Vertikal yüklemede kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri	66
Grafik 4.12. Vertikal yüklemede trabeküler kemikte oluşan von Mises stresleri.....	69
Grafik 4.13. Vertikal yüklemede implantlarda oluşan von Mises stresleri.....	72
Grafik 4.14. Vertikal yüklemede kronlarda ve alt yapılarda oluşan von Mises stresleri	76
Grafik 4.15. Oblik yüklemede kortikal kemik, trabeküler kemik ve implantlarda oluşan çekme, basma ve von Mises stres değerleri	79
Grafik 4.16. Oblik yüklemede veneer ve alt yapılarda oluşan çekme, basma ve von Mises stres değerleri	81
Grafik 4.17. Oblik yüklemede kortikal kemikte oluşan çekme stresleri.....	82
Grafik 4.18. Oblik yüklemede trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri.....	85
Grafik 4.19. Oblik yüklemede implantlarda oluşan çekme stresleri.....	88
Grafik 4.20. Oblik yüklemede kronlarda ve alt yapılarda oluşan çekme stresleri	92
Grafik 4.21. Oblik yüklemede kortikal kemikte oluşan basma stresleri.....	95

Grafik	Sayfa
Grafik 4.22. Oblik yüklemede trabeküler kemikte oluşan basma stresleri	98
Grafik 4.23. Oblik yüklemede implantlarda oluşan basma stresleri	101
Grafik 4.24. Oblik yüklemede kronlarda oluşan basma stresleri	104
Grafik 4.25. Oblik yüklemede implantlarda oluşan von Mises stresleri	107
Grafik 4.26. Oblik yüklemede trabeküler kemikte oluşan von Mises stresleri	110
Grafik 4.27. Oblik yüklemede implantlarda oluşan von Mises stresleri	113
Grafik 4.28. Oblik yüklemede implantlarda oluşan von Mises stresleri	117



RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 3.1. 3D-Doctor Yazılımı.....	28
Resim 3.2. Oluşturulan mandibula modeli	29
Resim 3.3. Boolean işlemi ile mandibulada çalışılacak bölgenin ayrılması	29
Resim 3.4. Boolean işlemi ile hazırlanmış mandibula kesiti.....	29
Resim 3.5. Kortikal ve trabeküler kemik kesitinin görüntüsü	29
Resim 3.6. Nobel Active implant modeli	31
Resim 3.7. Nobel Replace implant	31
Resim 3.8. İmplantın mandibulada yerleşimi ve komşu dişlerle ilişkisi	32
Resim 3.10. Oblik yükleme	35
Resim 3.9. Vertikal yükleme	35
Resim 4.1. Vertikal yüklemde NAct modellerde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri bulguları	42
Resim 4.2. Vertikal yüklemde NRep modellerde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri bulguları	43
Resim 4.3. Vertikal yüklemde NAct modellerde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri	45
Resim 4.4. Vertikal yüklemde NRep modellerde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri	46
Resim 4.5. Vertikal yüklemde NAct implant modellerinde oluşan çekme stresleri	48
Resim 4.6. Vertikal yüklemde NRep implant modellerinde oluşan çekme stresleri	49
Resim 4.7. Vertikal yüklemde NAct modellerde kronlarda oluşan çekme stresleri	51
Resim 4.8. Vertikal yüklemde NRep modellerde kronlarda oluşan çekme stresleri	52
Resim 4.9. Vertikal yüklemde NAct modellerde kortikal kemikte oluşan basma stresleri	54
Resim 4.10. Vertikal yüklemde NRep modellerde kortikal kemikte oluşan basma stresleri	55
Resim 4.11. Vertikal yüklemde NAct modellerde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri	57
Resim 4.12. Vertikal yüklemde NRep modellerde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri	58
Resim 4.13. Vertikal yüklemde NAct implant modellerinde oluşan basma stresleri	60

Resim	Sayfa
Resim 4.14. Vertikal yüklemde NRep implant modellerinde oluşan basma stresleri	61
Resim 4.15. Vertikal yüklemde NAct modellerde kronlarda ve alt yapılarda oluşan basma stresleri.....	64
Resim 4.16. Vertikal yüklemde NRep modellerde kronlarda ve alt yapılarda oluşan basma stresleri.....	65
Resim 4.17. Vertikal yüklemde NAct modellerde kortikal kemikte oluşan von Misses stresleri	67
Resim 4.18. Vertikal yüklemde NRep modellerde kortikal kemikte oluşan von Misses stresleri	68
Resim 4.19. Vertikal yüklemde NAct modellerde trabeküler kemikte oluşan von Misses stresleri	70
Resim 4.20. Vertikal yüklemde NRep modellerde trabeküler kemikte oluşan von Misses stresleri	71
Resim 4.21. Vertikal yüklemde NAct implant modellerinde oluşan von Misses stresleri	73
Resim 4.22. Vertikal yüklemde NRep implant modellerinde oluşan von Misses stresleri	74
Resim 4.23. Vertikal yüklemde NAct modellerde kronlarda oluşan von Misses stresleri	77
Resim 4.24. Vertikal yüklemde NRep modellerde kronlarda oluşan von Misses stresleri	78
Resim 4.25. Oblik yüklemde NAct modellerde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri.....	83
Resim 4.26. Oblik yüklemde NRep modellerde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri.....	84
Resim 4.27. Oblik yüklemde NAct modellerde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri.....	86
Resim 4.28. Oblik yüklemde NRep modellerde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri.....	87
Resim 4.29. Oblik yüklemde NAct implant modellerinde oluşan çekme stresleri	89
Resim 4.30. Oblik yüklemde NRep implant modellerinde oluşan çekme stresleri	90
Resim 4.31. Oblik yüklemde NAct modellerde kron ve alt yapılarda oluşan çekme stresleri.....	93
Resim 4.32. Oblik yüklemde NAct modellerde kron ve alt yapılarda oluşan çekme stresleri.....	94

Resim	Sayfa
Resim 4.33. Oblik yüklemde NAct modellerde kortikal kemikte oluşan basma stresleri	96
Resim 4.34. Oblik yüklemde NRep modellerde kortikal kemikte oluşan basma stresleri	97
Resim 4.35. Oblik yüklemde NAct modellerde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri	99
Resim 4.36. Oblik yüklemde NAct modellerde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri	100
Resim 4.37. Oblik yüklemde NAct implant modellerinde oluşan basma stresleri	102
Resim 4.38. Oblik yüklemde NRep implant modellerinde oluşan basma stresleri	103
Resim 4.39. Oblik yüklemde NAct modellerde kronlarda ve alt yapılarda oluşan basma stresleri.....	105
Resim 4.40. Oblik yüklemde NAct modellerde kronlarda ve alt yapılarda oluşan basma stresleri.....	106
Resim 4.41. Oblik yüklemde NAct modellerde kortikal kemikte oluşan von Misses stresleri	108
Resim 4.42. Oblik yüklemde NRep modellerde kortikal kemikte oluşan von Misses stresleri	109
Resim 4.43. Oblik yüklemde NAct modellerde trabeküler kemikte oluşan von Misses stresleri	111
Resim 4.44. Oblik yüklemde NRep modellerde trabeküler kemikte oluşan von Misses stresleri	112
Resim 4.45. Oblik yüklemde NAct implant modellerinde oluşan von Misses stresleri	114
Resim 4.46. Oblik yüklemde NRep implant modellerinde oluşan von Misses stresleri	115
Resim 4.47. Oblik yüklemde NAct modellerde kronlarda ve alt yapılarda oluşan von Misses stresleri.....	118
Resim 4.48. Oblik yüklemde NRep modellerde kronlarda ve alt yapılarda oluşan von Misses stresleri.....	119

SİMGELER VE KISALTMALAR

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

Simgeler	Açıklamalar
ε	Gerinim (strain)
σ	Asal (principal) Gerilme
σ_1	Maksimum Asal Gerilme (Maksimum Principal Stres)
σ_2	Ara Asal Gerilme (Intermediate Principal Stres)
σ_3	Minimum Asal Gerilme (Minimum Principal Stres)
τ	Makaslama Tipi Stres (shear stres)
%	Yüzde
Kısaltmalar	Açıklamalar
A	Cismin kesit alanı
E	Cismin elastisite modülü
F	Kuvvet
L	Cismin uzunluğu
mm	Milimetre
MPa	Megapaskal (N/mm ²)
N	Newton
Ti6Al4V	Titanyum-Alüminyum-Vanadyum Alaşımı
CAD/CAM	Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Dental implantlar 1970'lerden günümüze, tam veya kısmi dişsizlik vakalarının tedavisinde sıklıkla kullanılmaktadır. İmplant materyali olarak kullanılan titanyum implantlar yüksek başarı oranına sahiptir. İmplantlar üzerine uygulanan yükler, implant tasarımı, implant çapı ve planlaması gibi faktörler implant tedavisinin başarısında etkilidir. Farklı implant ve yiv tasarımları fonksiyonel kuvvetlerin kemikte oluşturduğu stres değerlerini değiştirmektedir. Bu yüzden implant ve yiv tasarımları aracılığıyla kemiğe iletilen stresler farklı çalışmalara konu olmuştur.

İmplant üstü restorasyonlar, hareketli ve sabit restorasyonlar olarak uygulanabilmektedir. Günümüzde implant üstü sabit protezlerin yapımı için kullanılan materyaller metal destekli porselenler, tam seramikler ve rezin matriks seramiklerdir. Tam seramikler gerek alt yapının veneerlenmesi gerekse tek tabaka olarak şekillendirilerek implant üstü protetik restorasyonlarda uygulanmaktadır.

Geliştirilen materyallerin, implant üstü restorasyonlarda kullanılabilmesi için implant çevresi dokulara kuvvet iletimi açısından değerlendirilmesi gerekmektedir. İmplant ve çevresindeki kortikal ve trabeküler kemikte oluşan streslerin in vivo çalışmalarla tespit edilmesi mümkün değildir. Bu streslerin ve dağılımlarının analizi için biyomekanik çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır. Peri-implant dokularda ve implant üstü materyallerde oluşan stresleri değerlendirmek amacıyla sıklıkla sonlu elemanlar stres analiz yöntemi kullanılmaktadır.

Bu tez çalışmasında, alt çene 1. molar bölgesine yerleştirilmek üzere iki farklı tasarımda modellenmiş implantlar üzerine uygulanan tek parça (monolitik) zirkonya, lityum disilikat cam seramik, rezin nanoseramik ve veneerlenmiş zirkonya, lityum disilikat cam seramik restorasyonlarında, implant ve implant çevresi kemik dokuda ve üst yapılarda oluşan streslerin sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile karşılaştırılarak incelenmesi amaçlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. İmplantın Tanımı ve Tarihi

Dental implant; sabit veya hareketli proteze destek ve tutuculuk sağlamak amacıyla mukozaya, periost tabakasının altına veya çene kemiğinin içerisine yerleştirilen materyaller olup, metal alaşımı veya seramikten yapılmaktadır [1].

Tarih boyunca insanlar kayıp dişleri yerine koymak için birçok yöntem denemişlerdir. Arkeolojik kazılarda alt ve üst çeneye; deniz kabuğu, taş, tahta parçası ve metal yerleştirilmiş kafa iskeletleri bulunmuştur. 1800'lerin başında yeni çekim yapılmış soketlere altından hazırlanmış diş kökleri yerleştirilmiştir. 1930'lu yıllara kadar implantlar gümüş, altın, platin ve iridyum gibi kıymetli metallerden hazırlanmış olup galvanik akımlar oluşturmaları nedeniyle başarısız sonuçlar elde edilmiştir [2, 3]. 1938 yılında içi dolu vida tarzında implant, 1940 yılında ise endodontik implant geliştirilmiştir [4]. 1938 yılında kemik üzerine yerleştirilen ilk subperiosteal implant uygulanmıştır. 1947'de, içi boş vida şeklinde implantlar, 1953'te ise kemik içi transosseöz implantlar geliştirilmiştir [5].

1961 yılında Tramonte'nin geliştirdiği içi dolu vida şeklindeki implantlar bugünkü implantların temelini oluşturmaktadır. Linkow 1968 yılında blade implantları kullanıma sunmuştur [4, 5]. 1960'lı yılların sonuna doğru Branemark, titanyumun diş eti ve kemikte herhangi bir reaksiyon oluşturmadığını ve kemik dokusu ile tamamen uyum sağladığını, dişsizliğin tedavisinde kullanılabileceğini bildirmiştir [6]. 1969 yılında uzun dönem başarısı kanıtlanan titanyum dental implantlar, günümüze dek sürekli olarak geliştirilerek implant destekli protezlerde sıklıkla kullanılmaktadır [7].

2.2. Dental İmplant Tipleri

Dental implantlar yerleştirildikleri kemik ile olan ilişkilerine göre subperiosteal, transosseöz, endosteal implantlar olarak 3'e ayrılmaktadır.

1. Subperiosteal implantlar (kemik üzeri); özel olarak hazırlanan alveol kret yüzeyi ile diş eti arasına yerleştirilen implantlardır. Son zamanlarda bu tip implantlar kullanılmamaktadır [8, 9].

2. Transosseöz implantlar (kemik boyunca); metal bir plaka ve transosseal pinlerden oluşur. Metal plaka tutucu pinler veya vidalarla alt çene kemiğine sabitlenir. Çıkarılması zordur ve çevre dokulara zarar verir [8, 9].
3. Endosteal implantlar (kemik içi); kemik içine yerleştirilen implantlardır. Kemik içinde kalan parça ve kemik dışında kalan parça (abutment) olmak üzere 2 bölümden oluşur. Kemik içinde kalan parça kök, ramus veya blade tipinde olabilir. Günümüzde genellikle kök tipi implantlar kullanılmaktadır [8, 9].

İmplant materyali olarak genellikle titanyum ve seramik yapılar kullanılmaktadır.

2.2.1. Titanyum implantlar

Günümüzde titanyum implant materyali olarak saf titanyum ve Ti-6Al-4V titanyum alaşımı tercih edilmektedir. Ti-6Al-4V titanyum alaşımının saf titanyuma oranla %60 daha fazla dayanıklılık göstermesi bu alaşımın kullanımını daha da arttırmıştır [9]. Bunun yanında titanyumun biyolojik olarak uyumlu olması, farklı PH ortamlarında korozyona olan dirençleri, yüksek dayanıklılıkları, galvanik özelliklerinin nötr olması, ağızda metalik tat bırakmamaları nedeniyle implant materyali olarak kullanılmaktadır [8, 9]. Titanyumun implant materyali olarak kullanımını sağlayan en önemli özelliği; yüzeyinde meydana gelen oksit tabakasının fizyolojik sıvılarla, proteinlerle, sert ve yumuşak dokularla direkt bağlantı kurmasıdır [9].

Amerikan Test ve Malzemeler Derneği (American Society for Testing and Materials-ASTM) demir ve oksijen içeriğine göre titanyumu 5 sınıfa ayırmaktadır [10]. Tip 1, 2, 3 ve 4 saf titanyum, tip 5 ise %6 alüminyum ve %4 vanadyum içeren titanyum alaşımıdır (Ti-Al6-V4). Tip 1 saflık derecesi en fazla olan sınıftır ve dayanımı düşüktür. Tip 4 saf titanyum en yüksek dayanıma sahip sınıftır [10]. Tip 5, içeriğindeki %4'lük vanadyum nedeniyle saf titanyuma göre hem korozyon, hem de toksiktir ve daha fazla iyon salınımına neden olmaktadır [11]. Genellikle diş hekimliğinde Tip 2, Tip 4 ve Tip 5 titanyum implantlar kullanılmaktadır [10, 11].

Günümüzde kullanılan endosteal implantlardan blade implantlar posterior dişsiz alanlarda uygulanır. İnce kemiklerin bulunduğu vakalarda ince yapısı ile avantaj sağlar. Ancak uzun dönem başarılarının düşük olması, çıkarılmalarının zor olması nedeniyle modern

implanatolojide kullanımı oldukça kısıtlıdır. Diğer bir endosteal implant çeşidi olan 'ramus frame' implantlar at nalı şeklinde olup yapılarının çok zor ve uzun dönem başarı oranlarının düşük olmasından dolayı günümüzde kullanılmamaktadır [9]. Kök formu implantlar ise tam ve kısmi dişsizlik vakalarında en sık kullanılan implant tipidir. Yüksek başarı oranına sahip olan bu implantlar cerrahi aşaması en kolay uygulanan implant tipidir. Kök formu dizaynı başlangıç kemik iyileşmesi sırasında yumuşak dokunun altına implant yerleştirilmesini sağlayan implant gövdesi ve abutmentin ayrı olduğu dizayndır [12].

Endosteal implantların makroskopik gövde dizaynı silindir, yivli, düz perforasyonlu, içi dolu, içi boş veya apeksi delikli şekildedir. Dizaynlar, diş eti altında veya diş eti üstünde iyileşebilen formlarda olabilir. Kök formdaki endosteal implantların genel anlamda silindirik, vida şeklinde veya bu ikisinin kombinasyonları olarak 3 şekilde sınıflandırılabilir [13].

Titanyum yüzeyi çeşitli şekillerde kaplanarak veya yüzeyi pürüzlendirilerek yüzey alanı arttırılmış osseoz iyileşme çabuklaştırılmıştır. Bunlar arasında, titanyum plazma sprej kaplama (TPS), HA kaplama, lazer ile yüzey pürüzlendirme (LISR), kumlama yüzey asitleme (SLA), eriyebilen HA tozları ile pürüzlendirme (MTX) sayılabilir [12].

2.2.2. Seramik implantlar

Titanyuma alternatif olarak seramik implantlar kullanılmaktadır. Bu implantların kırılma dirençleri düşüktür ve oklüzal kuvvetlerin düşük olduğu anterior bölgelerde kullanılmaktadır. Anterior bölgelerde diş eti içerisinde gri renk oluşumunu önlediği için estetiğin ön planda olduğu hastalarda ve metal alerjisi olan hastalarda tercih edilmektedir [14].

2.3. Osseoentegrasyon

Osseoentegrasyon latince os (kemik) ve integrate (birleşim) kelimelerinden oluşmaktadır. Branemark osseoentegrasyonu, "kemik ve implant yüzeyinde herhangi bir fibröz doku büyümesi olmaksızın, implantın etrafında kemik oluşumu ile meydana gelen direkt ve yapısal fonksiyonel ilişki" olarak bildirmiştir [15]. Zarb ise "alloplastik materyallerin

fonksiyonel kuvvetler sırasında kemik ile asemptomatik rijit fiksasyonunun elde edilmesi işlemi” olarak tanımlamıştır [16].

Osseoentegrasyon implanttan kemiğe etkin kuvvet iletimini sağlamaktadır [17]. Başarılı bir osseoentegrasyon için implant materyalinin biyolojik uyumu, implantın şekli ve yüzey özellikleri, kemiğin durumu, primer stabilite ve yükleme koşulları önemlidir [18].

2.4. İmplantın Başarısını Etkileyen Faktörler

İmplantın başarısında birçok faktör etkilidir. Bunlar atravmatik cerrahi, asepsi, sağlık, beslenme, hastanın uyumu, cerrahın başarısı, periyodik kontroller, biyouyumlu materyal kullanımı, biyomekanik tasarım, biyoaktif yüzey, retansiyon, kemik kalitesi ve kantitesi olarak sıralanabilir [19]. İmplant tedavisinin klinik olarak başarılı olabilmesi için;

1. Klinik olarak mobil olmaması,
2. Radyolojik kontrollerde implant çevresi kemik dokuda radyolüsent alanlar olmaması
3. Birinci yıl sonunda ortalama dikey kemik kaybının 0,2 mm'den az olması
4. İmplantla bağlı kalıcı ağrı, rahatsızlık hissi ya da enfeksiyon olmaması
5. İmplantların pozisyonlarının, planlanan fonksiyonel ve estetik protezin yapımını etkilememesi gerekmektedir [19, 20].

İmplant başarısızlıkları erken ve geç dönem başarısızlıklar olarak iki gruba ayrılmaktadır. Erken dönem başarısızlıklarda osseoentegrasyon henüz gerçekleşmemiştir. Erken dönem başarısızlıklarda implant yüzeyinin kontaminasyonu, implant yerleştirilmesi sırasında oluşan aşırı stresler gibi cerrahi prosedür sırasında oluşan faktörlerin yanında, diyabet gibi sistemik problemler, sigara kullanımı, kötü oral hijyen gibi hastaya bağlı faktörler de sebep olmaktadır. Bununla birlikte immediyat veya erken yükleme sonrası oluşan mikro hareketler de osseoentegrasyonu engelleyebilir [21].

Geç dönem mekanik başarısızlık ise implantı oluşturan parçalarda ya da üzerine hazırlanmış protezlerde görülen teknik başarısızlıklardır. Bunlar; implant kırılması, abutment kırılması, abutment vida gevşemesi ya da kırılması, implant tutuculu hareketli protezlerin mekanik retansiyon problemleri, implant tutuculu protezlerin ağız içi parçalarının kırılması (barın kırılması) ya da hazırlanmış protezde akril kaidenin kırılması, implant destekli sabit protezlerde ise desimantasyon ve altyapı ya da kaplama materyali kırıkları veya çatlakları

gibi başarısızlıklardır. Bu durumların önüne geçilmesi için oklüzyonun uygun olması ve ideal kuvvet iletimi açısından protetik prensiplere bağlı planlama yapılması gereklidir [22].

2.5. İmplant Üstü Protezler

İdeal bir implant üstü protetik restorasyon için aranan özellikler; dayanıklı olması, biyouyumluluk göstermesi, estetik olması, hızlı ve kolay bir şekilde elde edilebilmesi, doğal dişlere benzer aşınma özelliği göstermesi, ısısal genleşme katsayısının mineyle uyumlu olması, uygun stres iletimi ve ekonomik olmasıdır [19].

Misch implant üstü protezler için 5 farklı protetik tedavi seçeneği sunmuştur [13].

SP1: Sadece kyonu restore eden doğal diş gibi görünen sabit protezler,

SP2: Kyonu ve kökün bir kısmını restore eden, kyonun konturlarının oklüzal yarıda normal olduğu ancak gingival yarıda uzatılmış ya da aşırı konturlanmış olan sabit protezler,

SP3: Eksik kyonu, dişeti rengini ve dişsiz bölgenin bir kısmını restore eden sabit protezler (hibrit protezler),

SP4: Sadece implant destekli implant üstü hareketli protezler,

SP5: İmplant ve yumuşak doku destekli hareketli protezler olarak belirtilmiştir.

2.5.1. İmplant üstü sabit protezler (SP-1)

SP-1 grubu protezler diş kaybından sonra, yumuşak ve sert dokulardaki rezorpsiyonun minimum olduğu durumlarda uygulanan, protezin, dişin sadece anatomik kyonunu restore ettiği sabit protezlerdir. Genellikle rezidüel kemiğin hacim ve pozisyonu, implantın doğal diş kökü gibi yerleştirilmesine izin verir. Böylelikle yapılan protezin hacmi ve konturu doğal diş ile oldukça benzer olabilir. Alt çene arka bölgedeki eksikliklerde, uygulanan implantın çapının doğal dişe oranla dar olması nedeniyle oklüzal tabla genişliği, komşu doğal dişlerden daha az olabilir [13].

Tek diş eksikliğinde, implant destekli protez kullanımının, komşu dişleri ve uygulama yapılan kemiği korumak adına en uygun tedavi seçeneği olduğu belirtilmektedir [23]. Ön bölgedeki tek diş eksikliklerinde fonksiyona ilave olarak estetik özellikler de önemlidir. Bu nedenle gülme hattı önem kazanmaktadır [13]. Arka bölgede yapılan restorasyonlarda ise genellikle implant çapı, kuron restorasyonunun çapından dar olmaktadır. Bu nedenle kuvvet kolu büyümekte ve implantlar daha fazla kuvvete maruz kalmaktadırlar. İmplantların çiğneme kuvvetlerinden daha az etkilenmesi için oklüzal tablanın daraltılması ve tüberkül yüksekliği eğiminin azaltılması gerektiği bildirilmektedir [24]. Tek diş implantları, cerrahi hata riskini azaltmak ve implantın kole bölgesindeki kemik kaybından diş korumak için komşu diştten 1,5-2 mm uzağa yerleştirilmeli, implantlar arası mesafe ise 3 mm veya daha fazla olmalıdır [13].

İmplant üstü sabit protezlerde kullanılan restoratif materyaller metal destekli porselen restorasyonlar, tam seramik ve rezin matriks seramiklerdir. Günümüzde metal destekli porselenler, sabit protetik restorasyonlarda en çok tercih edilen sistemlerdir. Ancak estetik beklentilerin artması ve bazı alaşımlara karşı gelişen toksik ve alerjik reaksiyonlar nedeniyle, tam seramik restorasyonların kullanımı artmıştır [25, 26]. Tam seramik restorasyonların, metal seramik restorasyonlara karşı üstünlükleri şu şekilde sıralanabilir:

1. Plak retansiyonu ve sıvı absorpsiyonu düşüktür.
2. Işık geçirgenliği özellikleri nedeniyle daha estetiklerdir.
3. Servikal bölgede metali gölgelemeye gerek kalmayacağı için taşkın konturlu restorasyon yapılmasına gerek yoktur.
4. Kimyasal reaksiyona girme potansiyeli metallere oranla düşüktür.
5. Homojen yapıdadırlar [27-30].

2.6. Tam Seramikler

2.6.1. Seramiklerin tanımı ve tarihçesi

Seramik bir veya birden fazla metalin, oksijen gibi metal olmayan bir elementle yaptığı birleşim olarak tanımlanır [31]. Diş hekimliğinde seramik ilk kez 1774 yılında Alexis Duchateau tarafından tam protezler için seramik dişlerin üretilmesiyle başlamıştır. 1940'larda dental seramik restorasyonlar vakum altında pişirilerek yarı şeffaflıkları

geliştirilmiş ve porozite oluşumu azaltılmıştır [12]. Weinstein 1962 yılında metal destekli seramik kron yapım yöntemlerinin patentini almıştır [32]. 1965 yılında McLean ve Hughes porselene güçlendirici olarak %40-50 oranında Alüminyum oksit (Al_2O_3) ilave ederek metal desteksiz seramik restorasyon üretimini gerçekleştirmiştir. Ancak alüminöz porselenin fırınlama esnasında yüksek oranda büzülmesi marjinal adaptasyon problemlerine yol açmıştır [12].

1984 yılında tam seramiklerde camın kontrollü kristalizasyonu sağlanmıştır. Aynı yıllarda Brugges, yeni refraktör day (ısıya dayanıklı day) yöntemi olan %70 Alümina (Al_2O_3) içeren sistemi geliştirmiştir. 1989 yılında Sadoun, slip-casting yöntemi ile elde edilen alümina alt yapıyı cam infiltrasyonu ile güçlendirmiştir. Basınç ile şekillendirilen cam seramikler ise, 1990'ların başında geliştirilmiştir. Daha sonra yüksek kırılgenlik gösteren bu restorasyonların fiziksel özelliklerinin arttırılmasına yönelik çalışmalara başlanmıştır [33]. 1990'ların sonunda geliştirilen lityum disilikat ile güçlendirilmiş preslenebilir cam seramik sistemi ile premolar dişler bölgesine kadar köprü protezlerin yapılması mümkün olmuştur [34]. İzleyen dönemde yüksek oranda alümina kristalleri içeren yoğun sinterize alt yapı seramikleri üretilmiştir [12].

Diş hekimliğinde bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) yöntemine 1985 yılında hasta başında inley üretimi ile başlanmıştır [35]. 1993 yılında, Andersson ve Oden tarafından CAD/CAM teknolojisi ile yüksek saflıkta alüminyum oksit kullanılmıştır. 2002 yılında yarı sinterlenmiş Y-TZP bloklar piyasaya sunulmuştur [36]. Son yıllarda ise yüksek dolduruculu organik matriks içeren rezin matriks seramikler kullanıma sunulmuştur [37].

2.6.2. Seramiklerin içeriği ve kimyasal yapısı

Seramikler amorf (kristal olmayan) cam matriks yapıdadır. Cam formu temelde Si-O₄ bağlantısı içerir. Silikon atomu 4 oksijen atomu ile tetrahedral bir yapı oluşturur. Büyük oksijen atomları küçük metal atomlarını matriks gibi sarar. Seramikler cam fazdaki kovalent ve iyonik bağlar ile stabilite, sertlik, ısıya dayanıklılık, yüksek elastisite modülü, kimyasal maddelerin etkilerine direnç gibi avantajlar kazanırlar [38].

2.6.3. Seramiklerin mekanik özellikleri

Dental seramiklerin sıkışma kuvvetlerine karşı direnci çok yüksek iken kesme ve gerilme kuvvetlerine karşı dayanıklılıkları oldukça düşüktür [12]. Ancak bu özellik seramiğin içeriğine ve mikroyapısına göre değişiklik gösterir [8]. Seramiklerdeki kristal yapının yoğunluğu seramiğin direncini ve kırılma yayılımına karşı dayanıklılığını artırır [30].

Yüksek kristalin içerikli alt yapılar porselen üst yapılar ile kaplanabilmektedir. Bu da veneer kırıklarının ortaya çıkmasına sebep olmaktadır. Bazı klinik çalışmalarda dental seramiklerde yüksek veneer kırık oranları belirlenmiştir [39, 40]. Veneer kırık oranlarının metal destekli sabit restorasyonlara göre daha fazla olduğu, bunun da tam seramik sistemlerinin en önemli başarısızlık sebeplerinden biri olduğu belirtilmiştir [40, 41]. Veneer porselen kırıklarının sebepleri: veneer porselenin hazırlanması sırasında oluşan porozite, fırınlama sırasında hızlı ısı artışı, kor ve veneer porselenin ısısal genleşmesinin farklı olması, kor yüzey bitirme işleminin yanlış yapılması, bunun yanında veneer porselenin kırılma tokluğunun düşük olması olarak sıralanabilir [42]. Bu tip veneer kırılmalarını engellemek amacıyla tüm restorasyonun, tek parça halinde preslenerek veya millenerek, tek parça (monolitik) olarak üretimi gündeme gelmiştir [43, 44].

2.6.4. Tam seramiklerin avantajları

1. Biyouyumlulardır. Diş etinde irritasyona sebep olmazlar.
2. Estetikler. Işığı geçirme özelliği ile doğal diş yapısına daha yakın görünüm sunarlar.
3. Isısal genleşme katsayısı doğal dişe benzer.
4. Isı iletimi, metal destekli seramik restorasyonlara göre daha azdır ve pulpal hassasiyet yaratmazlar.
5. Renk ve boyut olarak stabildirler.
6. Aşınmaya karşı dirençlidirler.
7. Sıkışma kuvvetlerine karşı dayanıklıdır.
8. Korozyona karşı dayanıklıdır.
9. Ağızda metalik tat ve galvanik akım oluşturmaz.
10. Plak ve bakteri birikimi azdır.
11. Alerjik etki oluşturmazlar [8, 30, 31, 38, 45-47].

2.6.5. Tam seramiklerin dezavantajları

1. Kırılma dayanıklılıkları düşüktür.
2. Yapımları için özel alet ve malzeme gerektirirler.
3. Gerilme kuvvetlerine karşı dirençleri düşüktür.
4. Hazırlanmaları özen ve titizlik gerektirir.
5. Her sistem arka dişlerde uzun köprü yapımına uygun değildir [8, 30, 31, 45-47].

2.6.8. Tam seramiklerin sınıflandırılması

Seramikler için birçok sınıflama yapılmıştır. En sık kullanılan sınıflamalar; fırınlama ısılarına, yapım tekniklerine ve mikroyapılarına göre yapılan sınıflamalardır.

Tam seramikler yapım tekniklerine göre;

1. Toz-sıvı karıştırılarak üretilen cam bazlı sistemler: Alt yapı veneerlenmesi için kullanılır. Ancak dirençli bir day veya platin folyo üzerinde üretilebilir.
2. Freze veya preslenebilir cam bazlı sistem bloklar: İnley, onley, anterior kronlar ve veneerleme için uygulanır.
3. CAD/CAM yöntemi ile üretilen kristalin alümina veya zirkonya sistemler: Bu materyaller seramik üst yapıları için kor üretiminde kullanılır [12].

Seramiklerin mikroyapılarına göre sınıflandırılması;

1. Cam bazlı sistemler (esas olarak silika)
2. Cam bazlı dolduruculu sistemler / kristalin faz olarak lösit veya lityum disilikat (esas olarak silika)
3. Kristalin bazlı cam dolduruculu sistemler (esas olarak alümina)
4. Polikristalin katılar [48]

Cam bazlı sistemler

Çeşitli miktarlarda alümina, esas olarak silika veya kuartz olarak da adlandırılan silikon dioksit içerir. Doğada bulunan ve farklı miktarlarda potasyum ve sodyum içeren alüminosilikatlar, feldspat olarak da bilinirler ve diş hekimliğinde kullanılan camı

oluşturmak için çeşitli yollarla değişikliğe uğratılırlar. Cam formları da dental seramikler için üretilmektedir [48].

Cam bazlı dolduruculu sistemler

Çok büyük bir cam kristalin oranı ve kristal tipi aralığına sahiptir ve bu çeşitlilik sonucunda üç alt gruba ayrılabilir. Bunlar arasındaki fark, cam matrikse farklı kristal tiplerinin değişen miktarlarının eklenmiş olmasıdır. Bu kristal tipleri lösit, lityum disilikat veya florapatittir.

Düşük ve orta düzeyde lösit ile güçlendirilmiş cam seramikler, doğada bulunan ve farklı miktarlarda potasyum ve sodyum içeren alüminosilikatlar, feldspat olarak bilinmektedir. Bu materyaller feldspatik seramikler olarak adlandırılırlar [45, 49].

Yüksek miktarlarda (hacim olarak %35) lösit içeren seramiklerin cam fazı bir alüminosilikat camdır. Bu materyaller hem toz/sıvı, hem işlenebilir hem de preslenebilir formlarda geliştirilmiştir [12].

Lityum disilikat cam seramikler, alüminosilikat cama, lityum oksit eklenerek elde edilen bir cam seramik tipidir. Oluşan kristalin faz bir lityum disilikattır ve cam seramik hacminin %70'e varan bir kısmını oluşturmaktadır. Lityum disilikat, dayanıklı ve farklı bir mikroyapıya sahiptir [37, 50].

Cam dolduruculu, kristalin bazlı sistemler

Cam infiltre edilmiş, kısmen sinterlenmiş alümina 1988 yılında tanıtılmıştır. İnfiltrasyon seramikler, refraktör day üzerinde sulu bir porselen seramiğin kondansasyonunu içeren, slip casting işlemi olarak adlandırılan bir süreç ile üretilmektedir. Bu fırınlanmış gözenekli alt yapıya, daha sonra, yüksek sıcaklıklarda, cam infiltre edilmektedir. Bu yolla işlenen materyaller, konvansiyonel feldspatik porselen göre daha az porozite, daha az defekt, daha fazla direnç ve daha yüksek sertlik sergilemektedir. Bu cam infiltre edilmiş alt yapı daha sonra bir feldspatik seramik ile kaplanmaktadır. In-Ceram Spinel, In-Ceram Alumina, In-Ceram Zirconia bu sistemlere örnektir [51, 52].

Polikristalin katılar

Katı halde sinterlenmiş, monofaz seramikler, yoğun, havasız, camsız, polikristalin bir yapı oluşturmak üzere herhangi bir matriks girişimi olmaksızın kristallerin doğrudan bir araya sinterlenmesi ile oluşan materyallerdir. Katı halde sinterlenmiş alüminoz oksit veya zirkonya oksit alt yapıların üretimine izin veren çeşitli farklı işleme teknikleri vardır [9].

Gracis ve diğerleri 2015 yılında yapmış oldukları çalışmada Amerikan Diş Hekimleri Birliği'nin (American Dental Association, ADA) yüksek dolduruculu rezin matriks seramiklerini, seramik benzeri materyal olarak tanımladığını bildirmişlerdir [37]. Bu amaçla Gracis ve diğerleri tam seramik sınıflamalarına ek olarak rezin matriks seramiklerini de içeren bir sınıflandırmayı bildirmişlerdir [37].

Rezin-matriks seramikler

Rezin matriks seramikler yüksek organik matriks dolduruculu seramik partikülleri içerir. Seramikler metal olmayan inorganik materyallerin genellikle yüksek ısıda fırınlanarak özelliklerinin arttırıldığı materyallerdir [8, 53]. Rezin-matriks seramiklerde ağırlıkça büyük oranda inorganik bileşikler bulunurken daha az oranda organik polimerler bulunur [37].

Rezin-matriks seramikler; geleneksel seramiklere göre elastiklik katsayısı dentine daha yakındır, cam-matriks seramiklere ve polikristalin seramiklere göre daha kolay aşındırılır ve uyumlandırılabilir. Kompozit rezinlerle tamiri ve düzenlenmesi mümkündür. Bu materyaller CAD/CAM sistemlerince şekillendirilebilirler [37].

Bu gruptaki materyallerden, rezin nanoseramik yaklaşık ağırlıkça %80 oranında rezin matriksle güçlendirilmiş nanoseramik partiküllerden oluşur. Silika nanopartiküllerinden (20 nm. çap), zirkonya nanopartiküllerinden (4-11 nm. çap) ve zirkonya-silika nano kümelerinden oluşur. Rezin nanoseramiklerde doldurucu nanopartiküller sayesinde kırılma ve çatlak oluşumunun azalması sağlanır [37].

2.7. İmplant Biyomekaniği

Doğal dişlerde, dişe gelen kuvvetler çene kemiğine periodontal lifler aracılığı ile iletilir. Periodontal lifler sahip olduğu mikro hareketlilik sayesinde şok emici ve dağıtıcı bir görev

üstlenir. Diş bir kuvvet uygulandığında, enerjiyi emerek kemiğe iletilen kuvveti azaltır ve oklüzal kuvvetlerin tüm destek sistemi tarafından paylaşılmasını sağlar [54, 55]. İmplantlarda ise sıkı bir bağlantı (osseointegrasyon) vardır. İmplant destekli protezlerde fonksiyon esnasında oluşan yükler direkt implantlara ve çevre dokulara iletilir. Bu yüklere maruz kalan implantın gövdesini çevreleyen sert ve yumuşak dokular biyolojik bir yanıt verir [56, 57]. Oluşan kuvvetin mekanik etkisi normal oklüzal kuvvetlerden fazladır. İmplant tedavisinin başarısı, implantların ve çevre dokuların oklüzal yüklere karşı gösterdiği dirençle doğru orantılıdır [58]. Üst yapının uygulanmasından sonra implant kayıplarının büyük bir çoğunluğunda biyomekanik faktörlerin etkili olduğu bildirilmiştir [54, 55].

Doğru bir oklüzal planlama, implantların uzun ömürlü ve başarılı olabilmeleri için gereklidir [59-61]. Oklüzal kuvvetlerin büyüklüğü ve lokalizasyonu, kemik-implant-protez yapısında oluşan gerilimin niceliğini ve niteliğini etkiler [62-65]. Kemik baskı kuvvetlerine karşı güçlü, gerilme kuvvetlerine karşı %30 daha zayıf ve makaslama kuvvetlerine karşı %65 oranında daha zayıftır [13]. İmplantın yüklenmesi sırasında, yükler hiçbir zaman sadece implantın uzun eksen boyuna dağılmaz. Oklüzal yükler çeşitli doğrultularda dağılır ve bir kısmı kemikte bükülme momenti oluşturur [20].

İmplantolojide başarı oranının artırılması; biyomekanik açıdan uygun, gerilim ve gerinimleri çevre dokulara yıkıcı seviyelere gelmeden ileten ve dağıtan implant sistemlerinin kullanımı ile mümkündür [13]. Biyolojik çalışmalar implantlardaki aşırı yüklemenin implant kaybına yol açacağını bildirmiştir. Aşırı yüklemde 2000-3000 mikro gerinimin üzerindeki gerinimler kemikte deformitelere neden olur [66]. 4000 mikro gerinimin üzerinde patolojik yükleme oluşur, gerilim ve gerinim dağılımları kemiğin toleransını aşar ve kemik-implant birleşiminde mikro çatlaklar oluşur [67]. Bunun dışında sürekli uygulanan düşük miktardaki yükler, yorgunluk kırıklarına neden olabilmektedir [68].

2.8. Optimum Kuvvet Dağılımı

Biyolojik yıkıma sebep olmadan kemik-implant ilişkisini uzun süre koruyabilmek için, implantta ve kemik-implant ara yüzünde oluşan gerilmelerin kemik dokusuna optimum dağılımı sağlanmalıdır. Kemik implant ara yüzeyindeki yük transferi şunlara bağlıdır:

1. İmplantın yüzey yapısı,

2. İmplantın geometrisi, çapı, uzunluğu
3. İmplant-kemik arayüzeyinin yapısı,
4. Kemiğin kalite ve kantitesi [69, 70]

2.8.1. İmplantın yüzey yapısı

İmplant yüzey morfolojisi pürüzlü olan implantlar, düz yüzeyli implantlara göre kemikle implant arasındaki tutunma yüzeyini arttırarak primer stabiliteye katkı sağlar. Yüzey şekli ve pürüzlülüğü, hücre-yüzey ve protein-yüzey bağlantısı yoluyla hücre cevabını arttırarak osseoentegrasyon sürecini olumlu yönde etkiler [71, 72]. Yüzey pürüzlülüğü, osteoblastların yapışmasını, proliferasyonunu ve farklılaşmasını direkt olarak etkiler [21, 73].

2.8.2. İmplantın geometrisi, çapı, uzunluğu

İmplantın dizaynı ve şekli kemiğin cevabında önemli bir belirleyici faktördür. İmplant boyu, çapı ve yiv yapısı birbirlerine bağlantılıdır ve bu üç değişken kemikte meydana gelen stres değerlendirmelerinde birlikte değerlendirilmelidir [13][74].

Dental implantların çapları bulundukları bölge ve gelen oklüzal kuvvetler dikkate alınarak belirlenir. Geniş kök formu implantlar benzer formu dar implantlara göre daha geniş çapta olmaları nedeniyle daha çok kemik yüzeyi teması sağlamaktadır. Stresler daha çok implantın boyun bölgesinde etkili olur. Bu yüzden implantın uzunluğundan çok genişliğinin tork kuvvetlerine dayanıklılık ve primer stabilite bakımından daha önemli olduğu vurgulanmaktadır [75, 76].

2.8.3. Yiv geometrisi

Yivler başlangıç temasını büyütmek, yüzey alanını arttırmak ve kemik implant arayüzündeki stres dağılımını kolaylaştırmak için çeşitli şekillerde planlanırlar [77]. İmplantın uzunluğuna göre fonksiyonel alan, 3 tane yiv geometri parametresi kullanılarak modifiye edilebilir: yivler arası mesafe, yiv şekli ve yiv derinliği.

Yivler arası mesafe komşu yiv formları ya da aynı aksiyel düzlemdeki uzunluğa düşen yiv sayısı ile eksenin aynı tarafında aksıyla ölçülen mesafe olarak tanımlanır.

Dental implant dizaynlarındaki yiv şekilleri kare, V ya da basamak şeklindedir. Geleneksel mühendislik uygulamalarında implantın V yiv dizaynı sabitleyici olarak adlandırılır ve öncelikli olarak yük transferi için değil implantı sabitlemek için kullanılır [13]. Yiv derinliği arttıkça implant yüzey alanı da artar. Yiv ne kadar sığ ise, yoğun kemiğe implantı yerleştirmek o kadar kolay olur[13].

2.8.4. İmplant-kemik ara yüzeyinin yapısı

Kemik ile implantın temas halinde olduğu alana kemik-implant arayüzü denilmektedir. Kemik-implant ara yüzeyini Branemark ossointegrasyon olarak tanımlamaktadır [15]. Amerikan İmplant Dişhekimliği Akademisi (American Academy of Implant Dentistry, AAID) osseoentegrasyonu; “implant ve kemik arasında kemik dışı bir doku olmaksızın yükleri ideal bir şekilde implanttan kemiğe aktaran bağlantı” olarak tanımlamaktadır [78]. Osseoentegrasyonda ışık mikroskobu ile implant-kemik ara yüzeyinde yumuşak doku olmaksızın osseöz doku görüldüğü, elektron mikroskobu ile doğrudan biyokimyasal kemik yüzey bağlantısı söz konusu olduğu bildirilmektedir [79].

2.8.5. Kemiğin kalite ve kantitesi

Kemik makroskopik olarak iki farklı tabakadan oluşmaktadır. Mekanik destek sağlayan dış kabuğu kortikal (kompakt) kemik, metabolik fonksiyonları kontrol eden iç kısmı spongios (trabeküler) kemik oluşturmaktadır. Kortikal kemikte sıkı bir fibriler yapı görülürken, spongios kemiğin matriksi daha gevşek organize olmuştur. Spongios kemik makroskopik olarak hematopoetik elemanların yerleştiği bir bal peteği görünümündedir [21]. Kortikal kemik, yoğundur ve tüm iskelet kemiklerinin dış yüzeyinde kompakt bir alan yaratır [13].

Osseoentegrasyonunun başarısı, mevcut kemik miktarı ve kemiğin kalitesi ile doğrudan ilişkilidir. Kemik miktarı dişsiz alanın hacmini tanımlar ve yükseklik, genişlik, uzunluk değerlendirilerek belirlenir. Kemiğin kalitesi ise kortikal ve spongios kemiğin yoğunluğu veya iç yapısı olarak tanımlanır [13].

Kemik kalitesi için en sık kullanılan 2 sınıflama Lekholm ve Zarb’ın 1985 yılında yaptıkları sınıflama ve Misch’in 1988 yılında yaptığı sınıflamalardır [13, 15]. Lekholm ve Zarb 4 tip kemik tanımlamışlardır;

Tip 1: Homojen kortikal kemik.

Tip 2: Yoğun trabeküler kemiği kaplayan kalın kortikal kemik.

Tip 3: Yoğun trabeküler kemiği kaplayan ince kortikal kemik.

Tip 4: Yoğunluğu az trabeküler kemiği kaplayan ince kortikal kemik.

Misch kemiğin makroskobik kompakt veya trabeküler özelliklerine göre bir sınıflama yapmıştır [13]. Buna göre;

D1: Yoğun kortikal kemik

D2: İç kısmında yoğun trabeküler kemik bulunan kalın kortikal kemik

D3: İç kısmında ince trabeküler kemik bulunan ince poröz kortikal kemik

D4: İnce trabeküler kemik

D5: Non-mineralize kemik olmak üzere 5 tip kemik bulunmaktadır.

2.9. Stres Analizleri

Protezlerin farklı anatomik ve fizyolojik özellikteki dokular üzerine yerleştirilmesi nedeniyle, çiğneme kuvvetlerinin etkisinin deneysel olarak gösterilmesi gerekmektedir [80].

Bir cisme uygulanan kuvvetlerin yoğunlaştığı bölgelerin tespit edilmesini ve cismin uygulanan kuvvetler karşısındaki davranışının belirlenmesini sağlayan yöntemlere “stres analizi yöntemleri” denir [81].

Ağız içerisinde oluşan çiğneme kuvvetleri, implant veya dişler aracılığıyla kemiğe ve kemik çevresindeki dokulara iletilmektedir. Ortaya çıkan streslerin dağılımının ve miktarının saptanması, kullanılacak malzemenin şekil ve yapısının belirlenmesi, biyomekanik açıdan en uygun protetik planlamanın yapılabilmesi için önemlidir [82].

2.9.1. Stres analizlerinde kullanılan terimler

Gerilme (Stres)

Bir cisme belirli bir kuvvetin uygulanmasıyla o cisim içerisinde, uygulanan kuvvete karşı oluşan dirençtir. Birimi Pascal’dır. 1 Pascal= 1 N/m²’ye eşittir.

Gerilme = Kuvvet (F) / Alan (A) bağıntısı ile elde edilir [83].

Gerilme cisme etki eden kuvvetlerin yönüne göre basma, çekme veya kayma gerilmesi olarak ifade edilir. Genellikle bir cisme etki eden kuvvetler her üç tip gerilmeyi aynı anda oluşturur ve bu durum bileşik gerilme olarak adlandırılır.

Yapıya uygulanan kuvvetlerin bileşenleri stresin türünü belirler. Alana dik yönde olanlar dik (normal) stres bileşenleri yaratırlar. Alana teğet olanlar ise kayma-makaslama (shear) bileşenlerini yaratırlar. Dik stresler çekme veya basma niteliğine sahiptirler. Kayma-makaslama stresleri ise tek tiptir. Aynı çizgi üzerinde birbirinden ayrı yönde iki kuvvet çeşidine maruz kalan yapıda çekme stresleri oluşur. Bu kuvvetler aynı çizgi üzerinde birbirine doğru ise yapıda basma stresleri oluşur. Materyalin deformasyona karşı direnci katı yapıların elastikiyetinin temel kalitesini gösterir [84, 85].

Gerinim (Strain)

Tüm cisimler, üzerine etki eden kuvvetler karşısında şekil değişikliğine (deformasyon) uğrar. Gerinim (ϵ), yapı bir strese maruz kaldığında yapının her birim uzunluğunda meydana gelen uzunluk değişimidir. Gerinimin bir ölçü birimi yoktur. Ancak deformasyonun orijinal uzunluğa oranı olarak tanımlanabilir. Eğer stres, birim alan başına bileşke kuvveti aşarsa, enerji veya çekim kuvveti atomların tamamen ayrıldığı bir noktaya gelebilir. Bu durumda kopma ve kırılma meydana gelir [85].

Elastiklik modül (Young modülü)

Elastiklik modülü, elastik sınıra kadar olan gerilimin gerinime oranıdır. Materyalin sertliğini belirleyen bir ölçüttür, materyalin sertliği arttıkça elastiklik modülü değeri de artar. Elastiklik modülünün birimi, birim alana uygulanan kuvvet olup kg/mm^2 'dir. $E = \text{Stres/Strain} = \sigma / \epsilon$ [85].

Elastik şekil değiştirme, gerilme altında cismin önce şekil değiştirmesi daha sonra gerilme ortadan kalktığında kendi orijinal şekli ve düzenine dönmesidir. Bu durumda gerinim de tamamen elastiktir [58, 86, 87]. Plastik şekil değiştirme, kuvvet ortadan kalktıktan sonra tekrar başlangıç durumuna dönemeyen şekil değiştirme olarak tanımlanabilir [88]. Elastik sınır, cisimlerin kalıcı bir şekil değişikliğine uğramaksızın dayanabildikleri maksimum

gerilmedir. Cismin elastik özellik gösterdiği maksimum yük esneme limiti olarak da tanımlanabilir [89].

Poisson oranı

Cisimler, çekme ya da sıkışma kuvvetleri altında, sahip oldukları elastik sınır içinde, bir yönde uzama gösterirken diğer yönlerde incelmeye göstermektedirler. Bu uzama ve incelmeye arasındaki ilişki “Poisson oranı” olarak ifade edilir [87, 90]. Bütün malzemeler için “0” ile “0.5” arasında değişen ve teorik olarak “0.25” olması gerektiği iddia edilen oran, malzemeye bağlı ayırtıcı bir özelliktir [90].

$$\text{Poisson Oranı} = \text{Endeki Birim Boyut Değişimi} / \text{Boydaki Birim Boyut Değişimi}$$

Lineer elastik cisim

Gerilme ve gerininin orantı sınırına kadar doğru orantılı olduğu, sonrasında lineer olmayan özellik gösterdiği cisimlerdir [85].

İzotrop cisim

Bütün doğrultularda aynı elastik özellikleri gösteren, elastik özellikleri iki malzeme sabitiyle (elastik modül ve poisson oranı) ifade edilen cisimlere verilen isimdir [85].

Homojen cisim

Cisim içerisinde, noktadan noktaya elastik özelliklerin değişmediğinin kabul edilmesidir [85].

Asal gerilme (Principle stres)

Üç boyutlu bir elemanda, en büyük gerilme değerleri, kayma-makaslama gerilmesi bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşur. Bir eleman bu konumda olduğu zaman oluşan basma ve çekme streslerine Asal Gerilme denir. Asal gerilme; maksimum, ara ve minimum asal gerilme olarak üçe ayrılır. “ σ_1 ” en büyük pozitif değeri, “ σ_3 ” en küçük değeri, “ σ_2 ” ise

ara değeri göstermektedir. Bu değerler; “ $\sigma_1 > \sigma_2 > \sigma_3$ ” şeklinde sıralanmaktadır. σ_1 en yüksek çekme streslerini, σ_3 ise en yüksek basma streslerini temsil etmektedir [85].

Von Mises stresleri (Von Mises stress)

Von Mises stresleri, çekilebilir malzemeler için, şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanır. Bir yapının belli bir bölümündeki iç enerji, belli bir sınır değerini (yield noktası) aşarsa, yapı bu noktada şekil değiştirir. Von Mises stresleri, üç asal gerilme değeri kullanılarak aşağıdaki formülle hesaplanmaktadır [91].

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

Kırılgan materyaller için asal gerilme değerleri önemlidir; çünkü $P_{max.}$, en yüksek gerilme dayanıklılığından büyük ya da ona eşit olduğunda veya $P_{min.}$, en yüksek sıkışma dayanıklılığından büyük ya da ona eşit olduğunda başarısızlık meydana gelir. Kemik üzerindeki streslerin değerlendirilmesinde genellikle asal stresler kullanılır. Çekilebilir (ductile) materyallerde ise von Mises stresler önemlidir ve deformasyonun başlangıcı olarak tanımlanır. Örneğin, implantta oluşan von Mises stres değeri Ti-6Al-4V’un germe dayanıklılığını (yield strength) geçerse başarısızlık olur. Bu nedenle von Mises stres değeri, implant ve zirkonya materyalinde oluşan stres değerlerinin incelenmesinde yararlıdır. Bu streslerin tanımlanması, potansiyel implant kırılması ve kemik atrofi görülebilecek bölgelerin işaretçisidir [9].

2.9.2. Stres analizlerinde kullanılan yöntemler

Hem implant hem de doğal diş destekli protezlerde oluşan fonksiyonel ve parafonksiyonel kuvvetler sert ve yumuşak dokulara iletilerek bu dokularda gerilmelerin oluşmasına yol açarlar. Ortaya çıkan bu gerilmelerin dağılımının saptanması, kullanılacak malzemelerin şekil ve yapısının belirlenmesi yani biyomekanik açıdan optimal bir protetik planlama yapılabilmesi için diş hekimliğinde çeşitli stres analiz yöntemlerinden faydalanılmaktadır. Bunlar

1. Gerinim ölçer (strain gauge) ile kuvvet analizi yöntemi
2. Kırılgan vernik (brittle lacquer) tekniği ile kuvvet analizi yöntemi
3. Holografik inferometre ile analiz yöntemi

4. Fotoelastik gerilme analizi yöntemi
5. Termografik stres analiz yöntemi
6. Radyotelemetriyle stres analizi yöntemi
7. Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi [89, 92]

Gerinim ölçer (strain gauge) ile kuvvet analizi yöntemi

Bu analiz yönteminde yük altında gerinim ölçerin elektriksel direnci, yapıştırılan malzemenin bağlı olduğu iletkenin şekil değiştirmesiyle değişir. Malzemenin birim şekil değiştirme değeri gerinim ölçerin yapıştırıldığı noktada ölçülerek gerinim değerleri hesaplanır. Isırma kuvveti ile yapılan çalışmaların çoğunda strain-gauge analiz yöntemi kullanılmaktadır [90, 92, 93].

Kırılğan vernik (brittle lacquer) tekniği ile kuvvet analizi

Yöntemi incelenecek olan modelin üzerine özel bir vernik tabakasının püskürtülmesi ve bu vernik tabakasının fırınlandıktan sonra bu bölgeye kuvvet uygulanması ile oluşan çatlakların yorumlanması esasına dayanır. Kuvvetlerin yoğun olduğu bölgelerde oluşan çatlaklar, kuvvet hatlarının doğrultusunu gösterir [87, 90].

Holografik interferometre ile analiz yöntemi

Tek bir fotoğraf ile deney parçası üzerindeki bütün noktalara ait bilgileri verdiği için oldukça kullanışlı bir ölçme cihazıdır. Yöntemin esası, lazer ışınının ikiye ayrılarak biri incelenecek cismi, diğeri de referans ışını olarak fotoğraf plağının aydınlatılmasına dayanır. Bu şekilde kayıt işlemi yapıldıktan sonra, fotoğraf plağı tekrar referans ışını ile aydınlatılırsa cismin görüntüsü üç boyutlu olarak ortaya çıkar. Holografik interferometri, test modelleri üzerinde tahribat meydana getirmeyen bir test yöntemidir [86, 94].

Fotoelastik gerilme analizi yöntemi

Fotoelastik yöntem optik bir yöntem olup araştırılmak istenen yapının, fotoelastik niteliği olan materyalden modeli yapılarak polariskop denilen alet yardımıyla belirli yüklemeler altında kuvvet çizgileri incelenip fotoğraflandırılması esasına dayanır. Polarize ışık altında

bazı transparan malzemelerin oluşturduğu renkli desenlerin gözlemlenmesi olarak da açıklanabilir [86, 87, 90, 92].

Termografik stres analizi yöntemi

Bu yöntemin esas aldığı prensibe göre; homojen, izotropik bir materyal yüklendiğinde ısıda oluşan periodik değişiklikler materyalin ilgili noktalarındaki asal streslerin teşhisi ile doğrudan orantılıdır [80].

Radyoteleometriyle stres analizi yöntemi

Bu metot birleşik bir donanım ve yazılım yardımıyla elde edilen verilerin, herhangi bir materyale bağlantısı olmadan transferi üzerine kurulu bir yöntemdir. Yöntemde bir güç kaynağı, radyasyon iletici, bir alıcı, örneğe yapıştırılmış gerilim ölçerler, gerilim ölçer yükselticisi, anten ve bir veri kaydedici mevcuttur. Gerilim ölçerde oluşan direnç farklılıkları voltaj düşmelerine sebebiyet vermekte ve bu da radyotelemetrenin frekansını etkilemektedir [80].

Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi

Sonlu elemanlar analiz yönteminin temeli sürekli ortamların daha küçük parçalara ayrılarak analitik şekilde modellenmesi ve böylece oluşan parçalar veya elemanlar ile ifade edilmesi esasına dayanır [88]. Sonlu elemanlar gerilme analizi metodu mühendislik alanından implant biyomekaniğine adapte edilmiş etkili bir hesaplama aracıdır. İlk olarak 1956 yılında Clough ve diğerleri tarafından bulunmuş ve uçak mühendisliğinde kullanılmıştır [69, 95, 96]. Yıllar içinde kaydedilen teknolojik gelişmeler sonucunda bu yöntem günümüzde; makina, elektrik, uçak, inşaat, hidrodinamik, atom gibi çeşitli mühendislik alanlarının yanı sıra tıpta ortopedi, kalp ve damar cerrahisi, estetik cerrahide de kullanılmaktadır [69, 96]. Diş hekimliğinde sonlu elemanlar analizi kullanılarak yapılan ilk çalışma Nooman'ın gümüş amalgamla yaptığı dolguların merkezine kuvvet uygulayarak gerilme dağılımını incelemesi olmuştur. 1954 yılında Haskins, Haack ve Ireland 1955 yılında Mahler ve Peyton, 1962 yılında Lehman ve Hampson matematiksel diş modelleri gerçekleştirerek dişhekimliğinde bu yöntemi kullanmışlardır. İmplantların bu yöntemle araştırılması ise ilk olarak 1973'de Tesk ve Widera gerçekleştirmişlerdir. Sonlu elemanlar analizi oral implant uygulamalarında

yüklemelerin yönü, implant üstü materyalleri, streslerin konumu (implant boynu veya apeks çevresinde), dizayn optimizasyonu, materyal biyomekanigi, kanatlı protezlerde kuvvet dağılımı, implant boyu, çapı, kemik kalitesi ve kantitesi gibi değişik konuların araştırılmasında kullanılmıştır [73, 97-99]. Günümüzde üç boyutlu sonlu elemanlar analizi yöntemi, implant ve çevre kemikte meydana gelen gerilimlerin değerlendirilmesinde kullanılan en yaygın yöntemdir [69, 100-102]. Sonlu elemanlar analizi yöntemi, içerdiği bütün elemanları, homojen, lineer-elastik ve izotropik kabul eder. Bu durum doğal yapılar ile çelişki yaratabilir [69]. Sonlu elemanlar gerilim analizi ile elde edilecek sonuçlarının gerçeğe daha yakın elde edilebilmesinde;

- a. Modellenecek kemiğin ve implantın ayrıntılı geometrisi
- b. Materyal özellikleri
- c. Sınır koşulları
- d. Kemik-implantın ara yüzeyi önem taşımaktadır [69].

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin avantajları

1. Düzgün geometri göstermeyen katılar ve farklı malzeme özelliklerine sahip yapılara uygulanıp gerçek yapıya çok yakın bir modelin hazırlanabilmesi,
2. Yapay bir materyal kullanılmaksızın, oluşturulacak yapının matematiksel özellikleriyle en iyi şekilde elde edilmesi,
3. Farklı yüzeyler arasındaki yapışma, sürtünme ve temasların gerçeğe yakın şekilde belirlenebilmesi,
4. Gerilmeler, gerinimler ve yer değiştirmelerin oldukça duyarlı bir şekilde elde edilebilmesi,
5. Oluşan geometri, sınır şartları, yükleme yön ve miktarı gibi özelliklerin istenildiği gibi değiştirilip, analizin gerektiği kadar tekrarlanabilmesidir [56, 103].

Sonlu elemanlar stres analizinin bu avantajlarının yanı sıra, bu yöntem ile yapılan araştırmalarda malzeme özellikleri ve sistemin yüklenmesi gibi bazı kilit özelliklerinin doğru verilmesi araştırmacının sorumluluğundadır. Bu yüzden detaylı bilgi aktarımı gerektirmesi, ciddi bir bilgi birikimi, teknoloji ve zamana ihtiyaç duyulması, gerçek şartların katı model üzerine uygulanmasının bilgisayar donanımı ve sonlu elemanlar paket programının kapasitesi ile sınırlı olması gibi dezavantajları vardır [87]. Dezavantajlarına

rağmen sonlu elemanlar stres analiz yöntemi, deneysel olarak analizinin gerçekleştirilmesi çok güç veya olanaksız olan birçok yapının bilinmeyen davranışlarının belirlenmesi için çok önemli bir yöntemdir ve zamanla gelişen yazılım ve donanım olanakları ile önemi daha da artmaktadır [92]. Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi, son yıllarda özellikle implantoloji olmak üzere diş hekimliğinin birçok alanında yaygın kullanım sahası bulmuştur. Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi kullanımı ile bir implantın başarısı veya başarısızlığı en uygun seviyede öngörülebilir ve elde edilen veriler doğrultusunda ihtiyacı karşılayacak bir tasarımı hayata geçirmek mümkün olabilir [69, 104].

Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile problemlerin çözülmesi için öncelikle bilgisayara bir takım verilerin tanıtılması gerekir. Bu veriler şu şekilde sıralanabilir

1. Düğüm noktalarının ve elemanlarının toplam sayısı,
2. Herbir düğüm noktalarını ve elemanı belirlemek için numaralandırma sistemi,
3. Herbir elemanla ilgili olarak materyalin elastisite modülü ve Poisson oranı,
4. Herbir düğüm noktasının koordinatları,
5. Sınır şartlarının (Boundary conditions) tipi,
6. Dış düğümlere uygulanan kuvvetlerin değerlendirilmesi [87].

Sonlu elemanlar stres analiz yönteminin temel aşamaları

İncelenecek cismin üç boyutlu modelinin çıkartılması

Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile uygulanacak olan deney parçasının üç boyutlu katı modelinin oluşturulması için üç farklı yöntem kullanılmaktadır.

- a. Manyetik rezonans ve bilgisayarlı tomografi görüntülerinin bilgisayar ortamına aktarılarak modelin oluşturulması.
- b. Modellenmesi istenen cismin yüzey tarayıcıları ile taranıp bilgisayar ortamına aktarılması.
- c. Üç boyutlu modelleme programları kullanılarak cismin araştırmacı tarafından çizilmesi [105-108].

Modelin küçük elemanlara bölünmesi

Bir sonlu elemanlar modelinde yapı, analizlerin yapılabilmesi amacıyla küçük elemanlara bölünür. Yapısal bir modelin küçük parçalara yani elemanlara ayrılması işlemine “ağ yapısı oluşturulması (Mesh Generation)” denilmektedir. Bu elemanlar ana yapının geometrisi ile tam uyumludur ve ana yapının her bölgesinde belirlenen mekanik özellikleri gösterirler [109].

Elemanlara ayrılmış modelin sayısal çözümlenmesi

İkinci aşamada elemanlara ayrılmış modelin sayısal çözümü, uygun bir sonlu elemanlar stres analizi yazılım programı ile bilgisayar üzerinde elde edilir [110]. Piyasada ticari olarak satılan sonlu elemanlar analiz programlarının birçoğunda ağ yapısı otomatik bir şekilde oluşturulabilmektedir. Kullanıcının sadece yapı ve analiz ile ilgili eleman tipini, mekanik özelliklerini, sınır koşullarını ve yüklemeleri tanımlaması yeterlidir [109].

Sonuçların değerlendirilmesi

Sonlu elemanlar stres analizi sonucunda elde edilen değerler varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucunda ortaya çıktığı için bu değerlerin istatistiksel analizi yapılamamaktadır. Elde edilen basma, çekme ve Von Mises stres miktarları ve dağılımlarına bakılarak değerlendirme yapılır. En yüksek çekme stresleri maksimum asal gerilmeleri, en yüksek basma stresleri ise minimum asal gerilmelerini ifade eder. Artı değerler çekme streslerini, eksi değerler ise basma streslerini belirtmektedir. Sayısal çözümleme sonunda her yük durumu için modelin herhangi bir noktasındaki tüm gerilmeler, gerinimler ve yer değiştirmeler bulunur [80].

Bu tez çalışmasında, mandibular 1. molar diş bölgesine yerleştirilen aynı implant markasına ait farklı tasarımlardaki titanyum implantlar üzerine yerleştirilen, alt yapısı zirkonya ve lityum disilikat olan veneerlenmiş 2 farklı kron ve zirkonya, lityum disilikat, rezin nano seramik esaslı 3 monolitik kronda; vertikal ve oblik yükler altında implant, implant çevresindeki kortikal kemik, trabeküler kemik, alt yapı ve üst yapılarda oluşan en yüksek çekme, basma ve von Mises stres dağılımlarının incelenmesi ve karşılaştırılması amaçlanmıştır.



3. MATERİYAL METOT

Bu çalışma, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda ve Ay Tasarım Ltd. Şti. (Ankara, Türkiye)'de gerçekleştirildi.

Çalışmada; mandibular 1. molar bölgeye iki farklı tasarıma sahip titanyum implant yerleştirilerek üzerine 3 farklı monolitik ve 2 farklı alt yapı üzerine veneer uygulanan toplam beş implant destekli sabit protez tasarlandı. Bu çalışmada, implant destekli sabit protezlerin, farklı doğrultuda uygulanan yükler altında oluşan stres dağılımlarının üç boyulu sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle incelenmesi amaçlandı. Bu amaçla, implantlarda, implantların çevresindeki kortikal, trabeküler kemikte ve üst yapılarda oluşan basma, çekme ve von Mises stresleri miktarları ve dağılımları saptanarak değerlendirildi.

3.1. Çalışma Modellerinin Oluşturulması

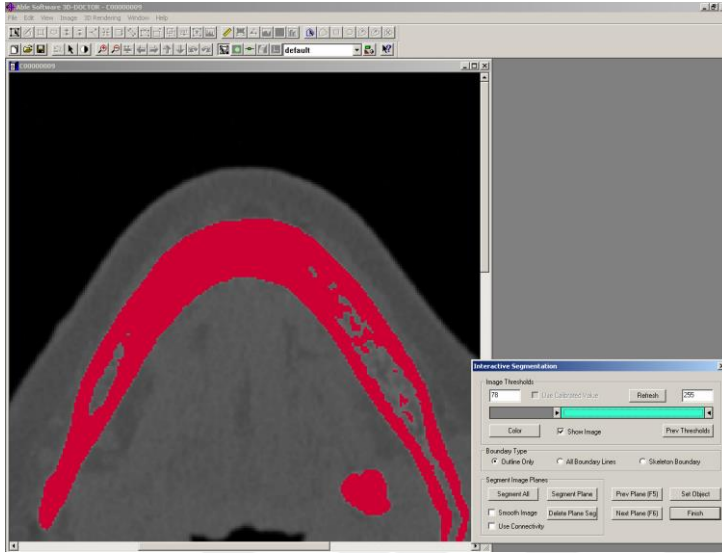
Çalışma modeli olarak bilgisayarlı tomografi yöntemi ile 0,2 mm.'lik kesitler alınarak oluşturulan mandibula modeli oluşturuldu. 3 boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için, Intel Xeon® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500 gb Hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayardan, (Activity 880, smart optics Sensortechnik GmbH, Bochum, Almanya) optik tarayıcı ile 3 boyutlu tarama cihazından, (Rhinoceros 4.0 Robert McNeel&Associates, USA) 3 boyutlu modelleme yazılımından ve Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, USA) analiz programından yararlanıldı.

3.1.1. Kullanılacak mandibula kesitinin hazırlanması

Mandibulaya ait geometrik modelin oluşturulması için İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Anatomi Bilim Dalı'ndan alınan kadavra alt çene kemiğinden yararlanıldı. Mandibula seçilirken Misch'in kemik hacmi sınıflaması dikkate alınarak kemik dikey boyutu 10 mm, bukkal-lingual yöndeki genişliği 5 mm'den fazla olan Divizyon A tipinde kemik seçimi yapıldı [13].

Çene kemiği, Konik Hüzme Işınlı Tomografide (ILUMA, Orthocad 3M Imtec, Oklahoma, USA) tarandı. Taramada 120 kvp, 3.8 mA'de 40 saniyelik tarama ile 601 kesit elde edildi.

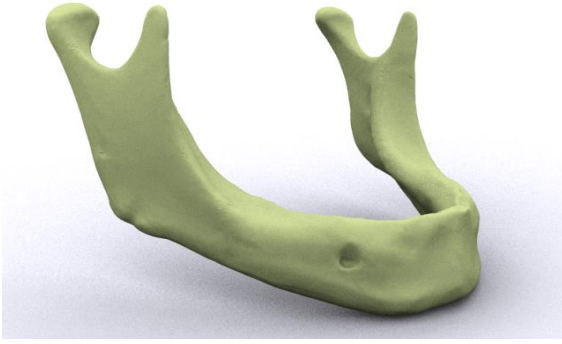
Hacimsel veriler, kesit aralığı 0,2 mm. olacak şekilde DICOM formatına dönüştürüldü. Elde edilen veriler 3D-Doctor (Able Software Corp. MA, USA) yazılımına aktarıldı.



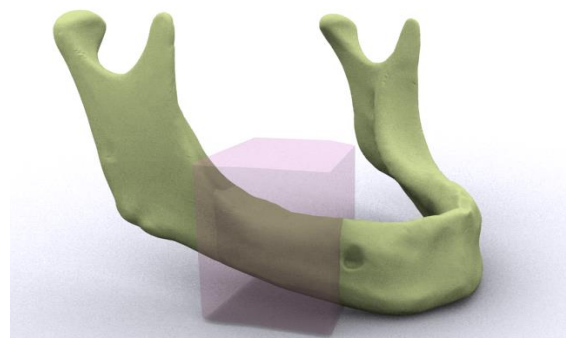
Resim 3.1. 3D-Doctor Yazılımı

3D-Doctor yazılımında kesitler üzerindeki kemik dokular “interactive segmentation” yöntemiyle ayrıştırıldı. Ayrıştırılan kesitler “Complex Render” yöntemiyle 3 boyutlu model haline getirildi. Modeller.stl formatında Rhinoceros 4.0 (Robert Mcneel & Associates USA) yazılımına aktarıldı.

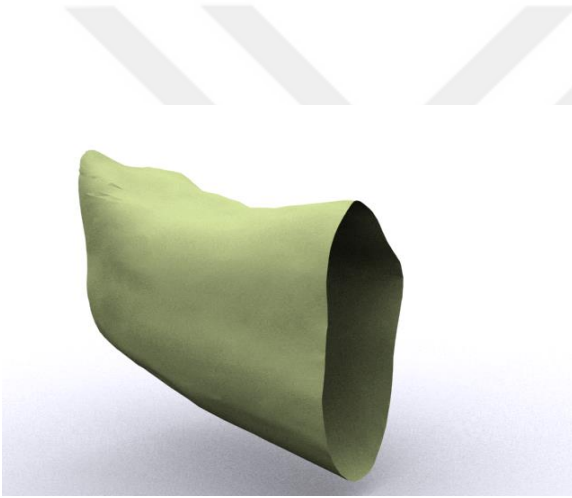
Mandibular posterior bölgede; yoğun trabeküler kemiği kaplayan kalın kortikal kemik tabakasından oluşan Tip 2 kemik bulunmaktadır [13]. Bu nedenle çalışmada, Lekholm ve Zarb’ın kemik kalite sınıflaması dikkate alınarak bu sınıflamada yer alan homojen Tip 2 kemik özelliğine uygun olacak şekilde mandibuler kemik oluşturuldu [111]. Yapılan çalışmada mandibulanın tümüne gereksinim olmadığından sadece gerekli bölgeler Boolean işlemi ile çıkarıldı. Bu aşamada bilgisayar, oluşturulan modelin sadece dış yüzeyini, kortikal kemiği, tanımaktadır. Trabeküler kemiğin oluşturulması için mandibulada oluşturmak istediğimiz kortikal kemik kalınlığı kadar (üstte 1,5 mm, bukkal ve lingual bölgede 1 mm) hacim ayırt edilerek trabeküler kemiğin sınırları belirlendi.



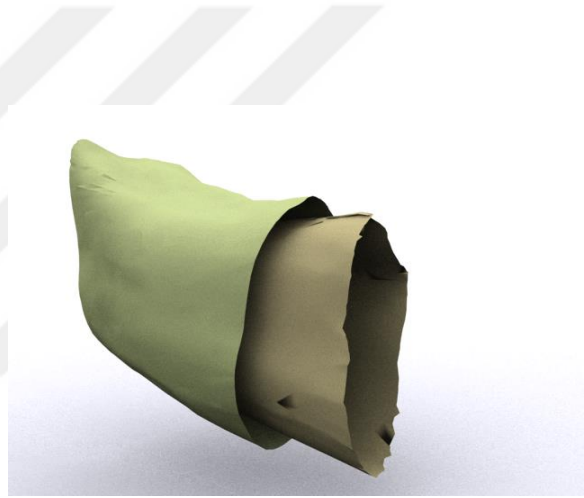
Resim 3.2. Oluşturulan mandibula modeli



Resim 3.3. Boolean işlemi ile mandibulada çalışılacak bölgenin ayrılması



Resim 3.4. Boolean işlemi ile hazırlanmış mandibula kesiti



Resim 3.5. Kortikal ve trabeküler kemik kesitinin görüntüsü

Çizelge 3.1. Kullanılan implant ve kron materyallerinin üretici firmaları ve özellikleri

	Firma	Özellikler
İmplant/ kısaltmalar		
Nobel Active (NAct)	Nobel Nobel Biocare AB, Gothenburg, İsveç	Boy: 10 mm Çap: 4,3 mm Vida adımı: 1,2 mm
Nobel Replace (NRep)	Nobel Nobel Biocare AB, Gothenburg, İsveç	Boy: 10 mm Çap: 4,3 mm Vida adımı: 0,71 mm
Kron / Kısaltmalar		
In-Coris TZI monolitik restorasyon (TZI)	Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya	Translüsant monolitik zirkonya
In-Coris ZI veneerlenmiş restorasyon alt yapı materyali (ZI)	Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya	Zirkonya
IPS e.max CAD monolitik restorasyon (IPSm)	Ivoclar Vivadent, Amherst, NY, ABD	Lityum disilikat cam seramik
IPS e.max CAD veneerlenmiş restorasyon alt yapı materyali (IPSv)	Ivoclar Vivadent, Amherst, NY, ABD	Lityum disilikat cam seramik
Lava Ultimate monolitik restorasyon (Lava)	3M ESPE, Seefeld, Almanya	Rezin nanoseramik
IPS e-max ceram üst yapı materyali (IPScer)	Ivoclar Vivadent, Amherst, NY, ABD	Florapatit cam seramik (veneerleme seramiği)

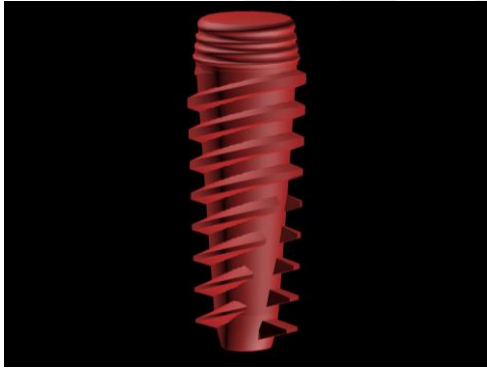
Bu çalışmada, Nobel (Nobel Biocare AB, Gothenburg, İsveç) firmasına ait 4,3 mm çapında ve 10 mm uzunluğunda 2 farklı tasarıma sahip titanyum implantlar kullanıldı. NAct ve NRep titanyum implant ve aynı firmaya ait düz (açısız) titanyum abutment modelleri Smartoptics tarayıcısında tarandı. Araştırmada kullanılan materyaller Çizelge 3.1’de belirtilmiştir.

Kullanılacak implantların yerleştirilmesi için öncelikle mandibulada bu dişlerin bulunması gereken bölgenin saptanması gereklidir. Anatomik oluşumların rehber alındığı mandibulada mental sinirin çıkış noktası olan foramen mentale referans noktası seçildi. İmplant lokalizasyonları foramen mentalenin lokalizasyonuna göre belirlendi. Analiz modellerinde boşlukların kapatılması gerektiği için mentalenin lokalizasyonu tomografik görüntüler

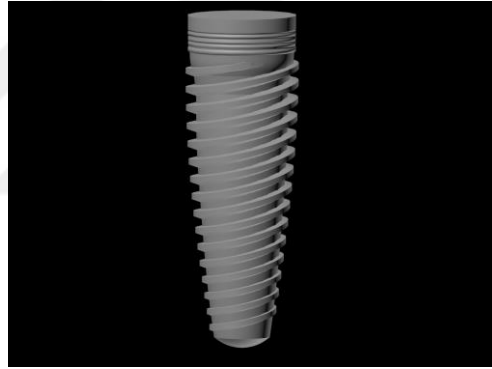
sayesinde saptandı. DICOM formatındaki tomografik kayıtlar üzerinde foramen mentalenin konumu bilgisayar ortamında işaretlendi. İşaretlenen bölgenin koordinatları 3 boyutlu koordinat sistemi yardımıyla geometrik olarak saptandıktan sonra, bu koordinatlar hazırlanan çene modeline aktarılarak foramen mentalenin konumu 3 boyutlu olarak lokalize edildi.

Foramen mentaleden çene kemiğinin tepe noktasına çizilen dik doğrunun, 2. premolar dişin kronunun mezial kenarından geçtiği düşünülerek kemik bölgesinin mezial sınırı belirlendi [112].

Tedarik edilen alçı modellerin Smartoptics tarayıcısı ile macro modda taraması yapıldı. Daha sonra elde edilen üç boyutlu veriler, Wheeler standartlarına göre Rhinoceros yazılımında modifiye edildi [112]. Diş modelleri istenen ölçülerde kron haline getirildi.



Resim 3.6. Nobel Active implant modeli

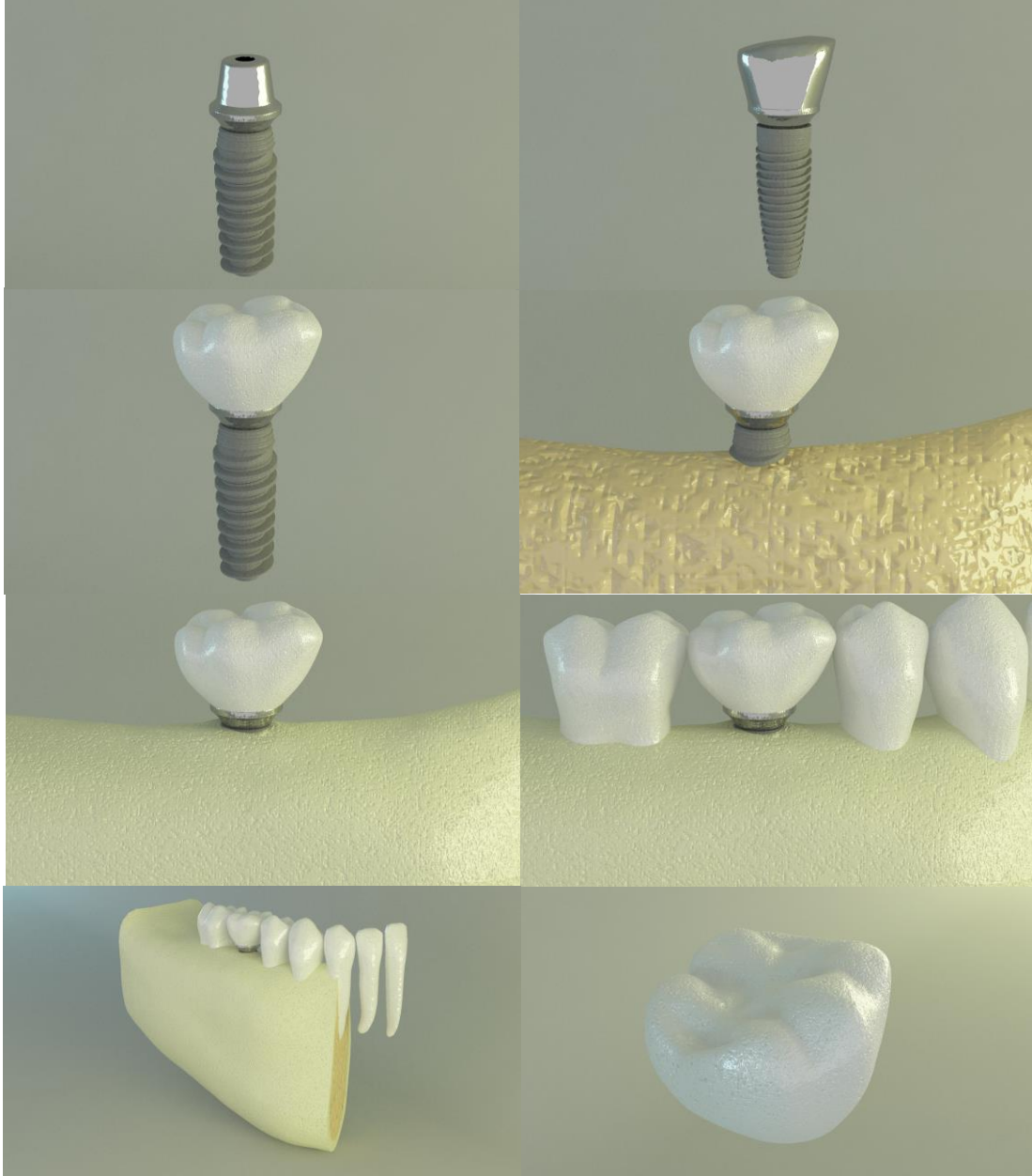


Resim 3.7. Nobel Replace implant

3.1.3. Kron tasarımlarının hazırlanması

İmplant üst yapıları her iki implant için 3 adet monolitik, 2 adet alt yapı üzerine veneer uygulanmış restorasyon olarak tasarlandı. Monolitik restorasyon materyali olarak; zirkonya, lityum disilikat cam seramik ve rezin nanoseramik alt yapı üzerine veneer uygulanmış restorasyonların alt yapıları; zirkonya ve lityum disilikat cam seramik olarak oluşturuldu. Her iki restorasyonun üst yapıları için ise florapatit cam seramik üst yapı porseleni modellendi. Monolitik olarak hazırlanan restorasyonlarda kron kalınlığı 1,5 mm olacak şekilde tasarlandı. Alt yapı üzerine veneer uygulanmış restorasyonlarda ise alt yapı kalınlığı 0,8 mm, üst yapı kalınlığı 0,7 mm olacak şekilde toplam 1,5 mm olarak hazırlandı. Araştırmada kullanılan materyaller Çizelge 3.1’de belirtildi.

Kronların modellenmesinde Wheeler Diş Anatomi Atlası'ndan [112] ve yapılan alçı model taramalarından yararlanıldı.



Resim 3.8. İmplantın mandibulada yerleşimi ve komşu dişlerle ilişkisi

3.2. Çalışma Modelleri

Çalışmada agresif yivli NAct, pasif yivli NRep iki farklı titanyum implant sistemi kullanıldı. Bu iki implantın üst yapısı monolitik olarak üç, veneerlenmiş olarak iki kron restorasyonu ile restore edilerek 10 farklı model oluşturuldu. Modellerde implant, abutment ve üst yapının

birbirinden ayrılmadığı varsayıldı. Siman film kalınlıkları gözardı edildi. İmplantlar ise çene kemiğine %100 osseoentegre olarak kabul edildi.

Çalışmada kullanılan model setleri ise:

Model 1: NAct-ZI

Nobel Active implant ve In-Coris ZI zirkonya alt yapı, IPS e.max ceram üst yapı

Model 2: NAct-IPSV

Nobel Active implant ve IPS e.max CAD alt yapı, IPS e.max ceram üst yapı

Model 3: NAct-TZI

Nobel Active implant ve In-Coris TZI monolitik zirkonya kron

Model 4: NAct-IPSm

Nobel Active implant ve IPS e.max CAD monolitik lityum disilikat cam seramik kron

Model 5: NAct-Lava

Nobel Active implant ve Lava Ultimate monolitik rezin nanoseramik kron

Model 6: NRep-ZI

Nobel Replace implant ve In-Coris ZI zirkonya alt yapı, IPS e.max ceram üst yapı

Model 7: NRep-IPSV

Nobel Replace implant ve IPS e.max CAD alt yapı, IPS e.max ceram üst yapı

Model 8: NRep-TZI

Nobel Replace implant ve In-Coris TZI monolitik zirkonya kron

Model 9: NRep-IPSm

Nobel Replace implant ve IPS e.max CAD monolitik lityum disilikat cam seramik kron

Model 10: NRep-Lava

Nobel Replace implant ve Lava Ultimate monolitik rezin nanoseramik kron

3.2.1. Modellerin katı cisme dönüştürülmesi

Dişler, implantlar, abutmentlar ve implant üstü protezlerde yüzeyler tamamen kapalı olarak modellendi. Kortikal ve trabeküler kemikte ise implant birleşim bölgeleri ve modelin tüm kenarları kapatılarak ilgili sete tanımlandı.

Modeller, Algor yazılımına.stl şeklinde yüzey verisi olarak aktarıldı. Algor yazılımında modeller mümkün olabildiğince 10 düğüm noktalı (brick tipi) elemanlar kullanılarak katı modellere dönüştürüldü. 10 nodlu elemanların gerekli detaya ulaşamadığı durumlarda daha

az düğüm noktalı elemanlar kullanıldı. Bu modelleme tekniği sayesinde hesaplamayı kolaylaştırmak üzere mümkün olan en yüksek düğüm noktalı elemanlar ile en yüksek kalitede ağ yapısı oluşturulmasına çalışıldı. Oluşturulan modellerin düğüm ve eleman sayıları Çizelge 3.2’de gösterildi.

Çizelge 3.2. Modellere ait düğüm ve eleman sayıları

	Düğüm Sayısı	Eleman Sayısı
Nobel Active	228515	1197434
Nobel Replace	223236	1085925

3.2.2. Modellerdeki yapıların materyal özelliklerinin tanımlanması

Modellerde kullanılan yapıların materyal özellikleri homojen, izotropik ve lineer elastik kabul edildi. Model setlerinde materyal özelliklerini belirlemek üzere elastik modülü ve poisson oranları girildi. Bu değerler Çizelge 3.3’te gösterilmiştir.

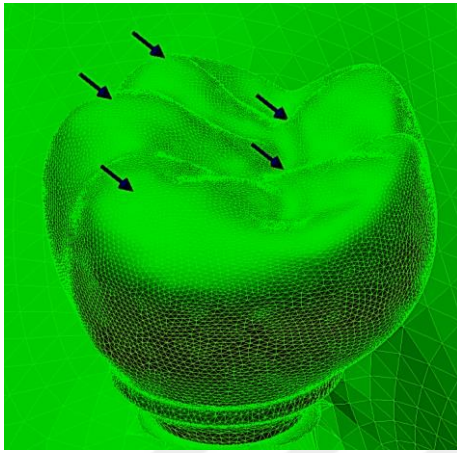
Çizelge 3.3. Modellerde kullanılan materyaller ve mekanik özellikleri

Malzeme	Elastik Modülü (E)	Poisson Oranı (V)	Kaynaklar
Kortikal Kemik	13,7 GPa	0,30	[113, 114]
Trabeküler Kemik	1,37 GPa	0,30	[113, 114]
Titanyum İmplant	110 GPa	0,35	[113, 115]
In-Coris TZI	144 GPa	0,35	[116]
In-Coris ZI	210 GPa	0,26	[117]
IPS e.max CAD	95 GPa	0,23	[118]
IPS e-max ceram	68 GPa	0,24	[118]
Lava Ultimate	12,8 GPa	0,30	[119]

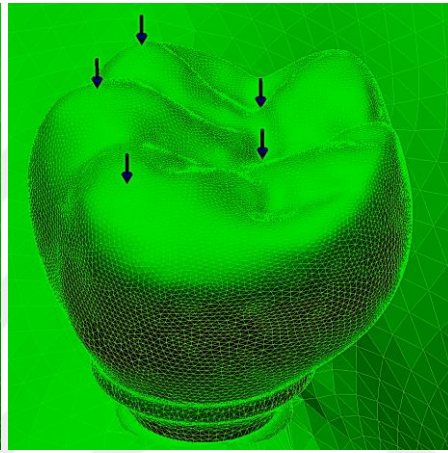
3.3. Sınır ve Yükleme Koşulları

Çalışmada kullanılan modellerin tümünde, mandibulanın kortikal kemiğin alt kenarındaki düğüm noktaları x, y, z yönlerinde yer değiştirme ve rotasyonlara izin verilmeyecek şekilde sabitlendi. Ayrıca komşu dişleri yansıtabilecek şekilde, dişin mezial ve distal temas noktalarının mezio-distal hareketleri sınırlandırıldı.

Çalışmada benzer çalışmalar değerlendirilerek iki farklı ısırma kuvveti uygulandı. Bu kuvvetler; implantın uzun eksenine doğrultusunda vertikal ısırma kuvveti (F_d) ve implantın uzun eksenine ile 45 derecelik açı yapan oblik ısırma kuvveti (F_o)'dır [120-126]. Vertikal ve oblik yük miktarı 40 N (toplam 200 N) olarak beş ayrı noktadan uygulandı [120, 127]. Bu değerler Meriske Stern ve diğerlerinin yaptığı çalışmadaki optimum ısırma kuvvetleri baz alınarak saptandı [128]. Kuvvet uygulama noktaları tüberkül fossa ilişkisinde mandibular 1. moların karşıt dişle olan temas noktalarına göre (distal fossa, santral fossa, bukkal tüberkül tepelerinden) belirlendi [127].



Resim 3.9. Vertikal yükleme



Resim 3.10. Oblik yükleme

3.4. Stres Değerlerinin Hesaplanması ve Sonuçların Değerlendirilmesi

Çalışmada vertikal ve oblik yüklemeler sonucunda modellerde meydana gelen en yüksek basma, çekme ve von Mises stres değerleri ile bu streslerin dağılımları incelendi.

Üç boyutlu elemanda en büyük stres değeri, bütün makaslama stres bileşenlerinin “sıfır” olduğu durumda oluşmaktadır. Bir eleman bu durumda olduğunda basma ve çekme streslerine asal gerilme (principle stress) denir. Von Mises stresleri ise çekilebilir malzemeler için, şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanır. Bir yapının belirli bir bölümündeki iç enerji, belirli bir sınır değerini (Yield noktası) aşarsa, yapı bu noktada şekil değiştirir [91]. Kırılgan materyaller için asal gerilme değerleri önemlidir; çünkü $P_{max.}$, en yüksek gerilme dayanıklılığından (ultimate tensile stress) büyük ya da ona eşit olduğunda veya $P_{min.}$, en yüksek sıkışma dayanıklılığından (ultimate compressive stress) büyük ya da ona eşit olduğunda başarısızlık meydana gelir. Kemik üzerindeki streslerin

değerlendirilmesinde genellikle asal stresler kullanılır. Von Mises stres değeri, implant ve zirkonya materyalinde oluşan stres değerlerinin incelenmesinde yararlıdır. Bu streslerin tanımlanması, potansiyel implant kırılması ve kemik atrofi görülebilecek bölgelerin işaretçisidir [9].

Oluşan streslerin karşılaştırılmasını kolaylaştırmak için, her stres değerinin farklı renklerle gösterildiği bir değer skalası tanımlandı. Bulguları gösteren tüm görüntülerde; aynı yükleme ve aynı bölgedeki stres değerlerinin incelendiği şekillerde stres değerleri aynı skalayla gösterildi.

Yüklemelerden sonra oluşan stresleri incelemek için lingual ve bukkal yüzden görüntüler elde edildi. Analiz sonucunda elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu ortaya çıktığı için istatistiksel analizler yapılmadı. Bu nedenle çalışmada meydana gelen en yüksek stres miktarları ve dağılımları değerlendirildi.

4. BULGULAR

Çalışmada; 10 farklı modelde; vertikal ve oblik olmak üzere iki farklı yükleme altında, kortikal kemikte, trabeküler kemikte, implantlarda, alt yapı ve üst yapılarda oluşan çekme ve basma stresleri ve Von Mises stresleri değerlendirildi. Analiz sonuçlarında artı değerler çekme ve Von Mises streslerini, eksi değerler ise basma streslerini belirtmektedir. Elde edilen bulgular; ilgili alanlardaki stresleri gösteren şekiller ve streslerin yoğun olarak gösterdiği alanlarda belirlenenen noktasal değerleri içeren grafiklerle sunuldu. En yüksek stres değerlerinin belirlenmesi, kullanılan materyallerinin yükleme altındaki dayanımını belirlemek açısından önemlidir. İnsan kortikal kemiğinin en yüksek (ultimate) dayanım kapasitesi, çekme stresleri için 121-135 MPa arasında, basma stresleri için ise 167-205 MPa arasındadır [129]. Çalışmada elde edilen en yüksek stres değerlerinin kortikal kemiğin dayanım kapasitesini aşmadığı belirlendi.

Stres dağılımlarını gösteren kesit görüntülerinin sol üst tarafındaki skaladan (bilgisayar programında stres miktarlarını kolay yorumlayabilmek için renk skalası), renklere göre sayısal olarak stres değerleri görülebilmektedir. Şekillerde her renk bir stres aralığını (MPa) temsil etmektedir.

Sol üst köşede yer alan skaladaki renklere göre, çekme stresleri ve von Mises stres değerleri maviden kırmızıya doğru artmaktadır. Basma stresleri ise negatif değerlerle gösterilmektedir. Ancak basma streslerinin mutlak değerleri kullanılmaktadır. Basma stresleri için mavi değerler daha yüksek stresleri belirtmektedir.

4.1. Yüklemelere Göre Oluşan Çekme, Basma Ve Von Mises Stresleri Bulgularının Değerlendirilmesi

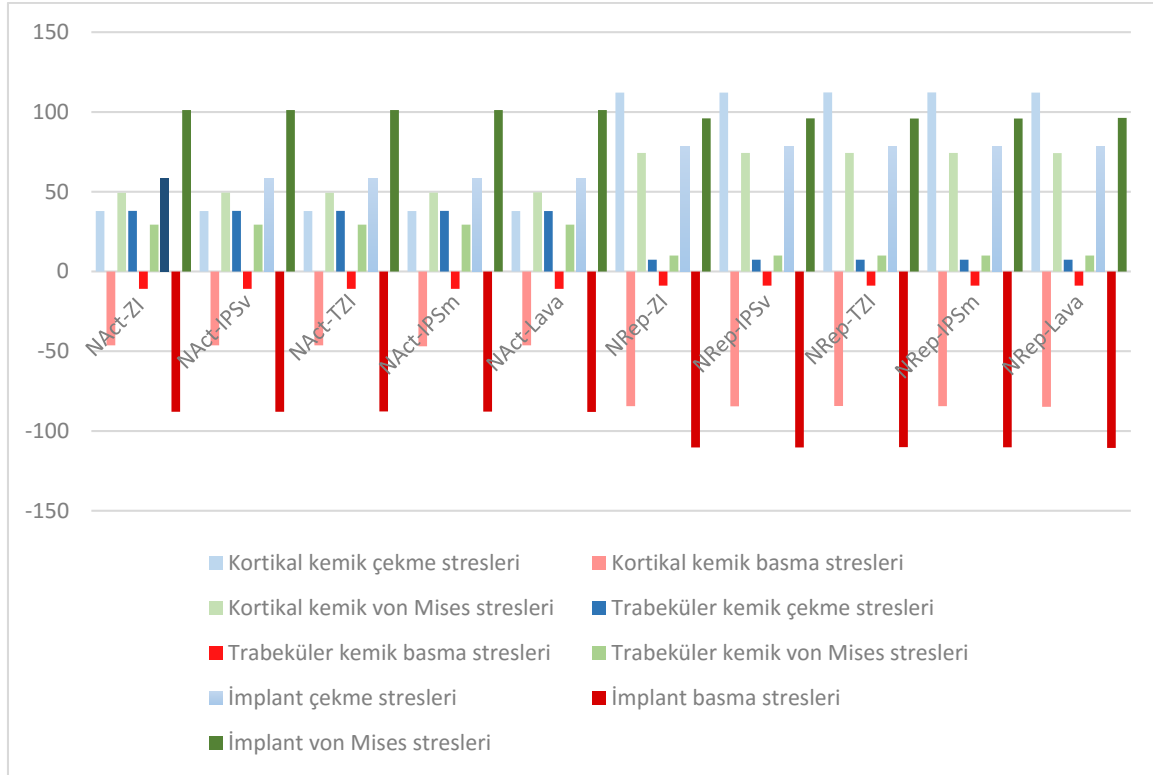
4.1.1. Vertikal yüklemede oluşan çekme, basma ve von Mises stresleri bulgularının değerlendirilmesi

Vertikal yüklemede bütün yapılarda oluşan stres bulguları Çizelge 4.1, Çizelge 4.2 ve Grafik 4.1, Grafik 4.2’de gösterildi. NAct modellerinde kortikal ve trabeküler kemikteki çekme stresleri arasında yakın değerler bulunurken NRep modellerde kortikal kemikteki çekme stresleri trabeküler kemikten daha yüksek bulundu. Bunun yanında basma ve von Mises

stresleri bütün modellerde kortikal kemikte trabeküler kemikten daha yüksek bulundu. NRep modellerinde kortikal kemikte oluşan çekme, basma ve von Mises stres değerlerinin NAct modellerinden yüksek olduğu görülürken, trabeküler kemikte NAct modellerinin stres değerlerinin NRep modellerinden yüksek olduğu tespit edildi. En yüksek von Mises stres değerlerinin ise implant bünyesinde olduğu belirlendi.

Çizelge 4.1. Vertikal Yüklemede Kortikal Kemik, Trabeküler Kemik, İmplantlarda Oluşan Çekme, Basma ve Von Mises Stres Değerleri

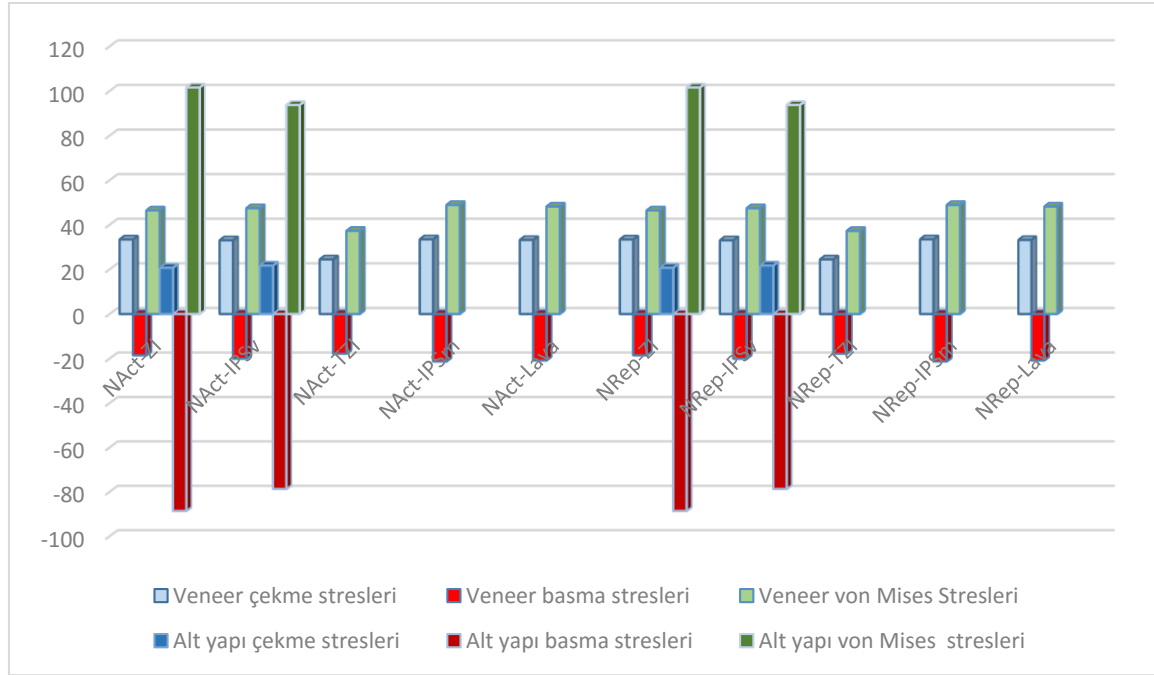
	Kortikal Kemik			Trabeküler Kemik			İmplant		
Model	Çekme Stresleri	Basma Stresleri	Von Mises Stresleri	Çekme Stresleri	Basma Stresleri	Von Mises Stresleri	Çekme Stresleri	Basma Stresleri	Von Mises Stresleri
NAct-ZI	37,86	-46,27	49,36	37,97	-10,83	29,37	58,46	-87,90	101,26
NAct-IPSV	37,87	-46,28	49,42	37,96	-10,83	29,37	58,39	-87,90	101,25
NAct-TZI	37,87	-46,27	49,33	37,98	-10,83	29,37	58,43	-87,79	101,24
NAct-IPSm	37,88	-46,88	49,40	37,97	-10,83	29,37	58,39	-87,83	101,25
NAct-Lava	37,86	-46,30	49,66	37,93	-10,83	29,34	58,16	-88,05	101,20
NRep-ZI	112,18	-84,47	74,31	7,39	-8,83	9,96	78,27	-110,29	96,02
NRep-IPSV	112,18	-84,52	74,30	7,39	-8,83	9,96	78,26	-110,30	96,03
NRep-TZI	112,25	-84,38	74,35	7,40	-8,83	9,96	78,28	-110,13	95,85
NRep-IPSm	112,22	-84,46	74,32	7,39	-8,83	9,96	78,27	-110,20	95,92
NRep-Lava	112,13	-84,80	74,26	7,38	-8,82	9,95	78,19	-110,59	96,34



Grafik 4.1. Vertikal Yüklemede Kortikal Kemik, Trabeküler Kemik, İmplantlarda Oluşan Çekme, Basma ve Von Mises Stres Değerleri

Çizelge 4.2. Vertikal Yüklemede Veneer ve Alt Yapılarda Oluşan Çekme, Basma ve Von Mises Stres Değerleri

	Veneer			Alt yapı		
	Çekme Stresleri	Basma Stresleri	Von Mises Stresleri	Çekme Stresleri	Basma Stresleri	Von Mises Stresleri
NAct-ZI	33,41	-18,52	46,44	20,72	-88,60	101,57
NAct-IPsv	33,06	-20,07	47,44	21,73	-78,72	93,71
NAct-TZI	24,48	-17,80	37,28			
NAct-IPSm	33,48	-21,30	48,89			
NAct-Lava	33,18	-20,84	48,20			
NRep-ZI	33,41	-18,52	46,44	20,72	-88,60	101,57
NRep-IPsv	33,06	-20,07	47,44	21,73	-78,72	93,71
NRep-TZI	24,48	-17,80	37,27			
NRep-IPSm	33,48	-21,30	48,89			
NRep-Lava	33,18	-20,84	48,20			



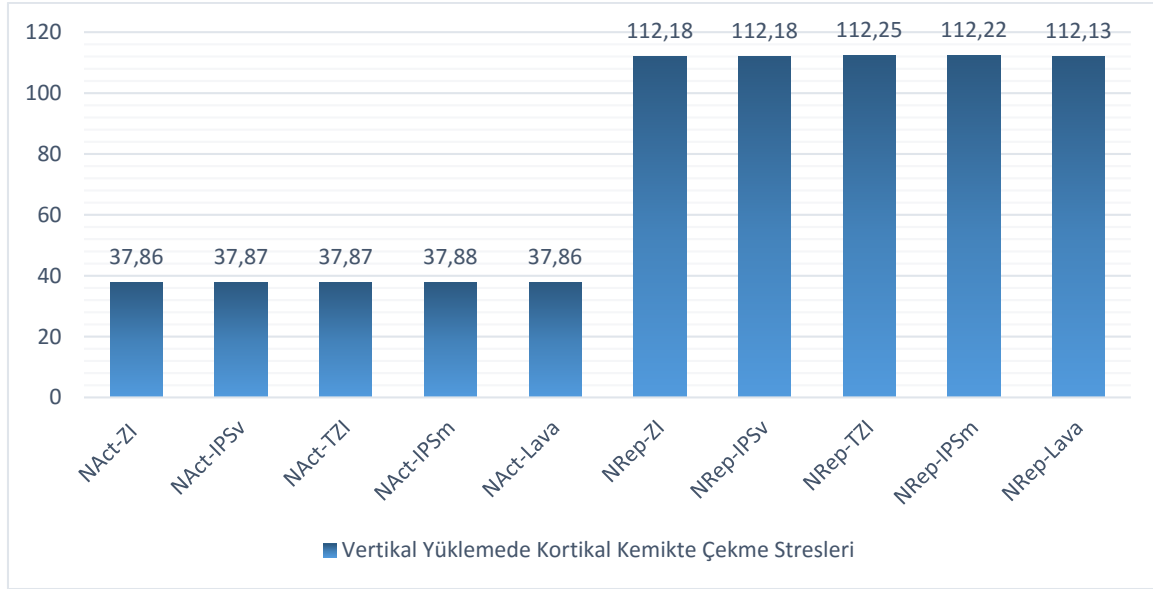
Grafik 4.2. Vertikal yüklemde veneer ve alt yapılarda oluşan çekme, basma ve von Mises stres değerleri

Vertikal yüklemde oluşan çekme stresleri bulguları

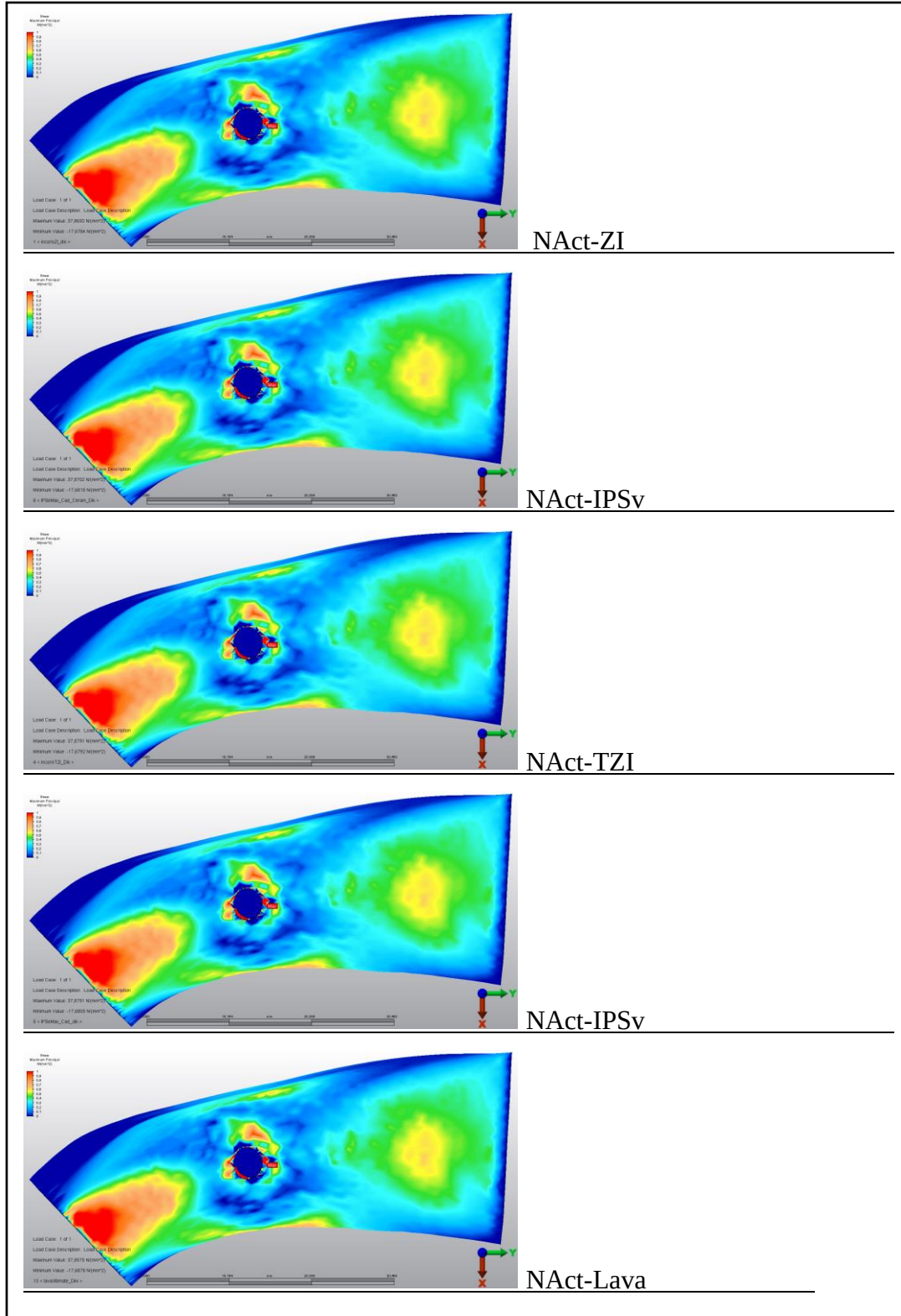
Vertikal Yüklemde Kortikal Kemikte Oluşan Çekme Stresleri Bulguları

Vertikal yüklemde, kortikal kemikte oluşan en yüksek çekme stresleri bulguları Grafik 4.3'te gösterildi. Bu yüklemde; en yüksek stres NRep-TZI modelinde 112,25 MPa olarak, en düşük değer ise NAct-ZI ve NAct-Lava modellerinde 37,86 MPa ölçüldü. NRep grubu implantların kullanıldığı modellerde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri NAct grubu implant modellerinden yüksek bulundu. NRep grubu implantların kortikal kemikte oluşturdukları çekme streslerine göre aralarındaki sıralama; NRep-TZI > NRep-IPSm > NRep-ZI = Rep-IPSm > NRep-Lava şeklinde saptandı. NAct grubu implantlar ise NAct-IPSm > NAct-TZI = NAct-IPSm > NAct-Lava = NAct-ZI şeklinde sıralama gösterdi.

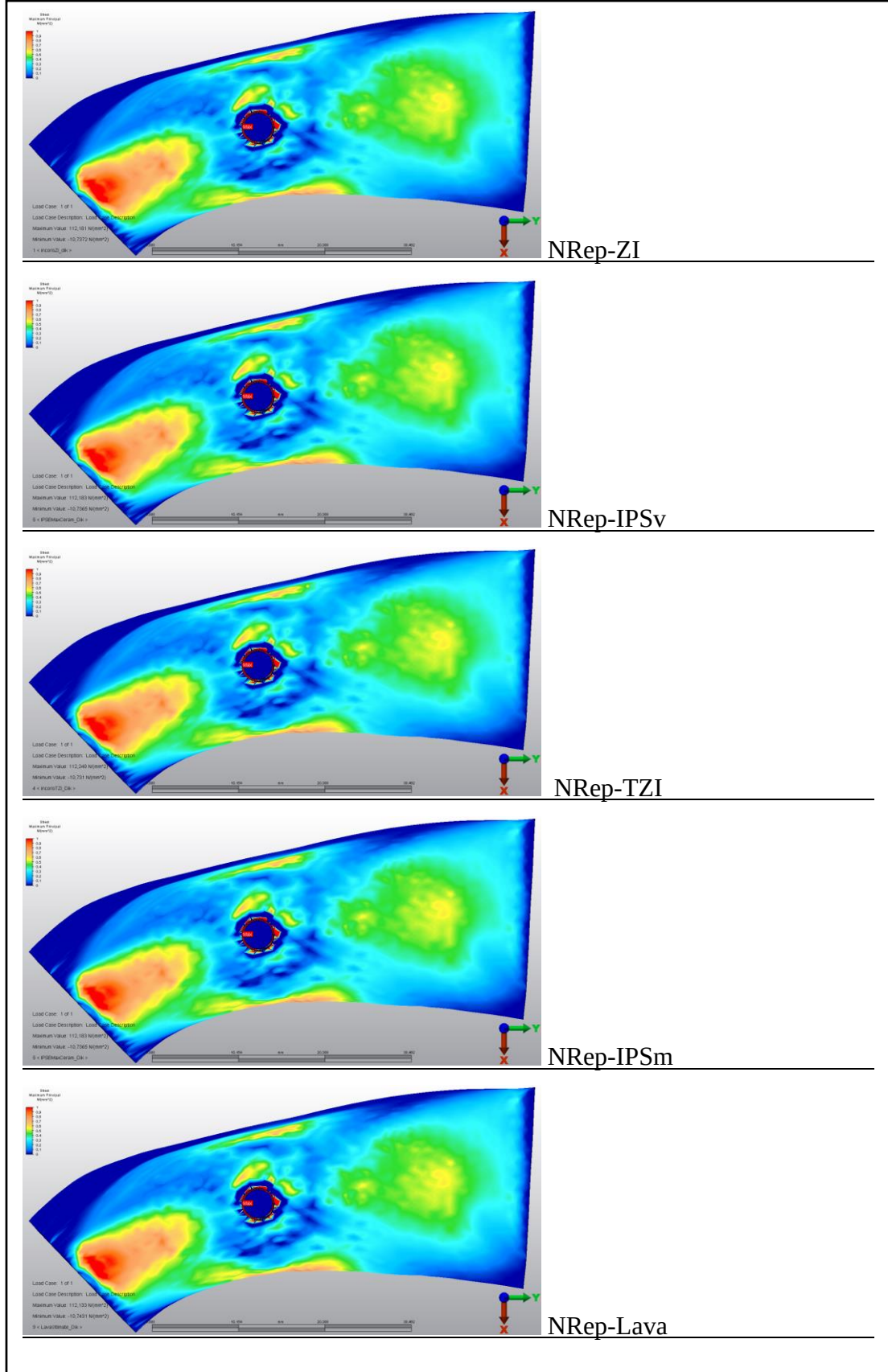
Bütün modellerdeki, çekme stresleri dağılımları Şekil 4.1 ve Şekil 4.2'te gösterildi. Bütün modellerde, kortikal kemikte çekme stresleri dağılımlarının lingual bölgeye oranla bukkal bölgede yoğunlaştığı belirlendi.



Grafik 4.3. Vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri



Resim 4.1. Vertikal yüklemde NAct modellerde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri bulguları

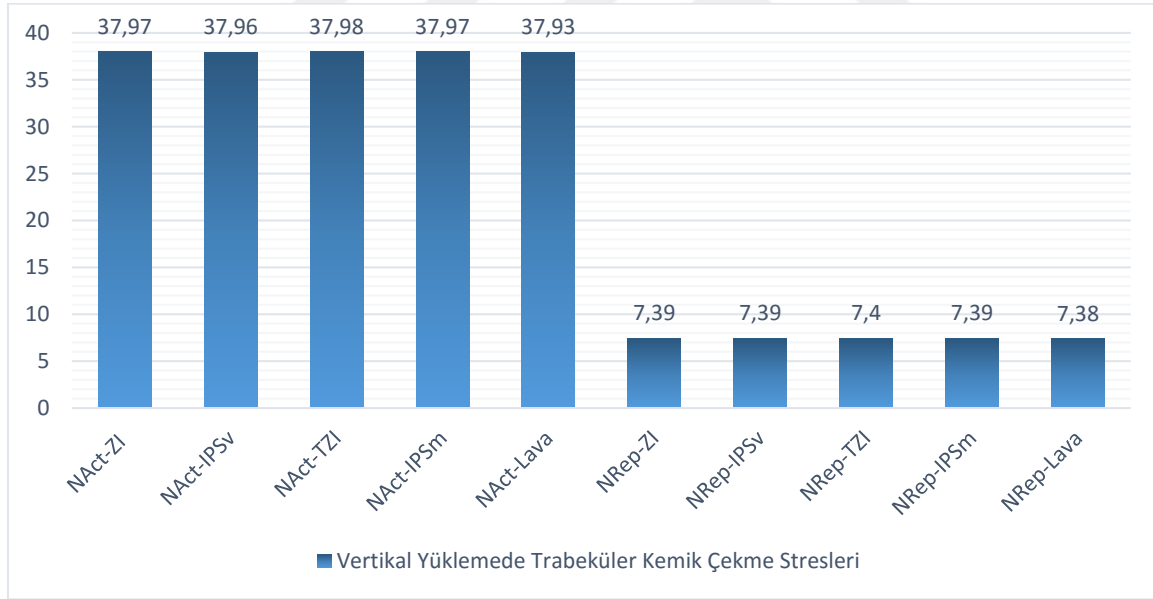


Resim 4.2. Vertikal yüklemde NRep modellerde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri bulguları

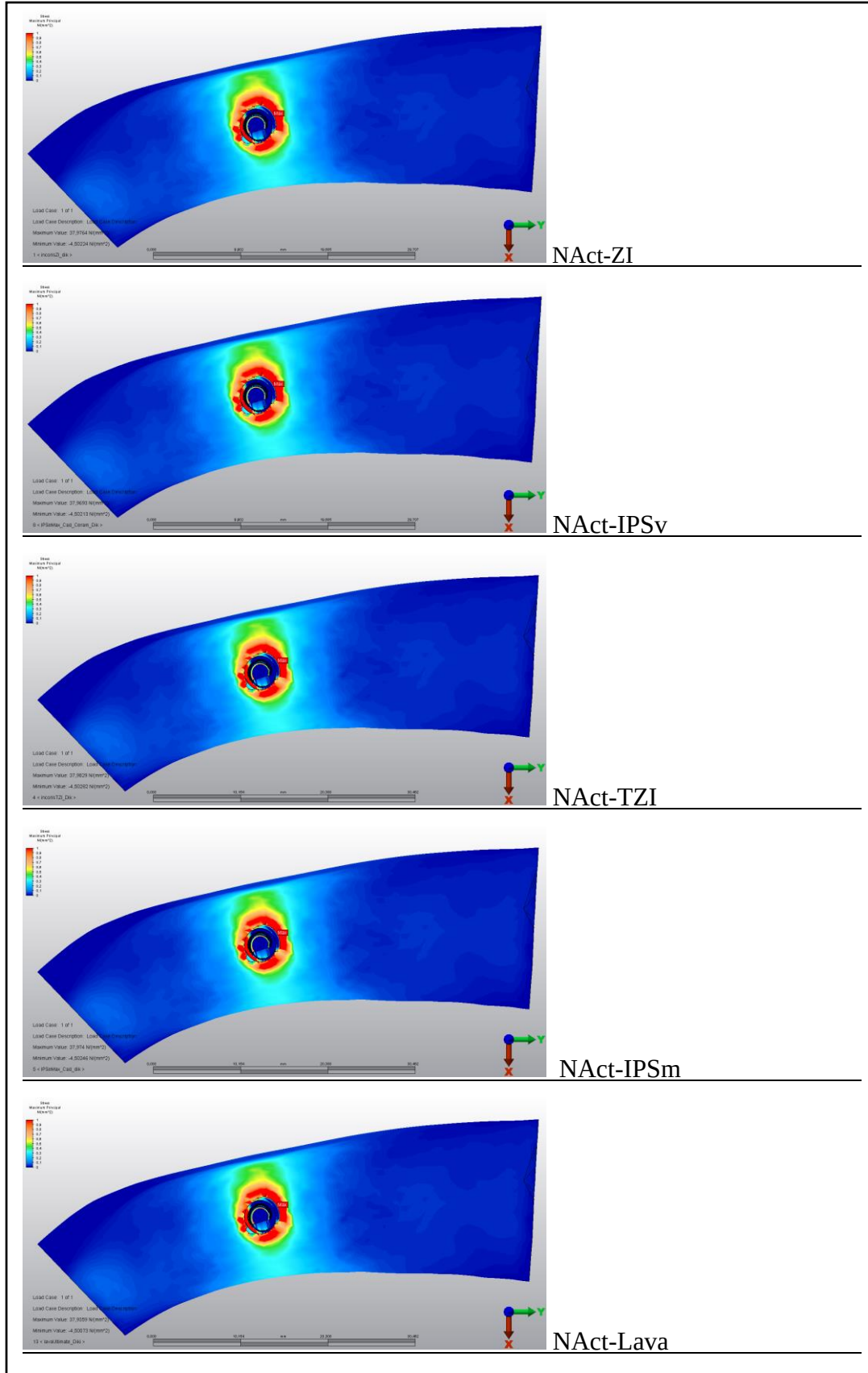
Vertikal yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri bulguları

Vertikal yüklemde, trabeküler kemikte oluşan en yüksek çekme stresleri bulguları Grafik 4.4'te gösterildi. NAct modellerinin trabeküler kemikteki çekme stresi bulguları NRep modellerinden yüksek bulundu. Vertikal yüklemde; en yüksek değer NAct-TZI modelinde 37,98 MPa olarak, en düşük değer ise NRep-Lava modelinde 7,38 MPa olarak bulundu. NAct grubu implantların trabeküler kemikte oluşturdukları çekme streslerine göre aralarındaki sıralama; NAct-TZI > NAct-ZI = NAct-IPSm > NAct-IPSV > NAct-Lava şeklinde saptandı. NRep grubu implantlar ise NRep-TZI > NRep-IPSm = NRep-ZI = NRep-IPSV > NRep-Lava şeklinde sıralandı.

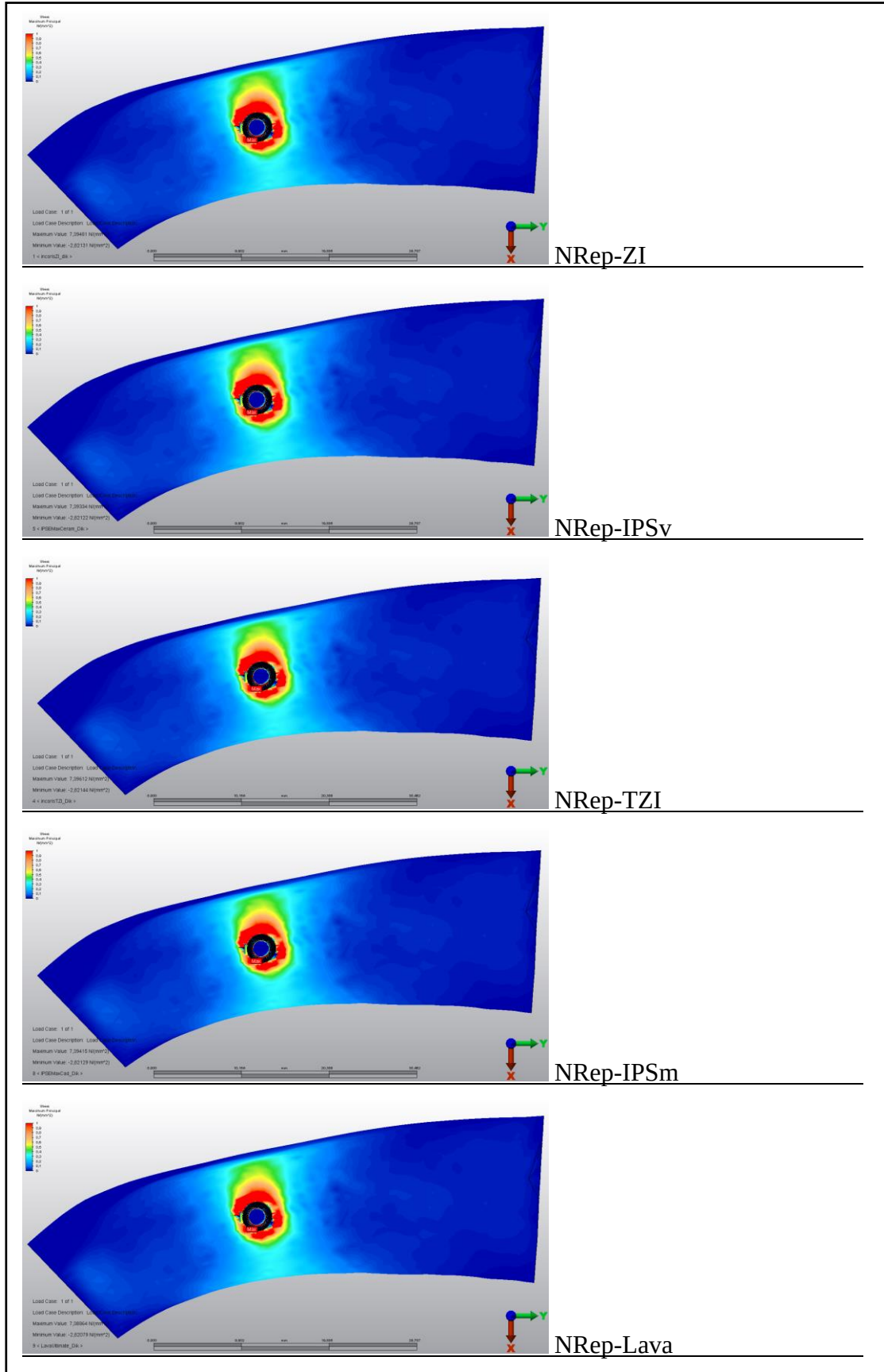
Bütün modellerdeki, çekme stresleri dağılımları Şekil 4.3 ve Şekil 4.4'te gösterildi. Bütün modellerde, çekme streslerinin implantın bukkal ve lingual bölgelerinde yoğunlaştığı belirlendi.



Grafik 4.4. Vertikal yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri



Resim 4.3. Vertikal yüklemde NAct modellerde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri

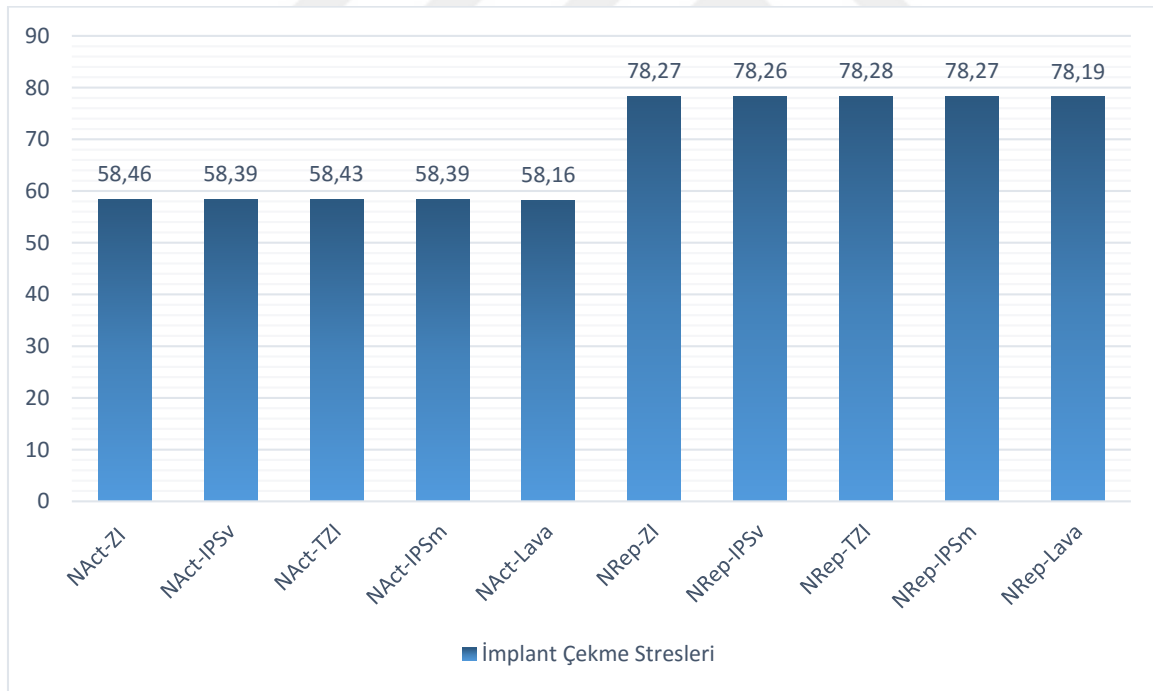


Resim 4.4. Vertikal yüklemde NRep modellerde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri

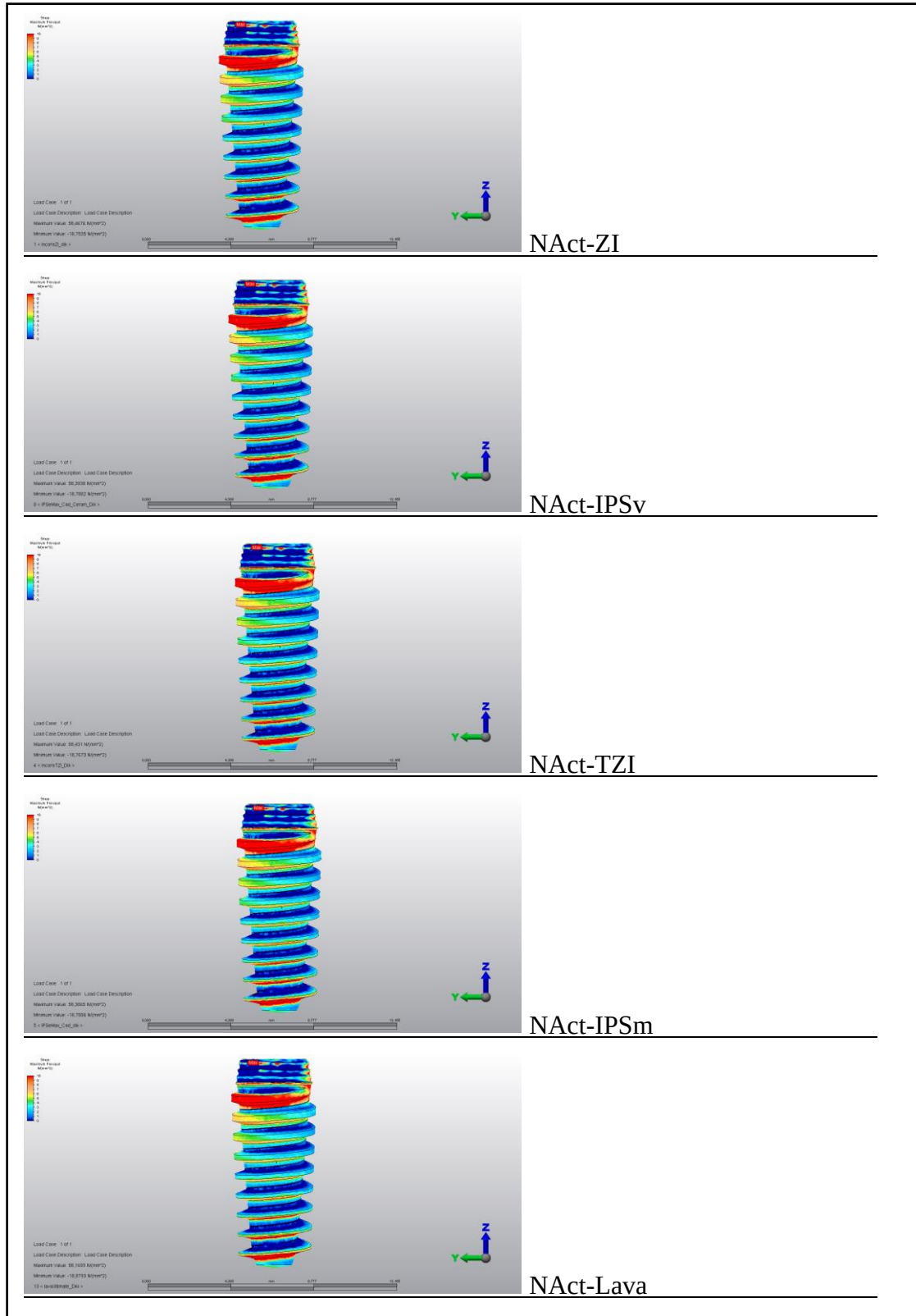
Vertikal yüklemde implantlarda oluşan çekme stresleri bulguları

Vertikal yüklemde, implantlarda oluşan en yüksek çekme stresleri bulguları Grafik 4.5'te gösterildi. NRep modellerinde implantlardaki çekme stresi bulguları NAct modellerinden yüksek bulundu. Bu yüklemde; en yüksek stres değeri NRep-TZI modelinde 78,28 MPa olarak, en düşük stres değeri ise NAct-Lava modelinde 58,16 MPa olarak bulundu. NRep grubu implantların trabeküler kemikte oluşturdukları çekme streslerine göre aralarındaki sıralama; NRep-TZI > NRep-IPSm = NRep-ZI > NRep-IPSV > NRep-Lava şeklinde saptandı. NAct grubu implantlar ise NAct-ZI > NAct-TZI > NAct-IPSm = NAct-IPSV > NAct-Lava şeklinde sıralandı.

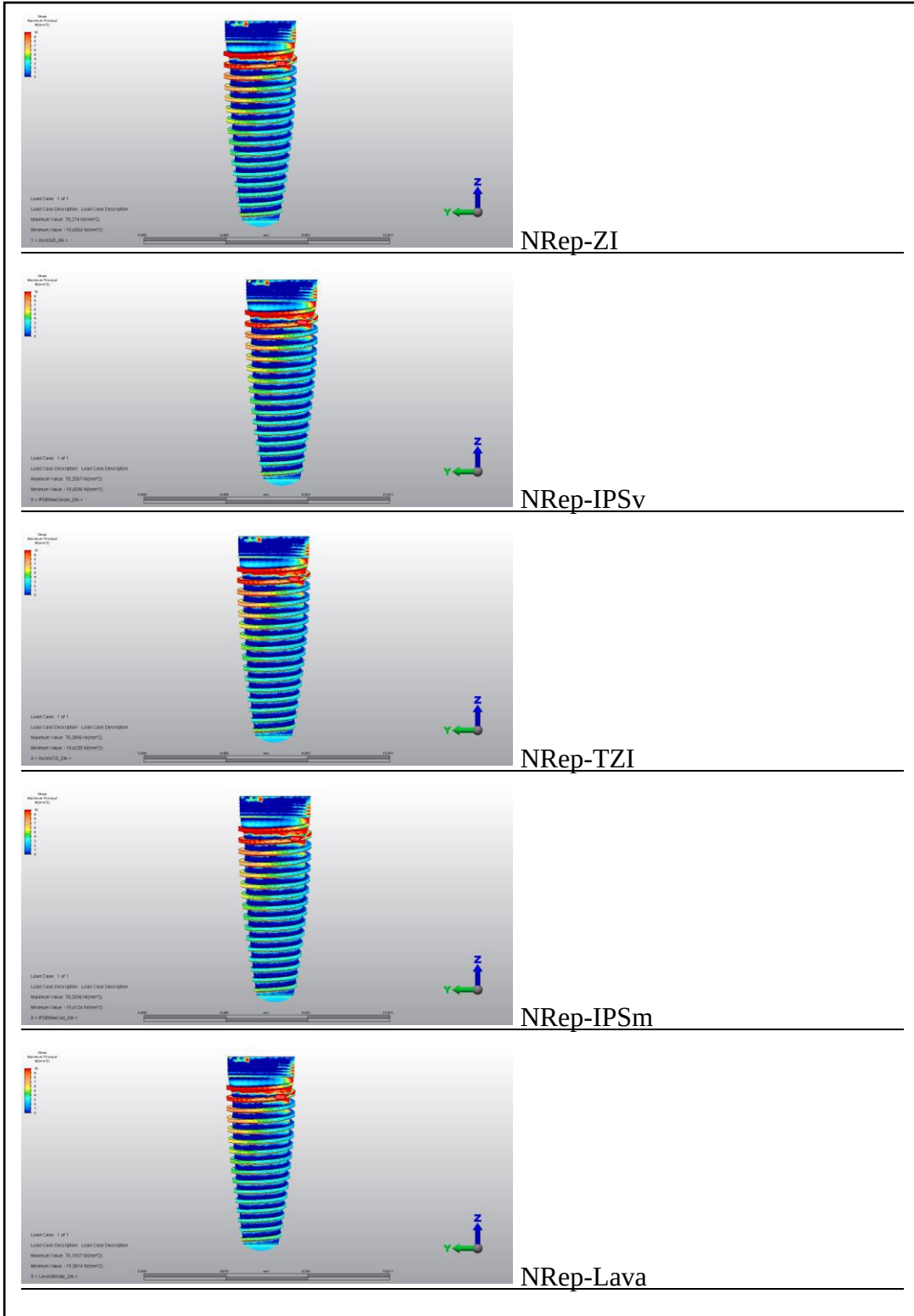
Bütün modellerde oluşan, çekme stresleri dağılımları Şekil 4.5 ve Şekil 4.6'da gösterildi. Bütün modellerde, çekme streslerinin implantın ilk yivlerinde ve apikalinde yoğunlaştığı belirlendi.



Grafik 4.5. Vertikal yüklemde implantlarda oluşan çekme stresleri



Resim 4.5. Vertikal yüklemde NAct implant modellerinde oluşan çekme stresleri



Resim 4.6. Vertikal yüklemde NRep implant modellerinde oluşan çekme stresleri

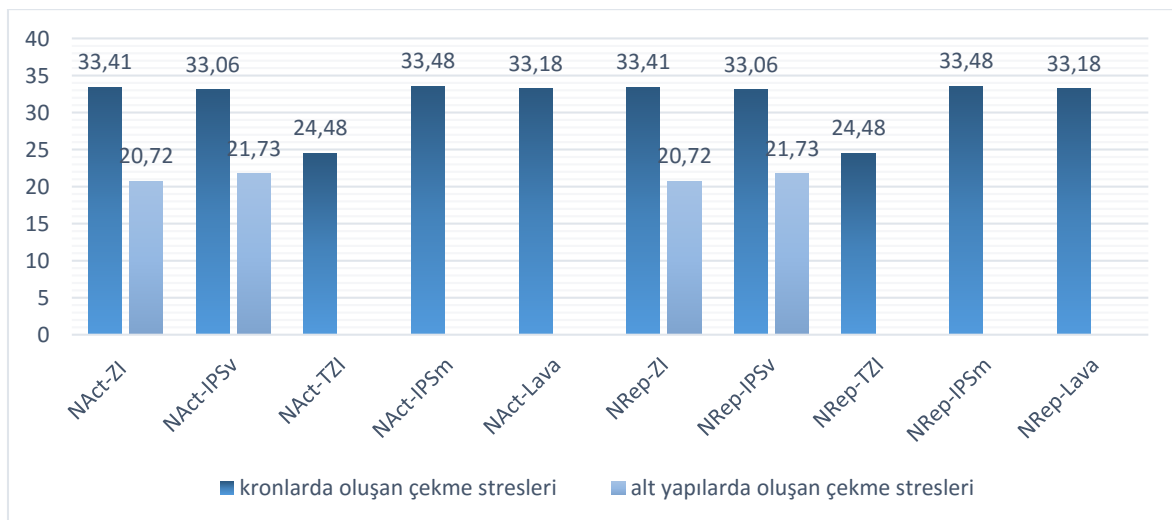
Vertikal yüklemde kronlarda oluşan çekme stresleri bulguları

Kronlarda en yüksek çekme stresleri yükleme nodlarında tespit edildi. Ancak bu nodlarda oluşan değerler karşılaştırma yapılabilecek stres değerleri olarak düşünülmediğinden, kronlarda oluşan çekme stresleri yükleme nodları elimine edildikten sonra alınan referans nodlardaki stresler ile karşılaştırıldı. Vertikal yüklemde, kronlarda oluşan çekme stresi bulguları Grafik 4.6'da gösterildi. Kronlarda oluşan çekme streslerinin implant tasarımından etkilenmediği görüldü. Bu yüklemde alt yapılarda NAct-IPSV ve NRep-IPSV modellerinde stres değeri 21,73 MPa olarak, NAct-ZI ve NRep-ZI modellerinde ise 20,72 MPa olarak bulundu. Veneerlerde stres değerleri NAct-ZI ve NRep-ZI modellerinde 33,41 MPa; NAct-IPSV ve NRep-IPSV modellerinde 33,06 MPa olarak tespit edildi.

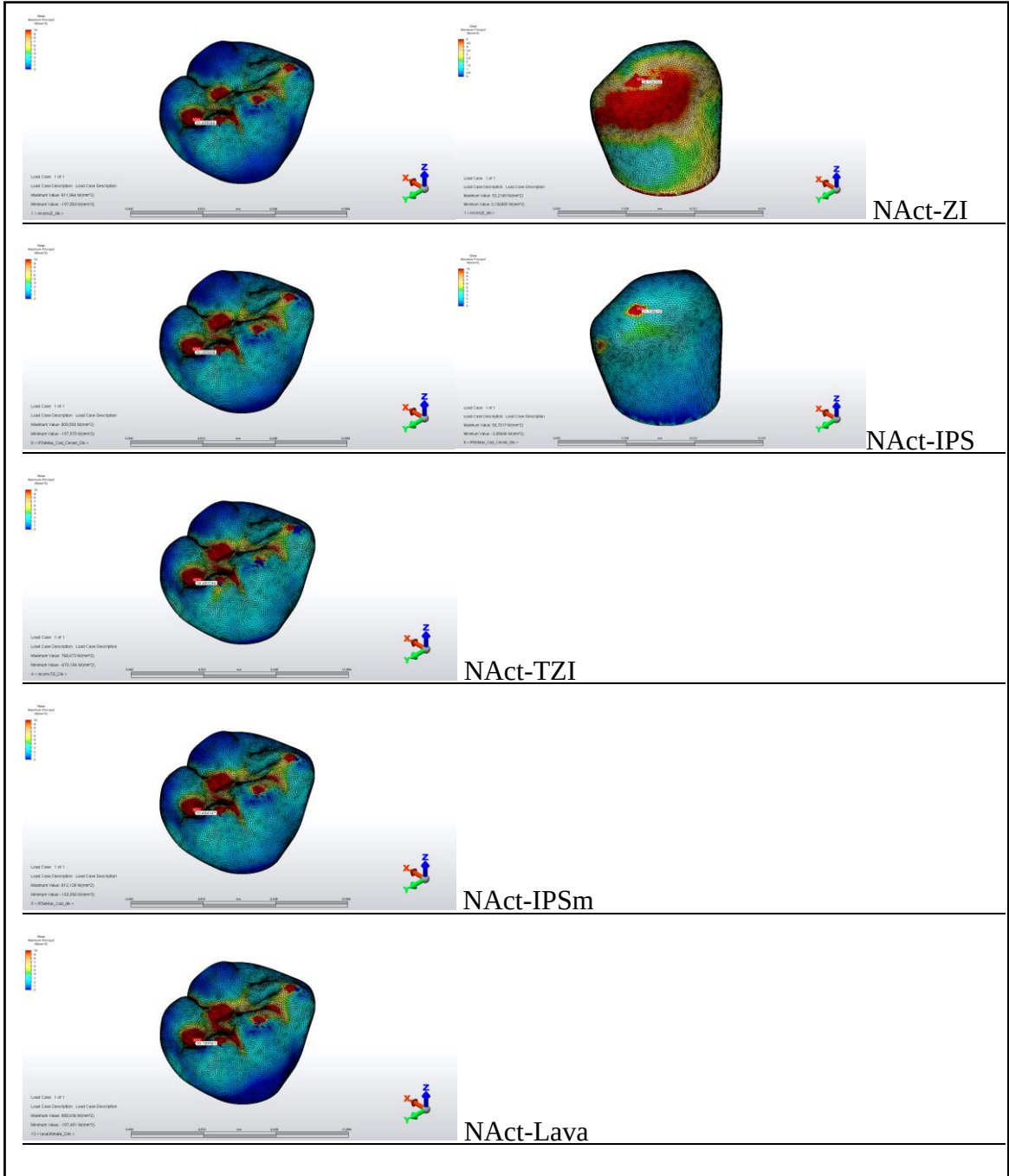
Monolitik restorasyonlar incelendiğinde çekme streslerinin kronlarda NAct-IPSm, NRep-IPSm modellerinde 33,48 MPa, NAct-Lava ve NRep-Lava modellerinde 33,18 MPa, NAct-TZI ve NRep-TZI modellerinde 24,48 MPa olduğu saptandı.

Bütün modellerde oluşan, çekme stresleri dağılımları Şekil 4.7 ve Şekil 4.8'de gösterildi. Bütün modellerde, çekme streslerinin veneerlerde ve monolitik restorasyonlarda yükleme bölgeleri olan tüberkül tepeleri ile fossalarda yoğunlaştığı, periferde doğru azaldığı görüldü.

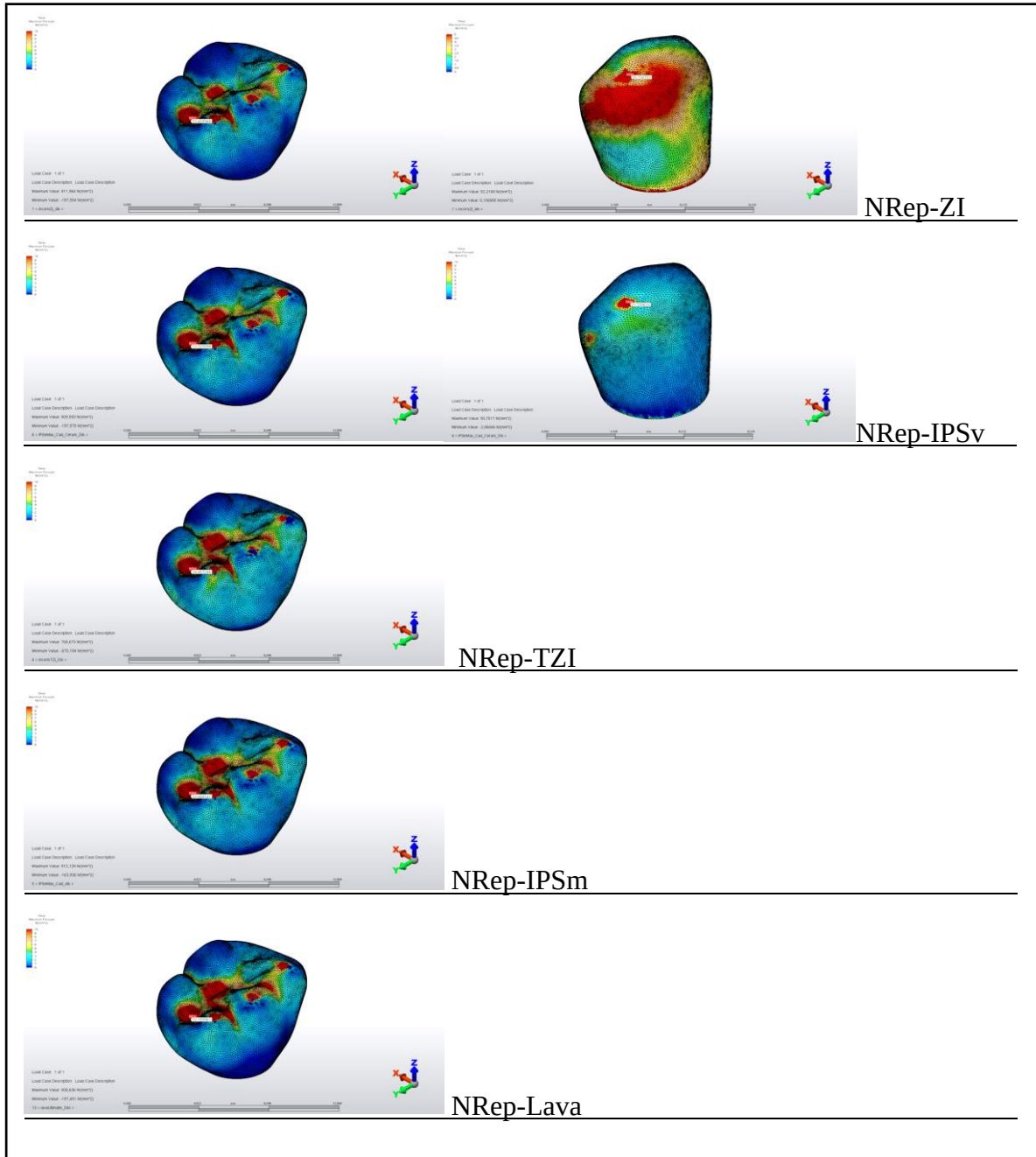
Zirkonya modellerde ve lityum disilikat cam seramik modellerde monolitik restorasyonlarda daha yüksek çekme stresi bulundu. Veneerlenmiş restorasyonlarda alt yapılarda IPSv modellerde ZI modellere göre daha fazla çekme stresi değerleri tespit edildi.



Grafik 4.6. Vertikal yüklemde kronlarda ve alt yapılarda oluşan çekme stresleri



Resim 4.7. Vertikal yüklemde NAct modellerde kronlarda oluşan çekme stresleri



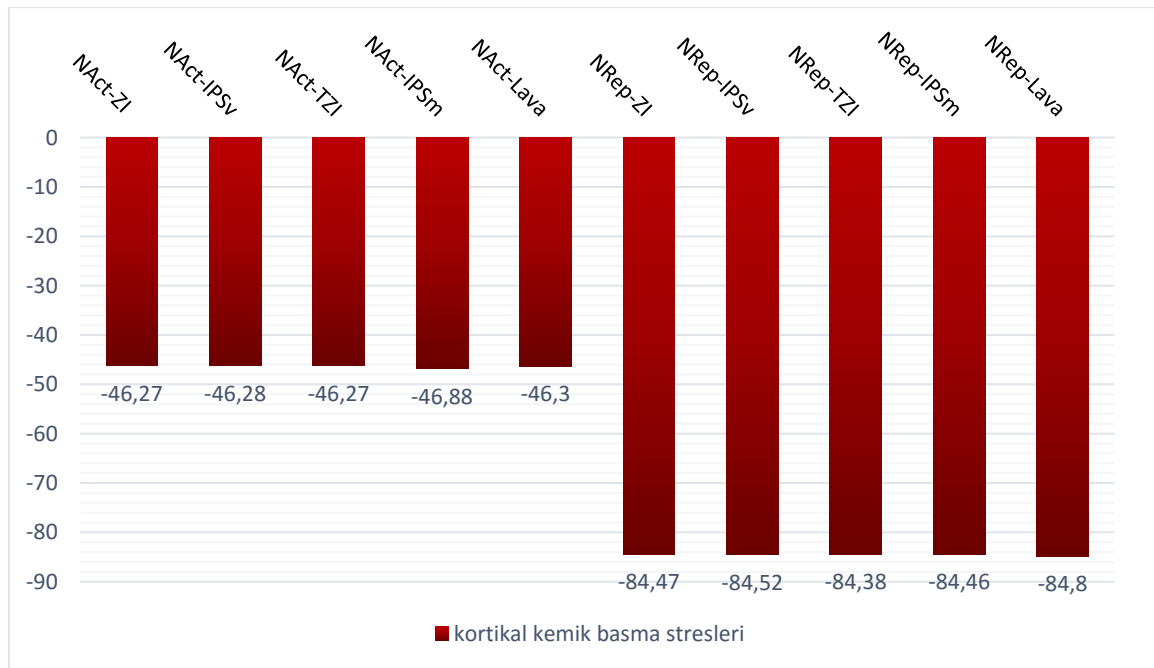
Resim 4.8. Vertikal yüklemde NRep modellerde kronlarda oluşan çekme stresleri

Vertikal yüklemde oluşan basma stresleri bulguları

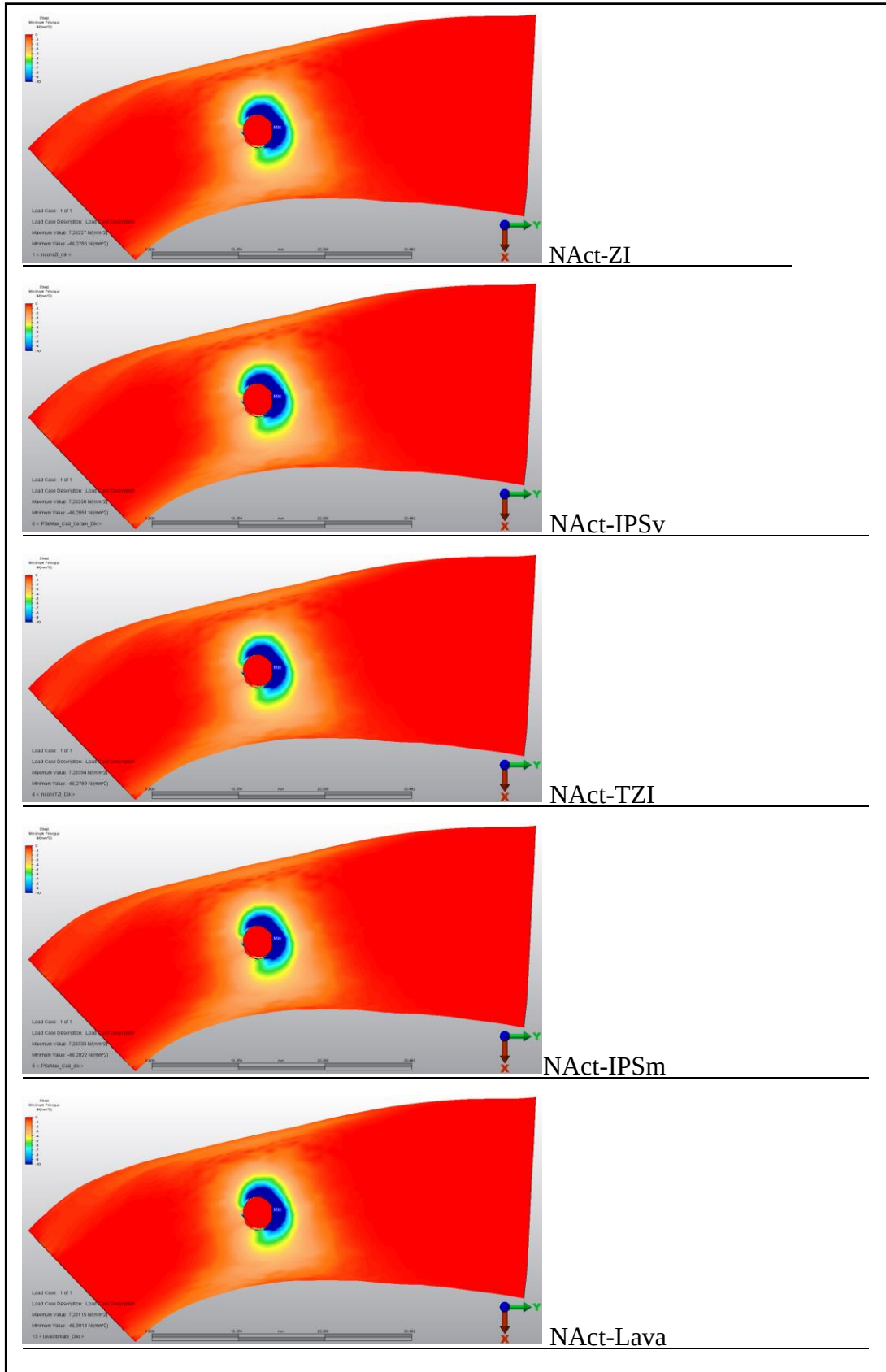
Vertikal Yüklemde Kortikal Kemikte Oluşan Basma Stresleri Bulguları

Vertikal yüklemde, kortikal kemikte oluşan en yüksek basma stresleri bulguları Grafik 4.7’de gösterildi. Kortikal kemikte basma stresi bulgularının NRep modellerinde NAct modellerinden yüksek olduğu saptandı. Bu yüklemde; en yüksek stres NRep-Lava modelinde -84,80 MPa olarak, en düşük değer ise NAct-ZI ve NAct-TZI modellerinde -46,27 MPa olarak ölçülmüştür. NRep grubu implantların kortikal kemikte oluşturdukları basma streslerine göre aralarındaki sıralama; NRep-Lava > NRep-IPSV > NRep-ZI > NRep-IPSm > NRep-TZI şeklinde saptanmıştır. NAct grubu implantlar ise NAct-IPSm > NAct-Lava > NAct-IPSV > NAct-TZI = NAct-ZI şeklinde sıralanmıştır.

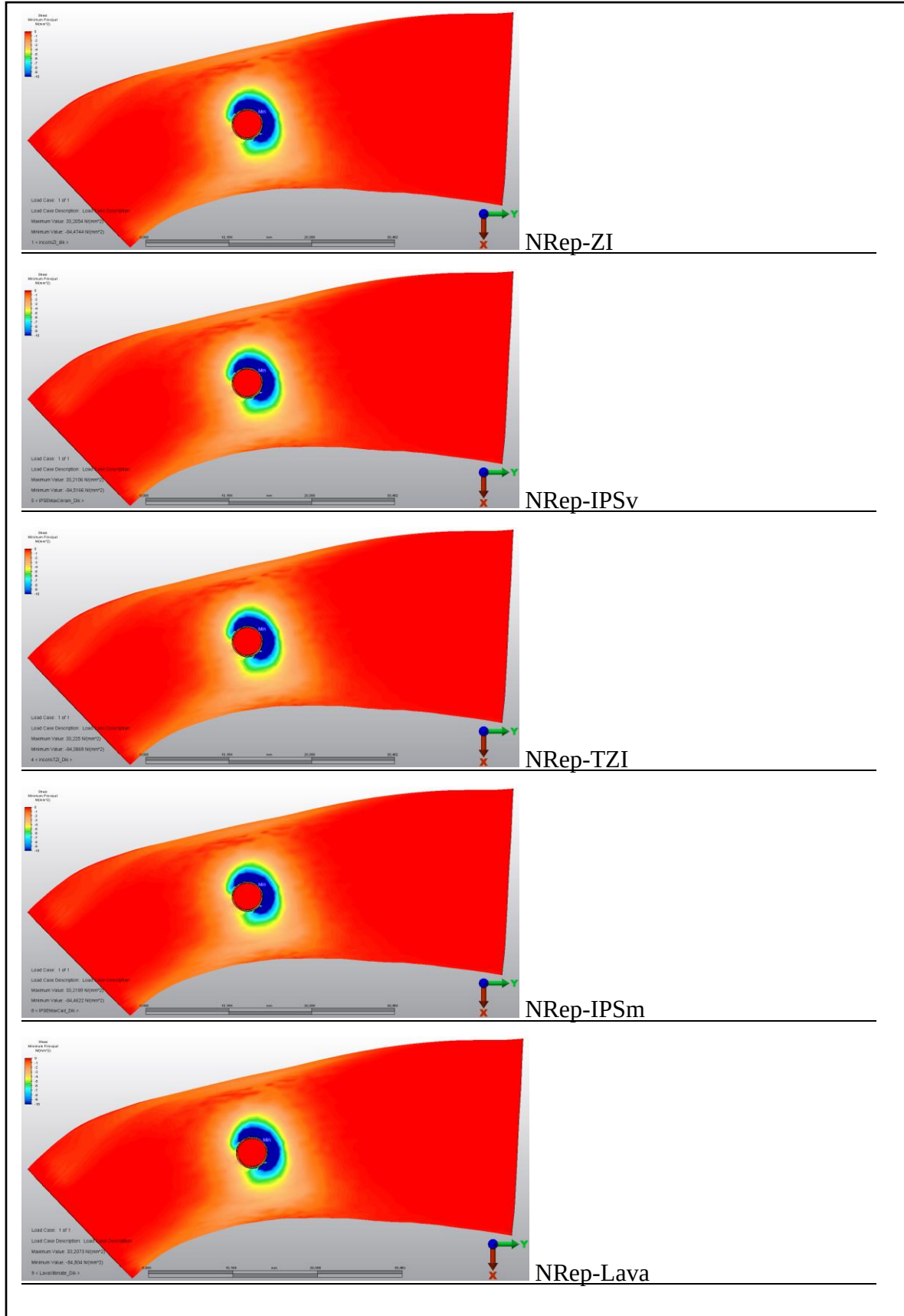
Bütün modellerde oluşan, çekme stresleri dağılımları Şekil 4.9 ve Şekil 4.10’da gösterildi. Bütün modellerde, kortikal kemikte basma streslerinin bukkal, lingual ve distal bölgelerde yoğunlaştığı belirlendi.



Grafik 4.7. Vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri



Resim 4.9. Vertikal yüklemde NAct modellerde kortikal kemikte oluşan basma stresleri

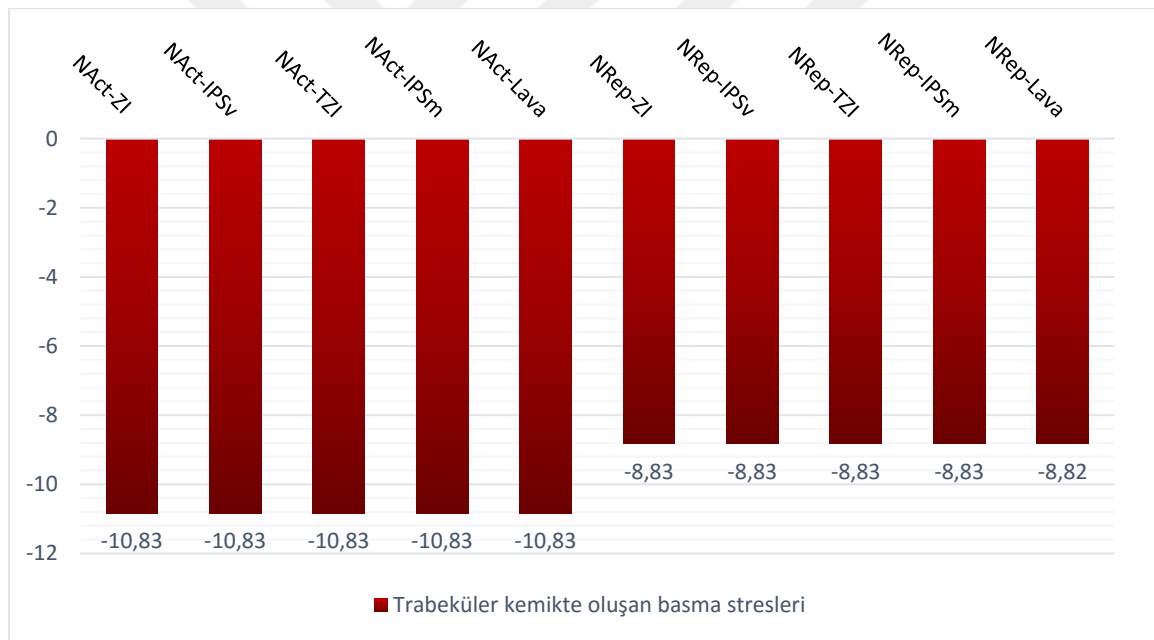


Resim 4.10. Vertikal yüklemde NRep modellerde kortikal kemikte oluşan basma stresleri

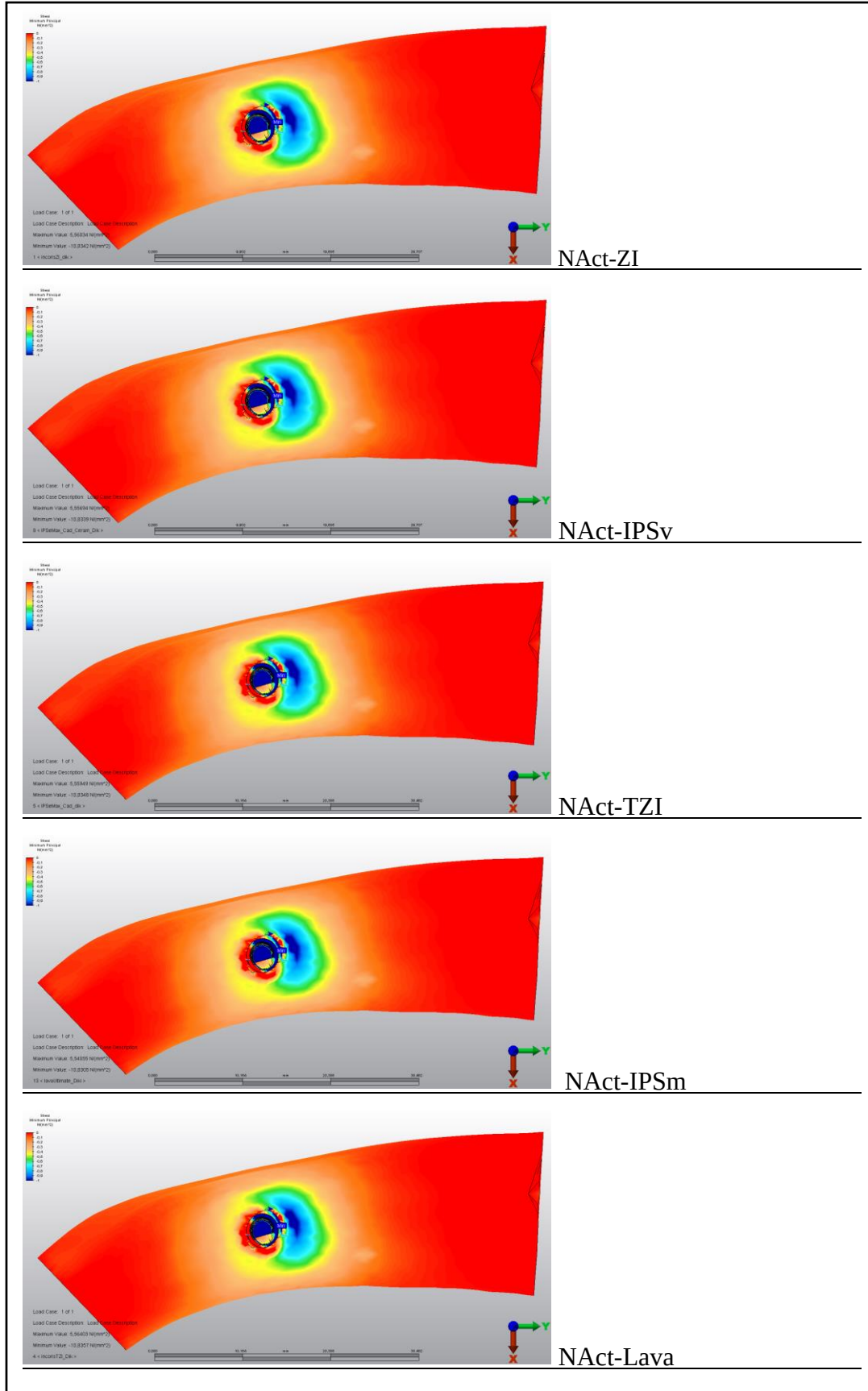
Vertikal Yüklemede Trabeküler Kemikte Oluşan Basma Stresleri Bulguları

Vertikal yüklemede, trabeküler kemikte oluşan en yüksek basma stresleri bulguları Grafik 4.8’de gösterildi. Vertikal yüklemede trabeküler kemikte NAct grubu implant modellerinde, NRep grubu implant modellerine göre daha yüksek basma stresleri tespit edildi. Modeller arasında üst yapıya bağlı olarak trabeküler kemikte basma streslerinde fark olmadığı saptandı. Bu yüklemede trabeküler kemikte en yüksek basma stresleri; NAct modellerde -10,83 MPa, en düşük NRep-Lava modelde -8,82 MPa olarak bulundu.

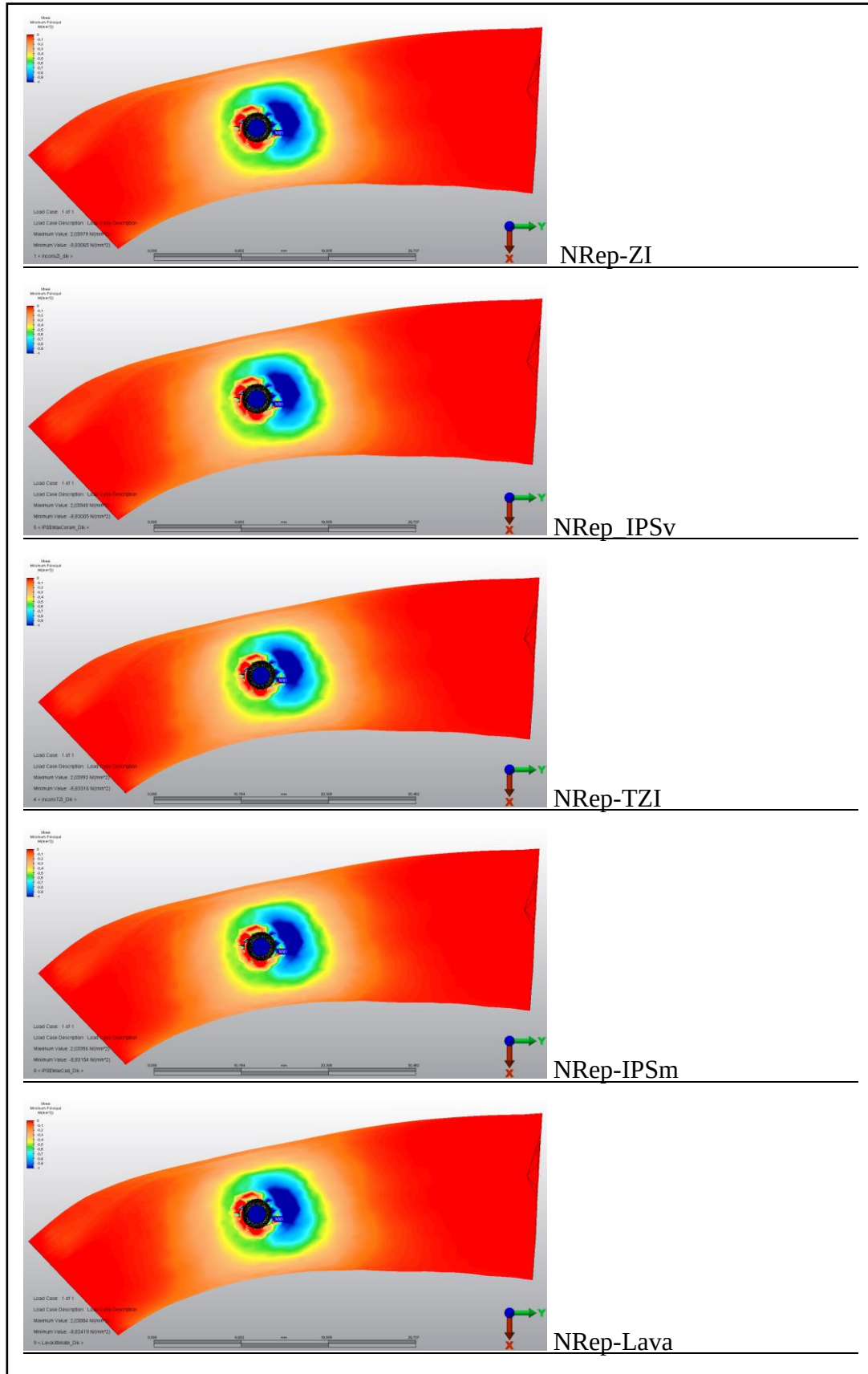
Bütün modellerde oluşan, çekme stresleri dağılımları Şekil 4.11 ve Şekil 4.12’de gösterildi. Trabeküler kemikte basma streslerinin distal bölgelerde yoğunlaştığı tespit edildi.



Grafik 4.8. Vertikal yüklemede trabeküler kemikte oluşan basma stresleri



Resim 4.11. Vertikal yüklemde NAct modellerde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri

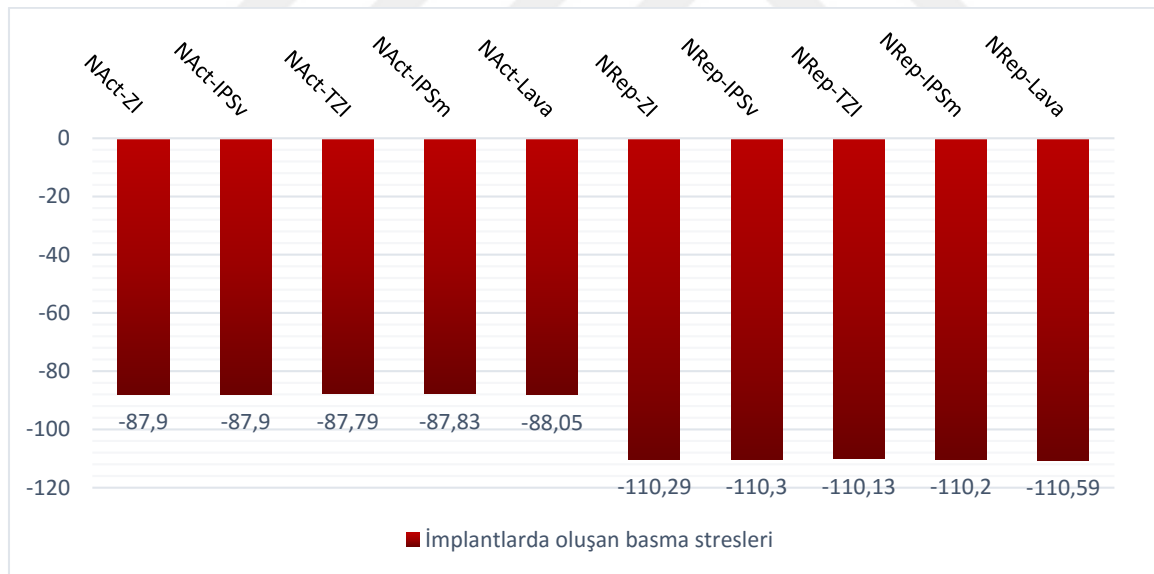


Resim 4.12. Vertikal yüklemede NRep modellerde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri

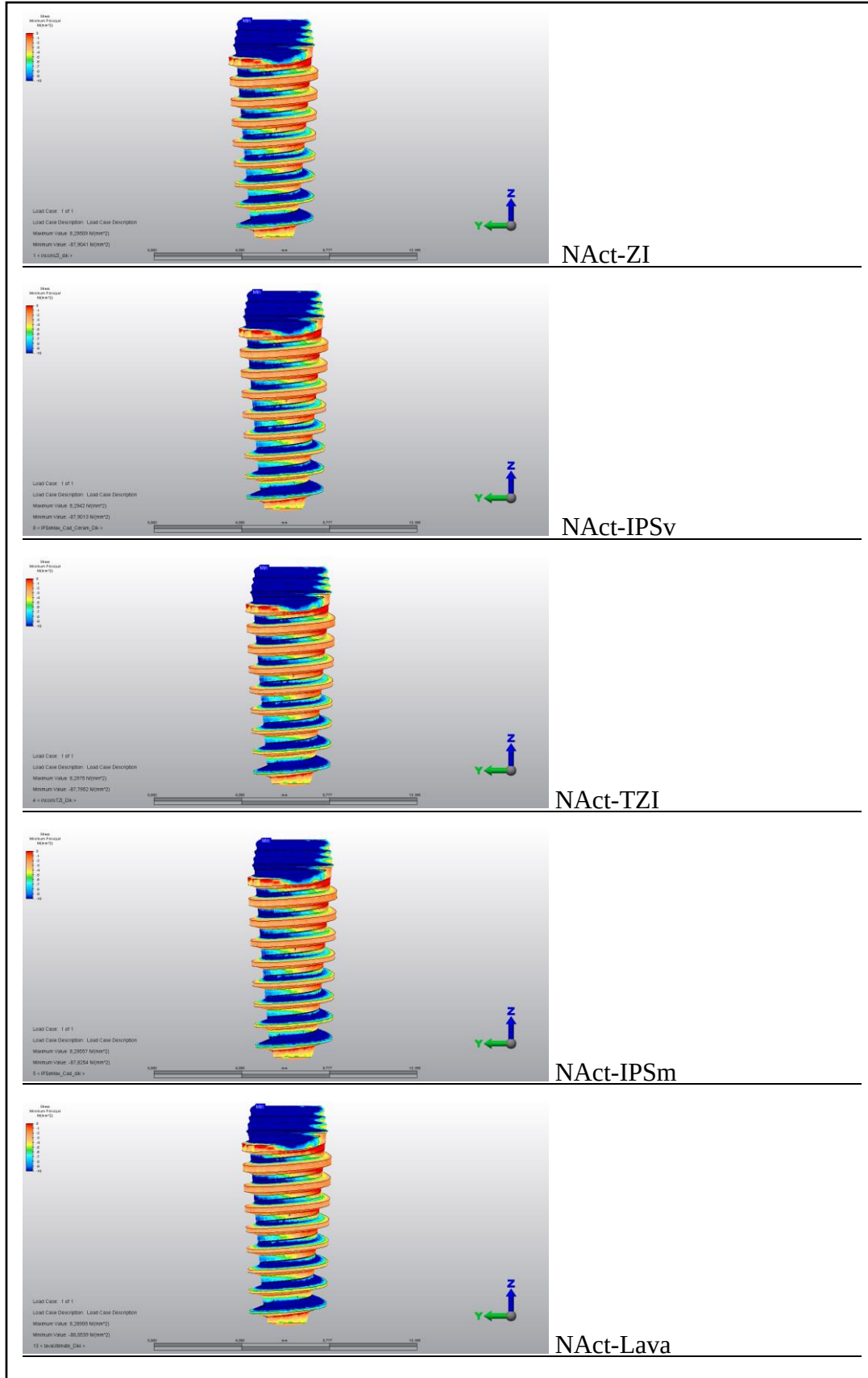
Vertikal yüklemde implantlarda oluşan basma stresleri bulguları

Vertikal yüklemde implantlarda oluşan en yüksek basma stresi bulguları Grafik 4.9’da gösterildi. NRep grubu implant modellerinde basma stresi değerleri NAct Grubu implant modellerinden daha yüksek bulundu. Bu yüklemde en yüksek basma stres miktarı NRep-Lava modelinde -110,59 MPa olarak, en düşük değer ise NAct-TZI modellerinde -87,79 MPa olarak tespit edildi. NRep grubu modellerde basma streslerine göre sıralama; NRep-Lava > NRep-IPSV > NRep-ZI > NRep-IPSm > NRep-TZI olarak saptandı. NAct grubu modellerde basma streslerine göre sıralama; NAct-Lava > NAct-IPSV = NAct-ZI > NAct-IPSm > NAct-TZI şeklinde saptandı.

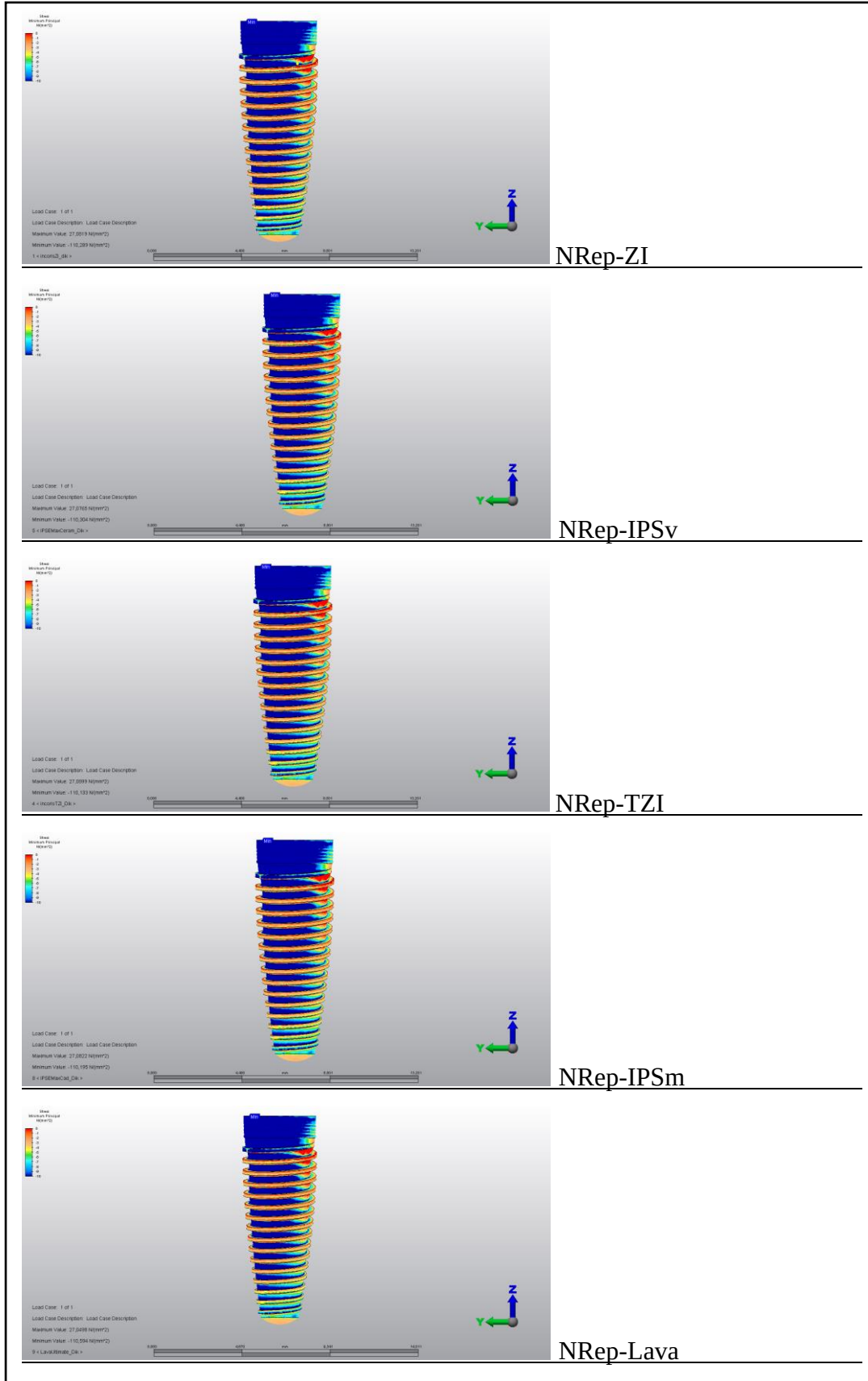
Bütün modellerde oluşan, çekme stresleri dağılımları Şekil 4.13 ve Şekil 4.14’de gösterildi. İmplantlar üzerinde oluşan basma stresleri implantların yivlerinde, boyun bölgesinden apikale doğru azaldığı görüldü.



Grafik 4.9. Vertikal yüklemde implantlarda oluşan basma stresleri



Resim 4.13. Vertikal yüklemde NAct implant modellerinde oluşan basma stresleri



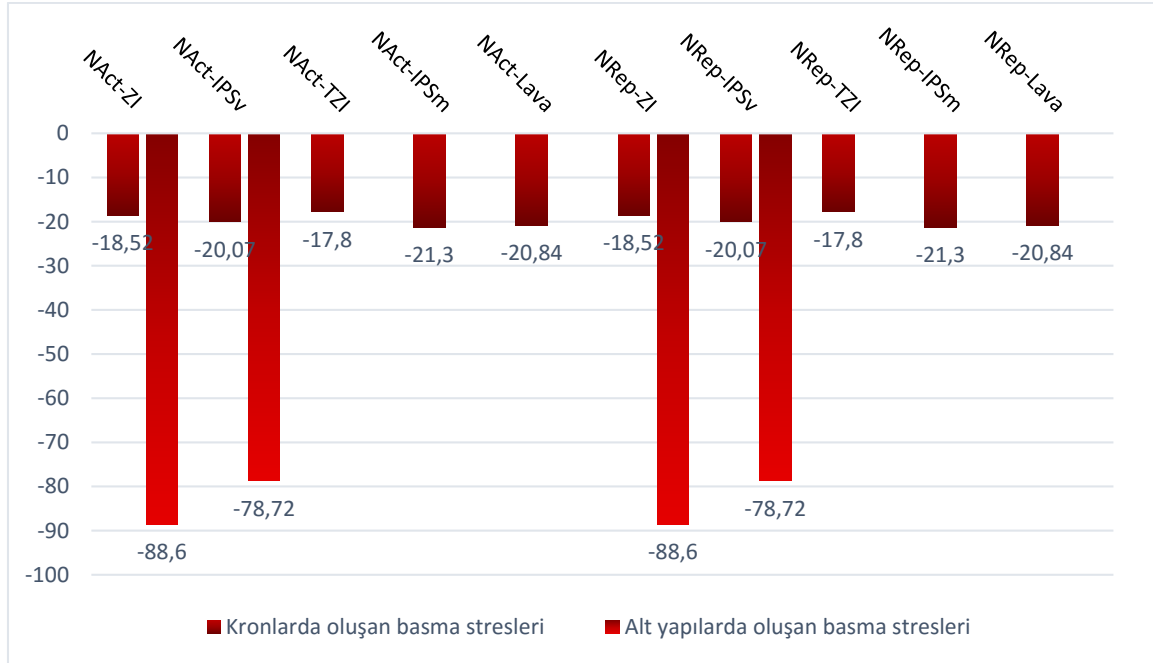
Resim 4.14. Vertikal yüklemde NRep implant modellerinde oluşan basma stresleri

Vertikal yüklemede kronlarda oluşan basma stresleri bulguları

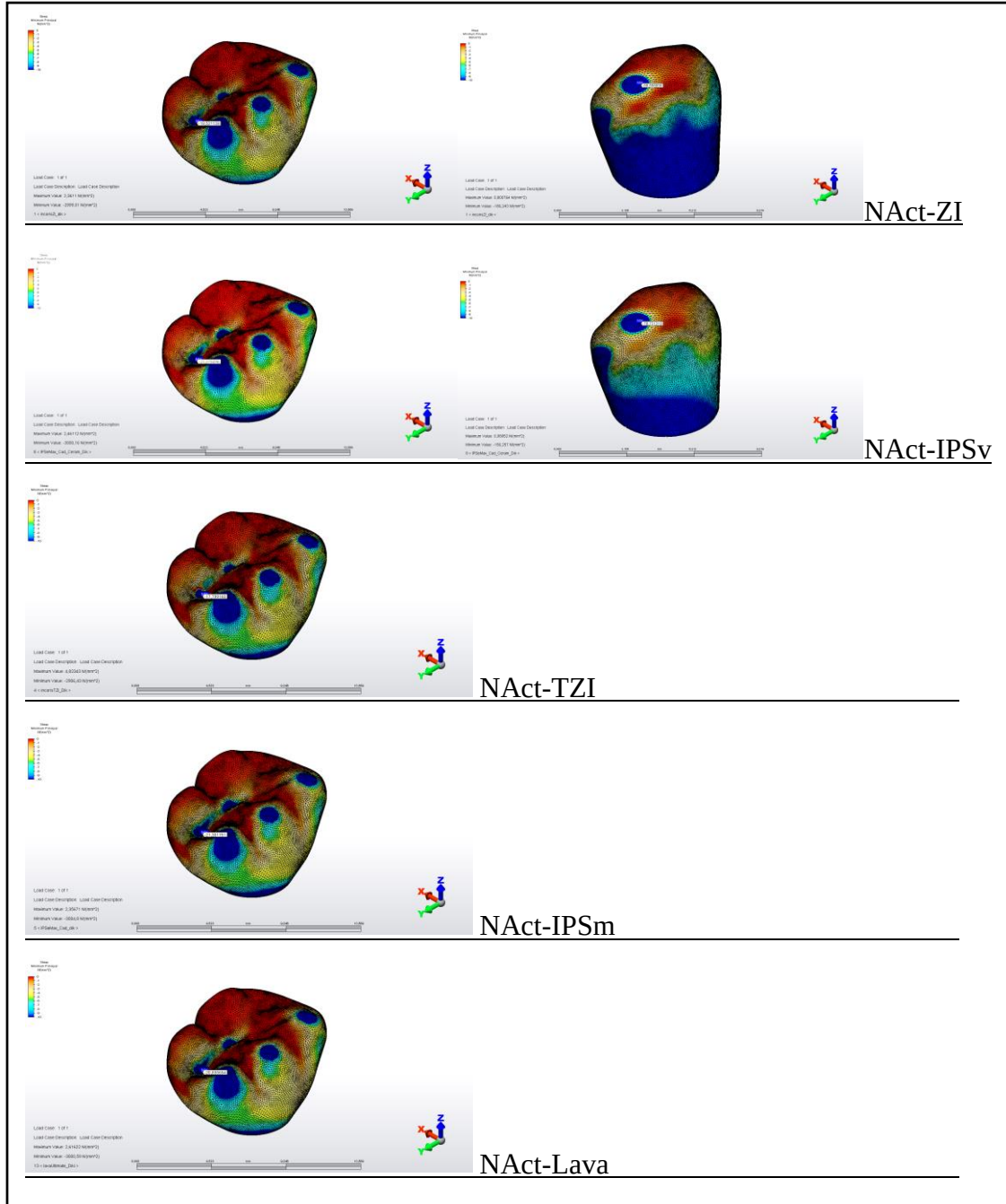
Kronlarda en yüksek basma stresleri yükleme nodlarında tespit edildi. Ancak bu nodlarda oluşan değerler karşılaştırma yapılabilecek stres değerleri olarak düşünülmediğinden, kronlarda oluşan basma stresleri yükleme nodları elimine edildikten sonra alınan referans nodlardaki stresler ile karşılaştırıldı. Vertikal yüklemede, kronlarda oluşan basma stresi bulguları Grafik 4.10'da gösterildi. Kronlarda oluşan basma streslerinin implant tasarımından etkilenmediği görüldü. Bu yüklemede alt yapılarda NAct-IPSV ve NRep-IPSV modellerinde stres değeri -20,07 MPa olarak, NAct-ZI ve NRep-ZI modellerinde ise -18,52 MPa olarak bulundu. Veneerlerde stres değerleri NAct-ZI ve NRep-ZI modellerinde -88,60 MPa; NAct-IPSV ve NRep-IPSV modellerinde -78,72 MPa olarak tespit edildi.

Monolitik restorasyonlar incelendiğinde basma streslerinin kronlarda NAct-IPSM, NRep-IPSM modellerinde -21,30 MPa, NAct-Lava ve NRep-Lava modellerinde -20,84 MPa, NAct-TZI ve NRep-TZI modellerinde -17,80 MPa olduğu saptandı. Bütün modellerde oluşan, çekme stresleri dağılımları Şekil 4.15 ve Şekil 4.16'da gösterildi. Bütün modellerde basma streslerinin veneerlerde ve monolitik restorasyonlarda yükleme bölgeleri olan tüberkül tepeleri ile fossalarda yoğunlaştığı, periferiye doğru azaldığı görüldü. Bunun yanında bukkal ve distal basamak bölgesinde yoğunlaştığı görüldü.

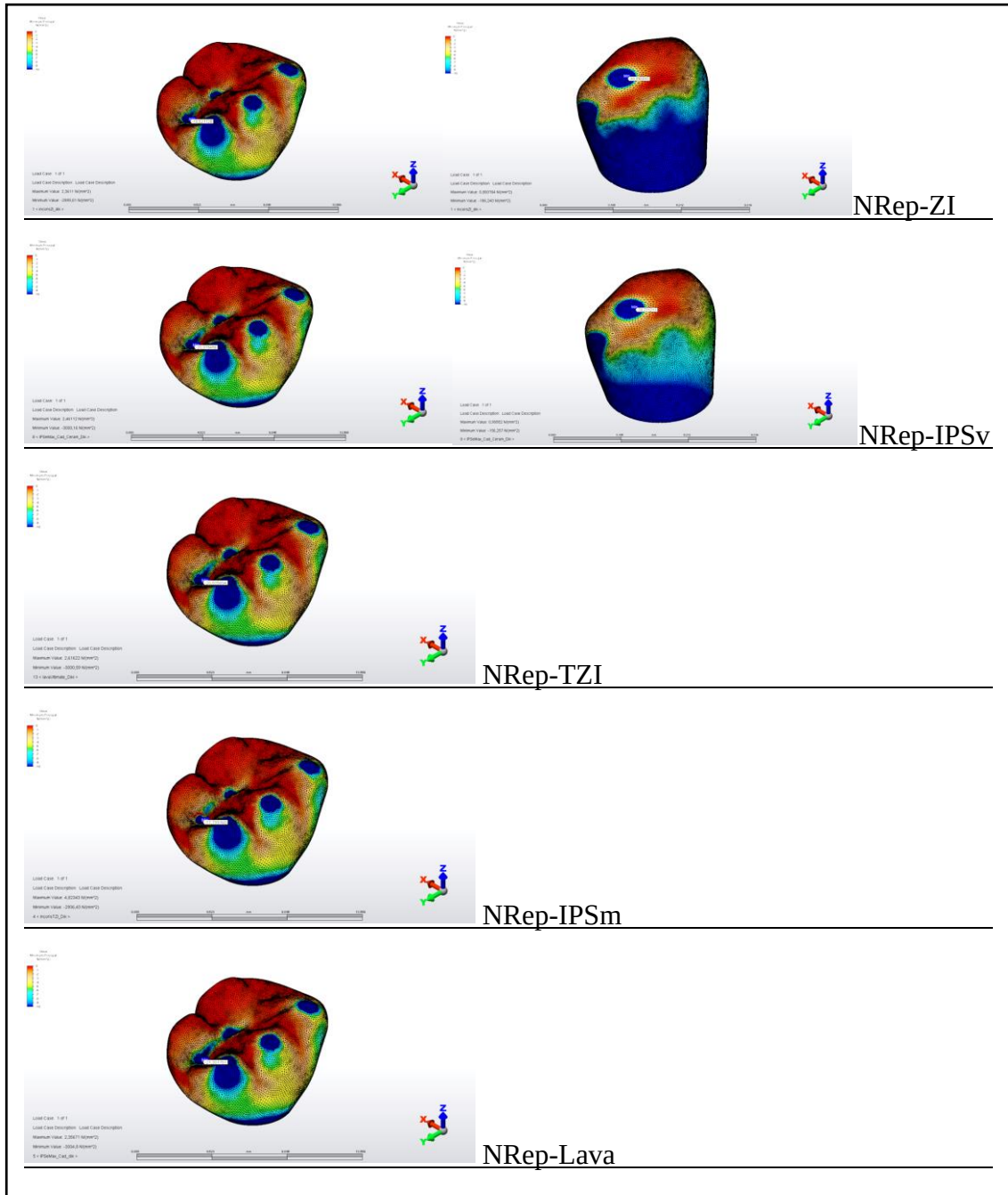
Monolitik restorasyonlarda en yüksek IPSM daha sonra Lava en son TZI modellerde basma stresi oluştu. Veneerlenmiş restorasyonlarda alt yapılarda ZI modellerde IPSV modellere göre daha fazla basma stresi değerleri tespit edildi. Üst yapılarda ise IPSV modellerde ZI modellere göre daha yüksek basma stresi bulundu.



Grafik 4.10. Vertikal yüklemde kronlarda ve alt yapılarda oluşan basma stresleri



Resim 4.15. Vertikal yüklemde NAct modellerde kronlarda ve alt yapılarda oluşan basma stresleri



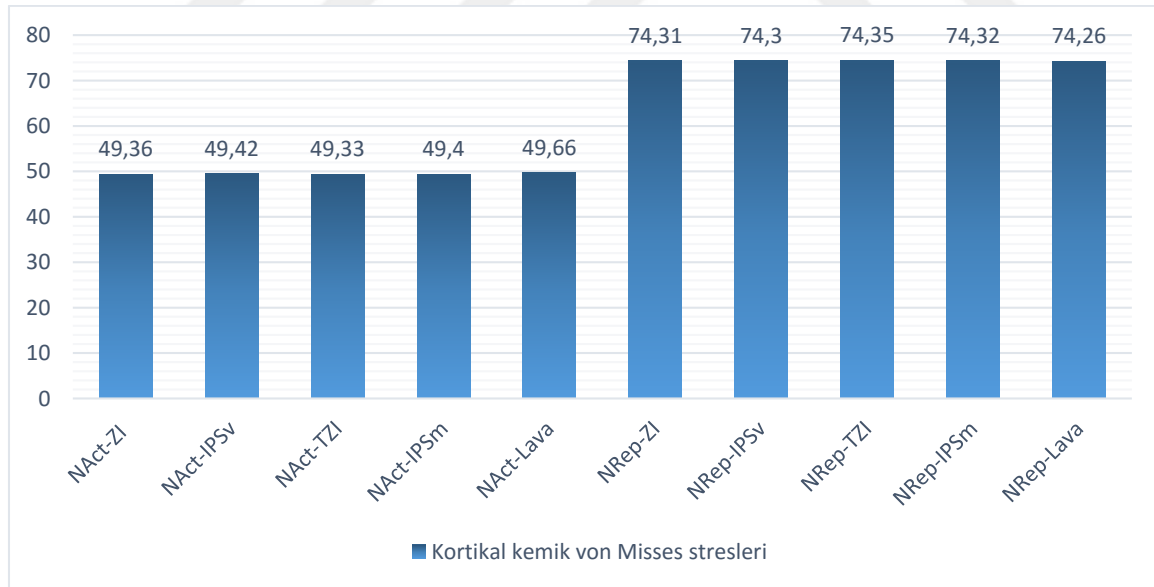
Resim 4.16. Vertikal yüklemde NRep modellerde kronlarda ve alt yapılarda oluşan basma stresleri

Vertikal yüklemde oluşan von Mises stresleri bulguları

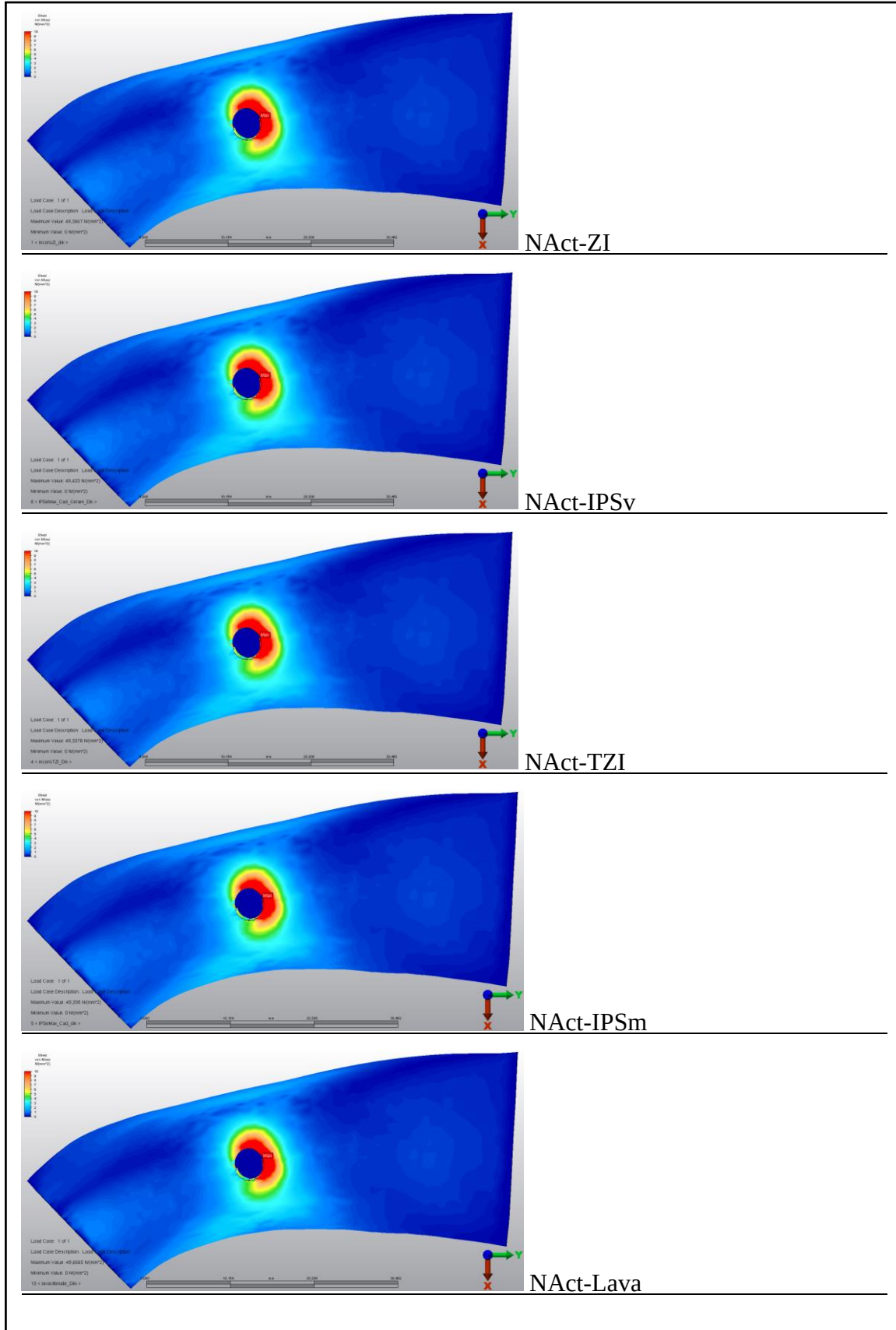
Vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri bulguları

Vertikal yüklemde, kortikal kemikte oluşan en yüksek von Mises stresleri bulguları Grafik 4.11’de gösterildi. Kortikal kemikte von Mises stresi bulgularının NRep modellerinde NAct modellerinden yüksek olduğu saptandı. Bu yüklemde; en yüksek stres NRep-TZI modelinde 74,35 MPa olarak, en düşük değer ise NAct-TZI modellerinde 49,33 MPa olarak ölçülmüştür. NRep grubu implantların kortikal kemikte oluşturdukları von Mises streslerine göre aralarındaki sıralama; NRep-TZI > NRep-IPSm > NRep-ZI > NRep-IPsv > NRep-Lava şeklinde saptanmıştır. NAct grubu implantlar ise NAct-Lava > NAct-IPsv > NAct-IPSm > NAct-ZI > NAct-TZI şeklinde sıralanmıştır.

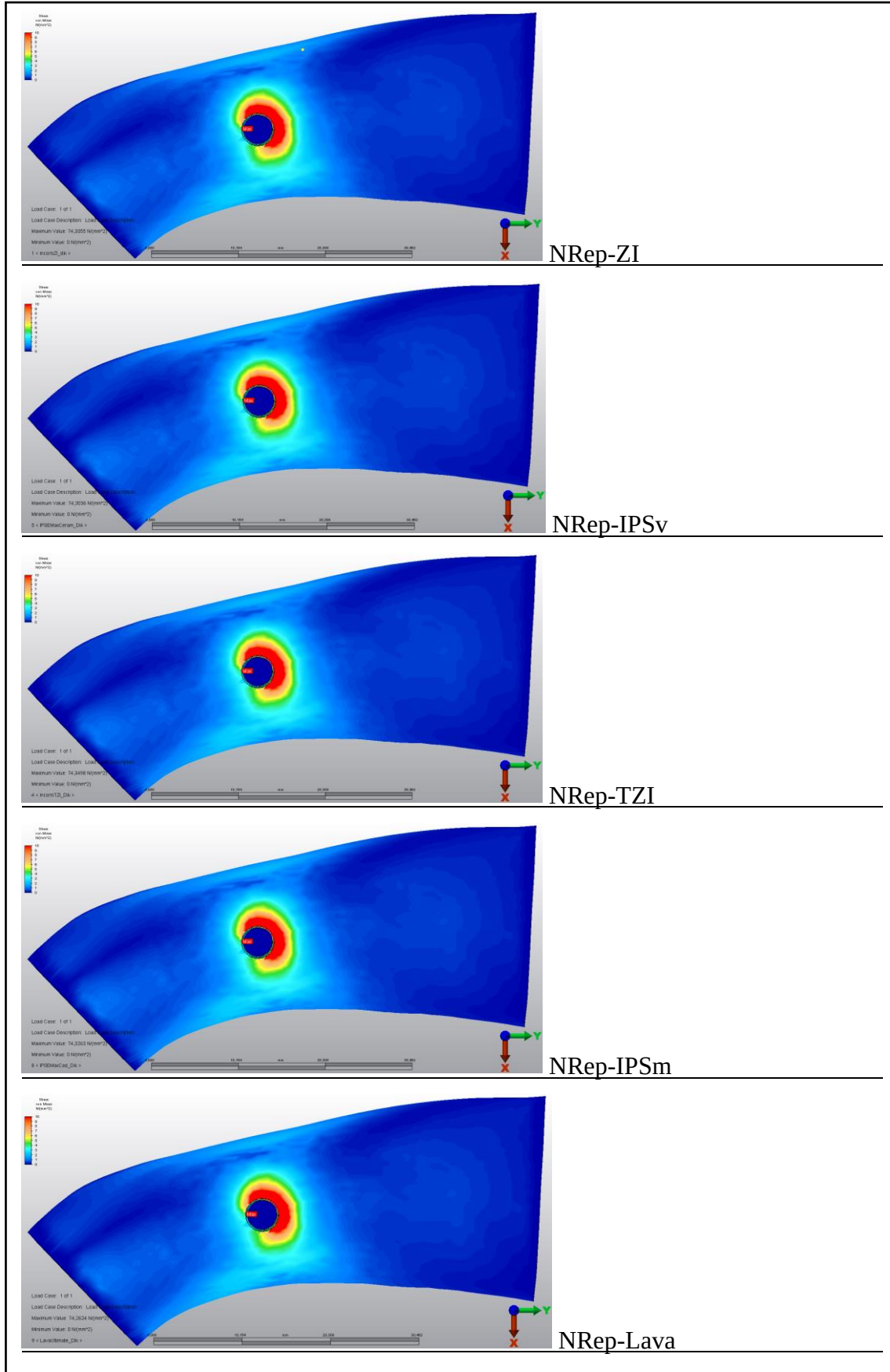
Bütün modellerde oluşan, çekme stresleri dağılımları Şekil 4.17 ve Şekil 4.18’de gösterildi. Bütün modellerde, kortikal kemikte von Mises streslerinin bukkal, lingual ve distal bölgelerde yoğunlaştığı belirlendi.



Grafik 4.11. Vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri



Resim 4.17. Vertikal yüklemde NAct modellerde kortikal kemikte oluşan von Misses stresleri

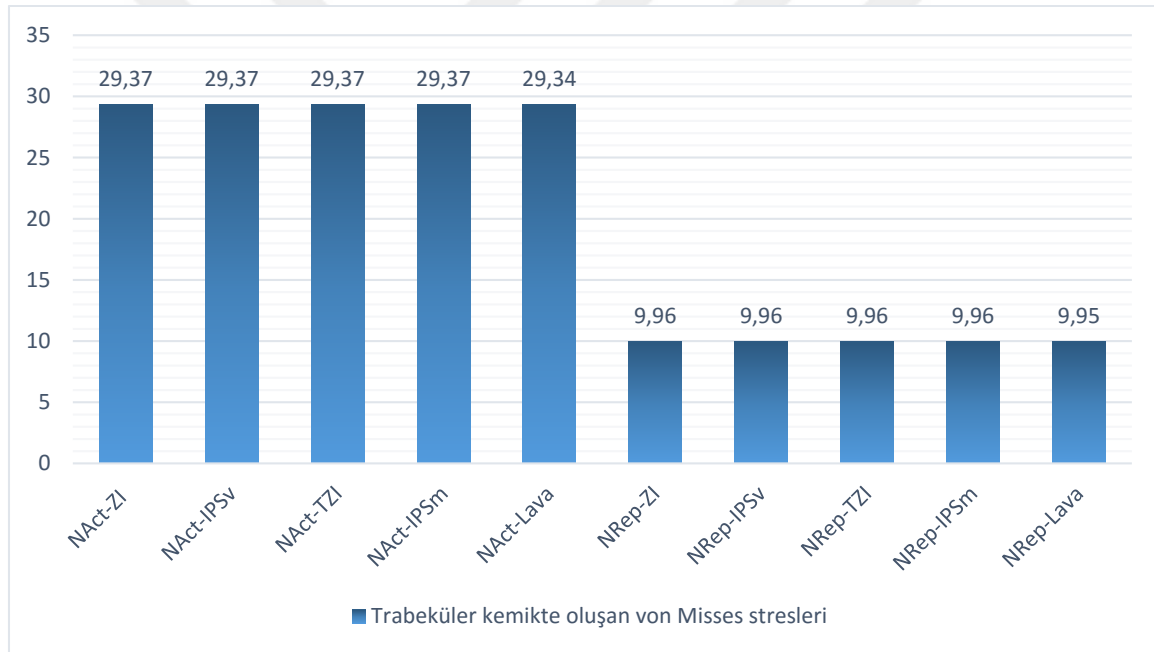


Resim 4.18. Vertikal yüklemde NRep modellerde kortikal kemikte oluşan von Misses stresleri

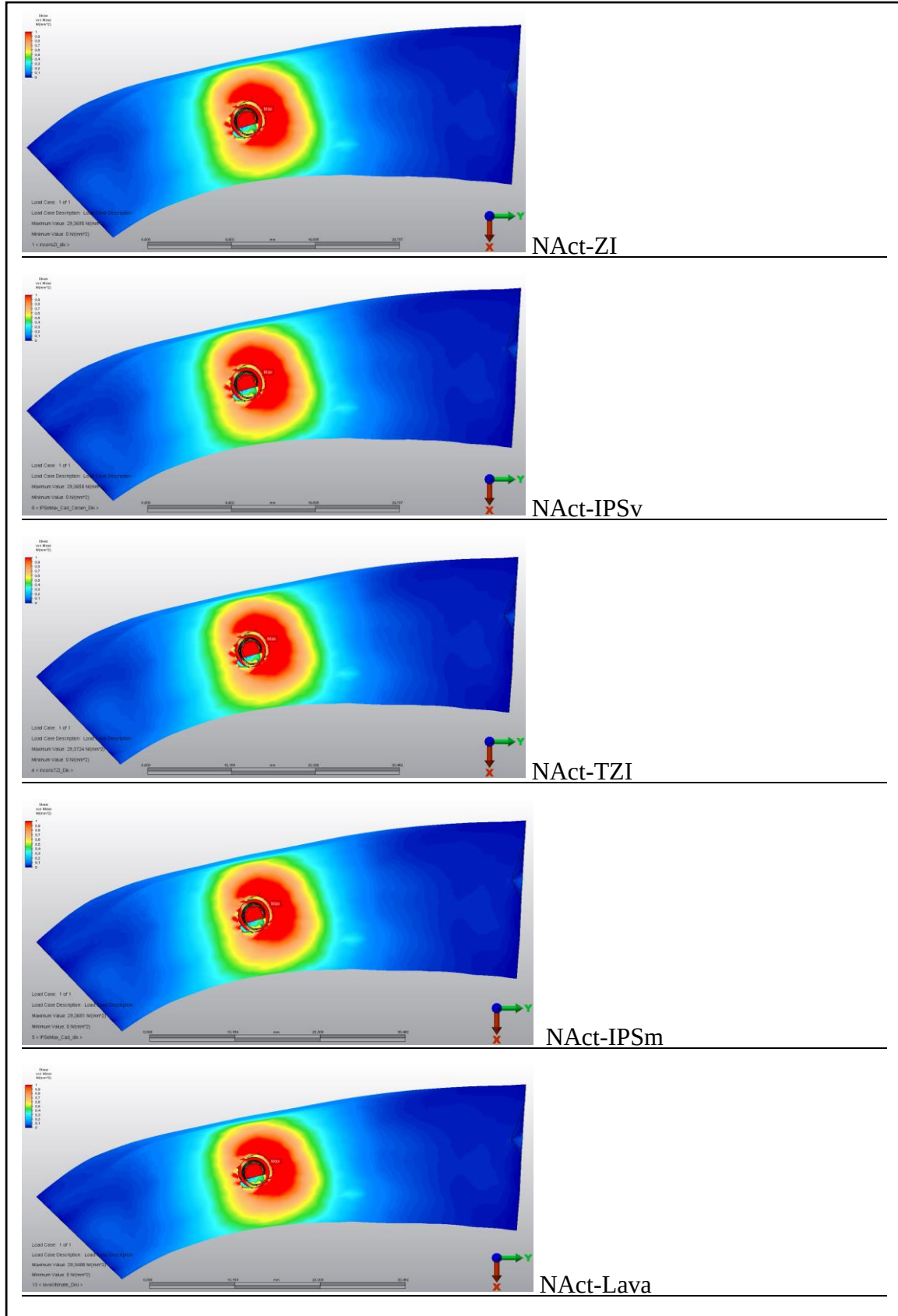
Vertikal yüklemde trabeküler kemikte oluşan von Mises stres bulguları

Vertikal yüklemde, trabeküler kemikte oluşan en yüksek von Mises stresleri bulguları Grafik 4.12’de gösterildi. Vertikal yüklemde trabeküler kemikte NAct grubu implant modellerinde, NRep grubu implant modellerine göre daha yüksek von Mises stresleri tespit edildi. Bu yüklemde trabeküler kemikte en yüksek von Mises stresleri; NAct-ZI, NAct-IPSV, NAct-TZI ve Nact-IPSm modellerinde 29,37 MPa, en düşük değer ise NRep-Lava modellerinde 9,95 MPA olarak bulundu.

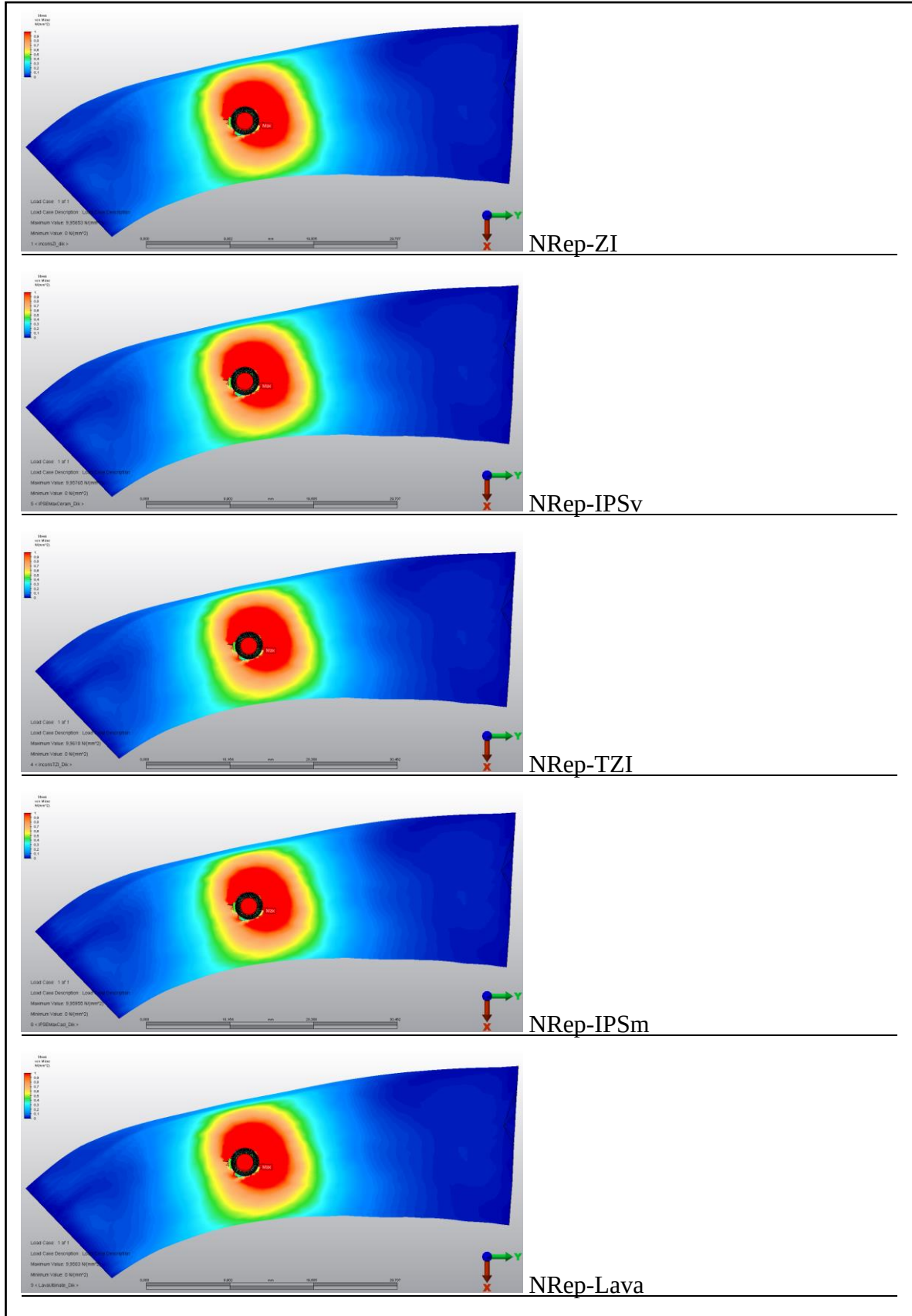
Bütün modellerde oluşan, von Mises stres dağılımları Şekil 4.19 ve Şekil 4.20’de gösterildi. Trabeküler kemikte basma streslerinin bukkal ve distal bölgelerde yoğunlaştığı tespit edildi.



Grafik 4.12. Vertikal yüklemde trabeküler kemikte oluşan von Mises stresleri



Resim 4.19. Vertikal yüklemde NAct modellerde trabeküler kemikte oluşan von Misses stresleri

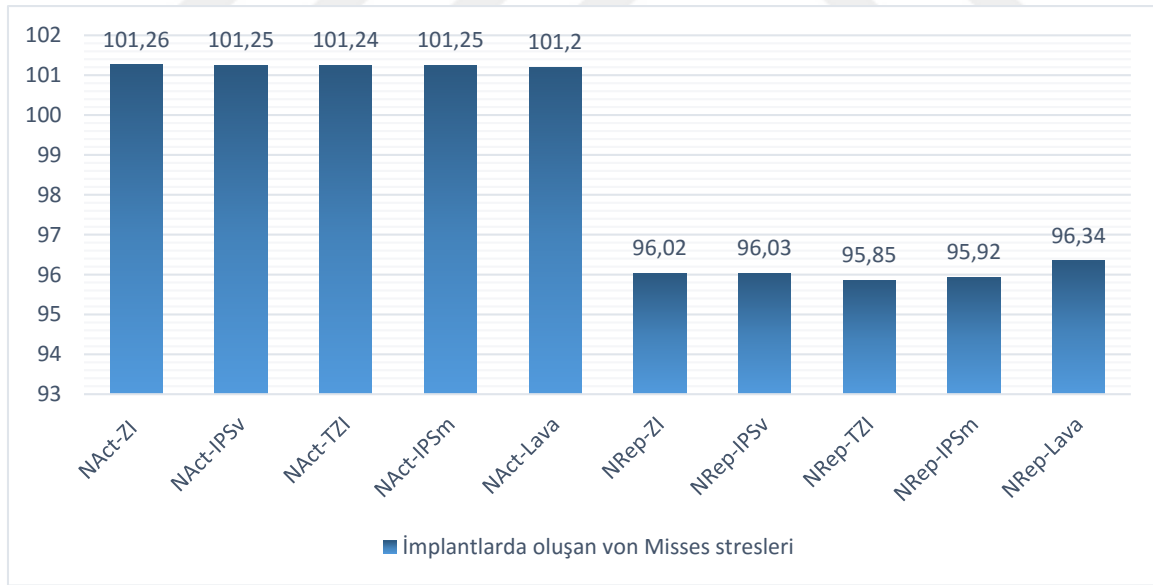


Resim 4.20. Vertikal yüklemde NRep modellerde trabeküler kemikte oluşan von Misses stresleri

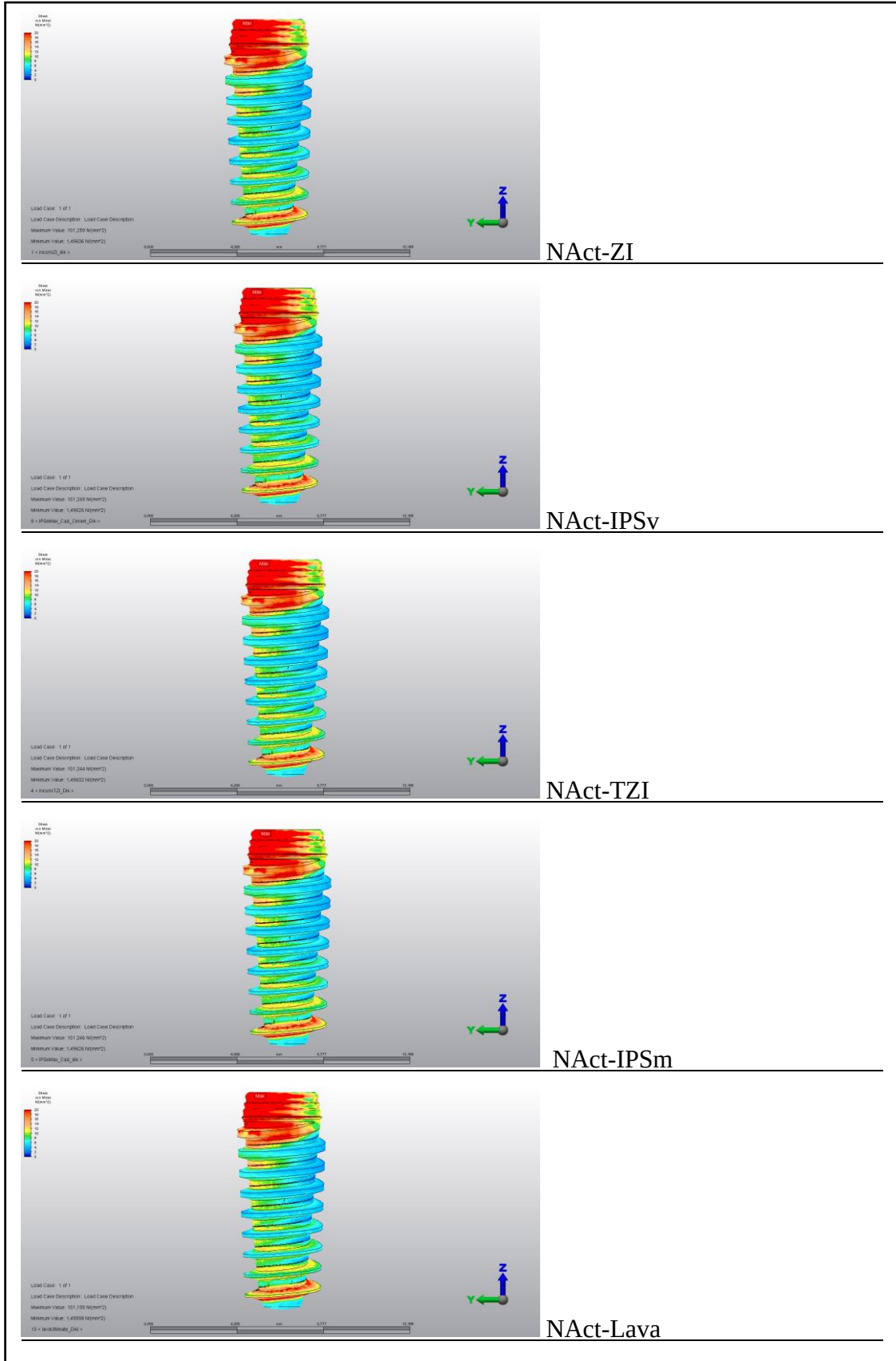
Vertikal yüklemde implantlarda oluşan von Mises stresleri bulguları

Vertikal yüklemde implantlarda oluşan en yüksek von Mises stresi bulguları Grafik 4.13'te gösterildi. NAct grubu implant modellerinde von Mises stresi değerleri NRep grubu implant modellerinden daha yüksek bulundu. Bu yüklemde en yüksek von Mises stres miktarı NAct-ZI modelinde 101,26 MPa olarak, en düşük değer ise NRep-TZI modelinde 95,85 MPa olarak tespit edildi. NAct grubu modellerde von Mises streslerine göre sıralama; NAct-ZI > NAct-IPSV = NAct-IPSm > NAct-TZI > NAct-Lava şeklinde saptandı. NRep grubu modellerde von Mises streslerine göre sıralama; NRep-Lava > NRep-IPSV > NRep-ZI > NRep-IPSm > NRep-TZI olarak saptandı.

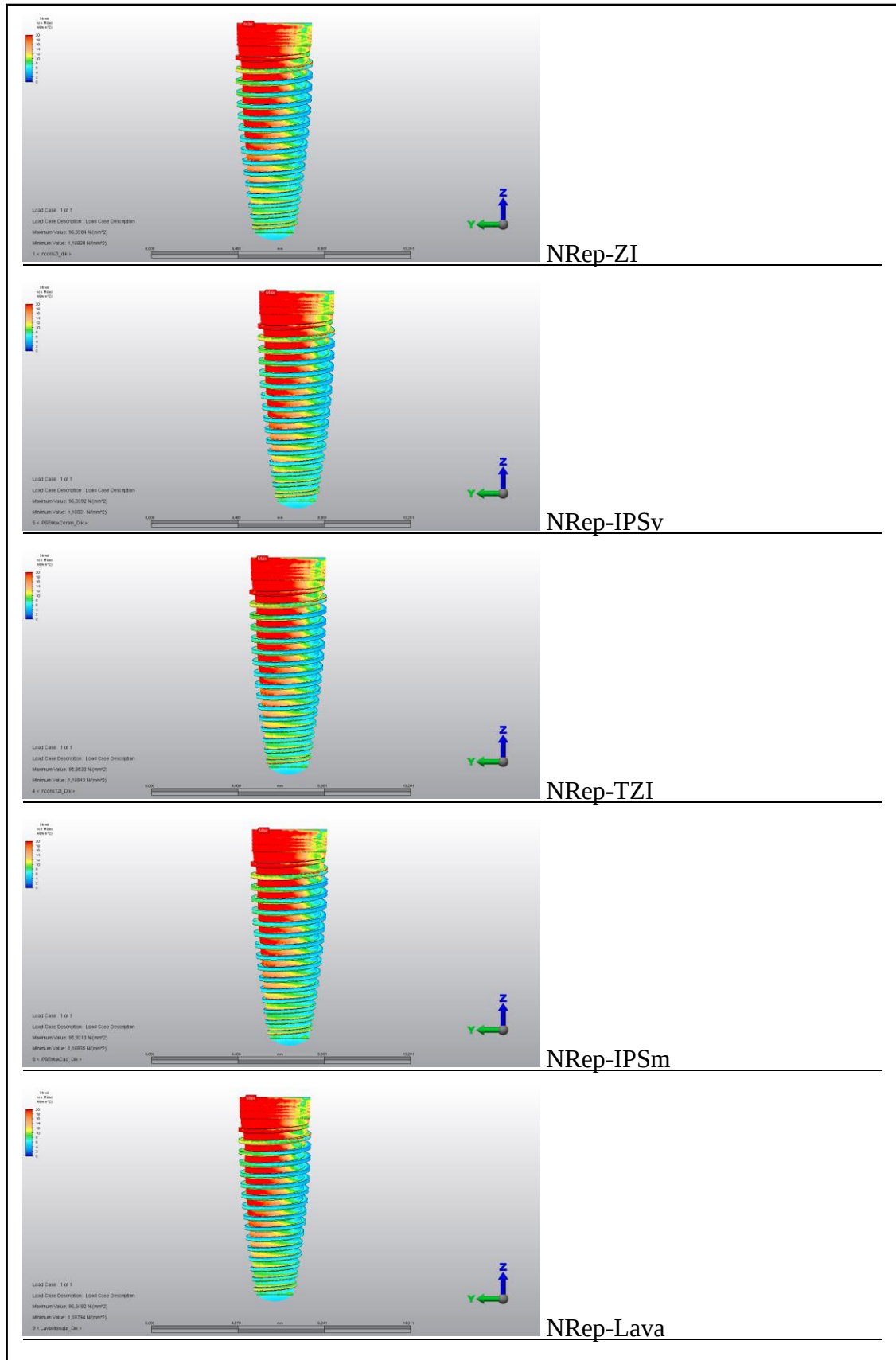
Bütün modellerde oluşan, çekme stresleri dağılımları Şekil 4.21 ve Şekil 4.22'da gösterildi. İmplantlar üzerinde oluşan von Mises stresleri NAct grubu implantlarda boyun bölgesinde mezialden distale doğru artarak yoğunlaştığı bunun yanında apikal bölgede de oluştuğu saptandı. Von Mises streslerinin NRep grubu implantlarda ise distal boyun bölgesinde yoğunlaştığı ve distal apikal bölgeye doğru dağıldığı bulunmuştur.



Grafik 4.13. Vertikal yüklemde implantlarda oluşan von Mises stresleri



Resim 4.21. Vertikal yüklemde NAct implant modellerinde oluşan von Mises stresleri



Resim 4.22. Vertikal yüklemde NRep implant modellerinde oluşan von Mises stresleri

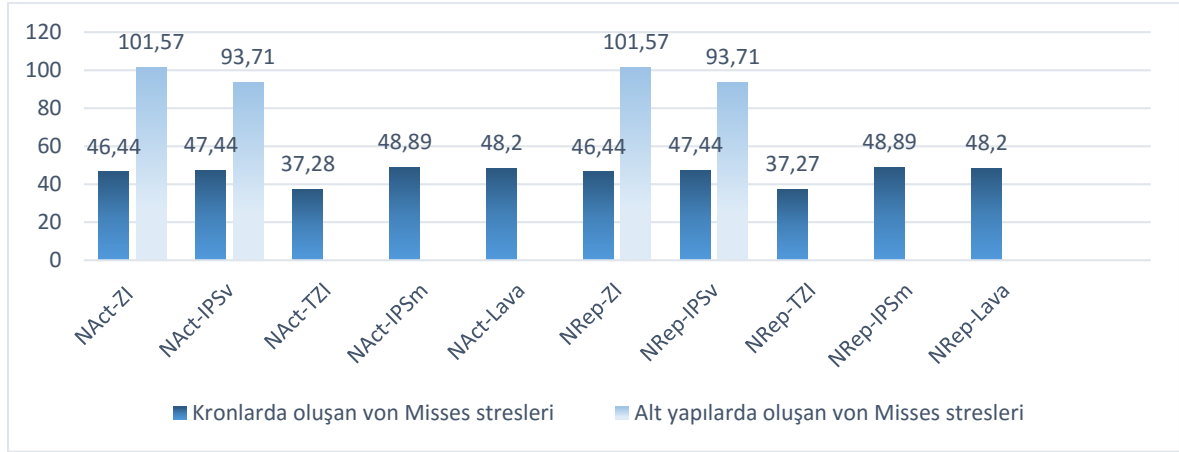
Vertikal yüklemde kronlarda oluşan von Mises stresleri bulguları

Kronlarda von Mises stresleri yükleme nodlarında tespit edildi. Ancak bu nodlarda oluşan değerler karşılaştırma yapılabilecek stres değerleri olarak düşünülmediğinden, kronlarda oluşan von Mises stresleri yükleme nodları elimine edildikten sonra alınan referans nodlardaki stresler ile karşılaştırıldı. Vertikal yüklemde, kronlarda oluşan von Mises stresi bulguları Grafik 4.14'te gösterildi. Kronlarda oluşan von Mises streslerinin implant tasarımından etkilenmediği görüldü. Bu yüklemde alt yapılarda NAct-IPSV ve NRep-IPSV modellerinde stres değeri 93,71 MPa olarak, NAct-ZI ve NRep-ZI modellerinde ise 101,57 MPa olarak bulundu. Veneerlerde stres değerleri NAct-ZI ve NRep-ZI modellerinde 46,44; NAct-IPSV ve NRep-IPSV modellerinde 47,44 MPa olarak tespit edildi.

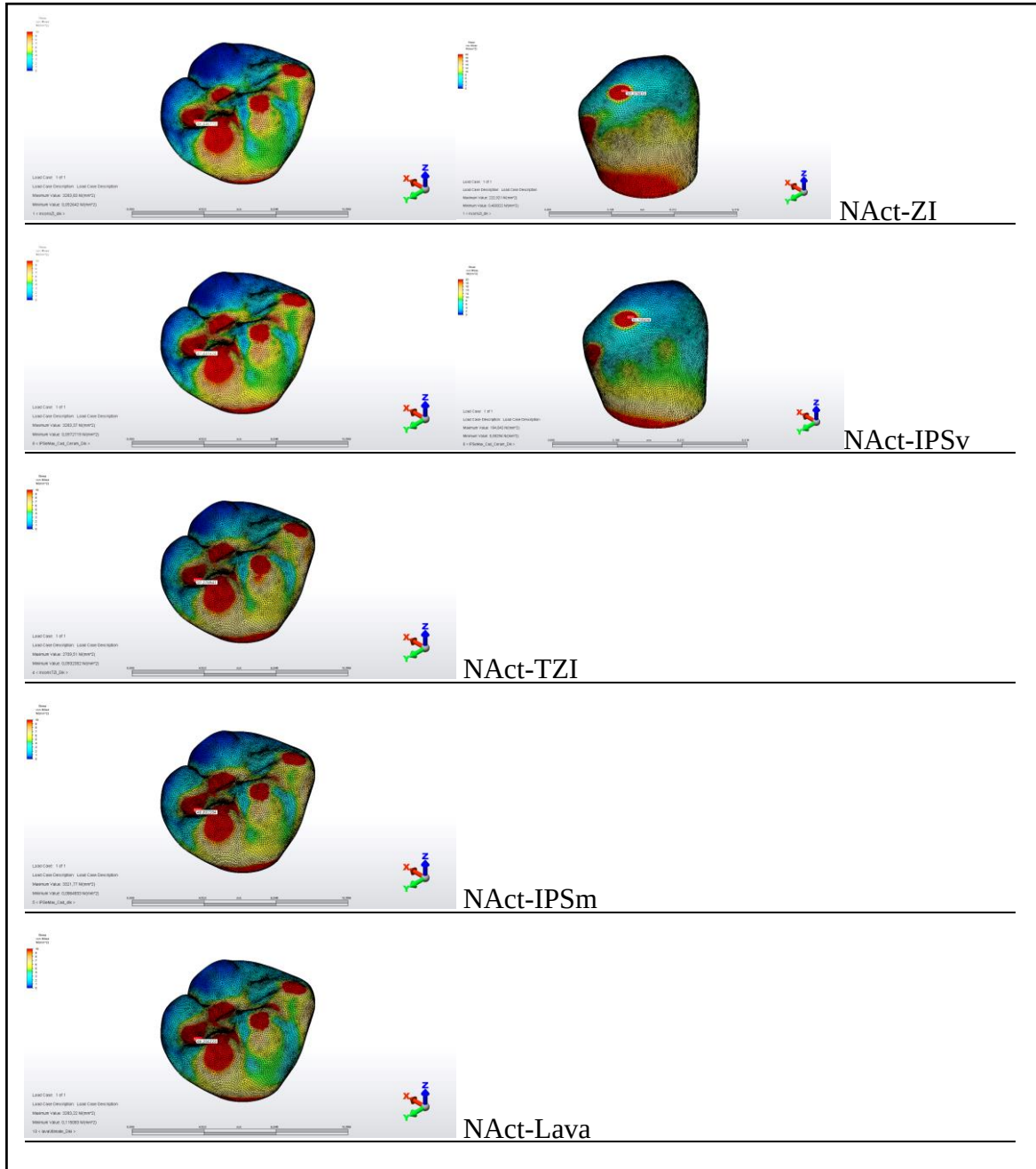
Monolitik restorasyonlar incelendiğinde von Mises streslerinin kronlarda NAct-IPSM, NRep-IPSM modellerinde 48,89 MPa, NAct-Lava ve NRep-Lava modellerinde 48,20 MPa, NAct-TZI ve NRep-TZI modellerinde 37,28 MPa olduğu saptandı.

Bütün modellerde oluşan von Mises stresleri dağılımları Şekil 4.23 ve Şekil 4.24'te gösterildi. Bütün modellerde von Mises streslerinin veneerlerde ve monolitik restorasyonlarda yükleme bölgeleri olan tüberkül tepeleri ile fossalarda yoğunlaştığı, periferde doğru azaldığı görüldü. Bunun yanında streslerin bukkal ve distal basamak bölgesinde de yoğunlaştığı görüldü.

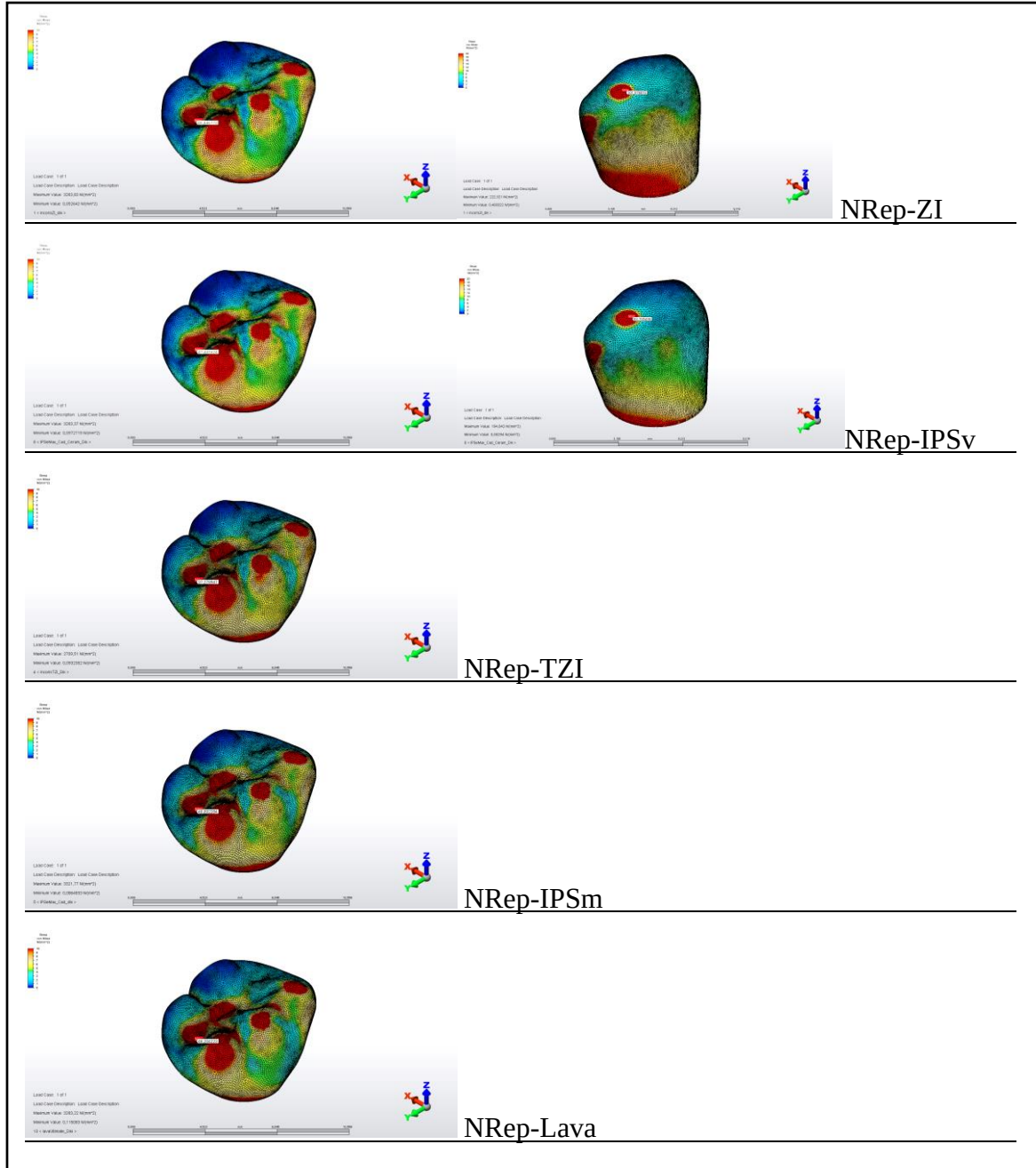
Lityum disilikat cam ve rezin nanoseramik modellerde zirkonya modellere göre daha fazla von Mises stresleri oluştuğu görüldü. Zirkonya modellerde veneerlenmiş restorasyonlarda daha yüksek von Mises stresleri bulunurken, lityum disilikat cam seramik modellerde monolitik restorasyonlarda daha yüksek von Mises stresleri bulundu. Veneerlenmiş restorasyonlarda alt yapılarda ZI modellerde IPSV modellere göre daha fazla von Mises stres değerleri tespit edildi.



Grafik 4.14. Vertikal yüklemde kronlarda ve alt yapılarda oluşan von Mises stresleri



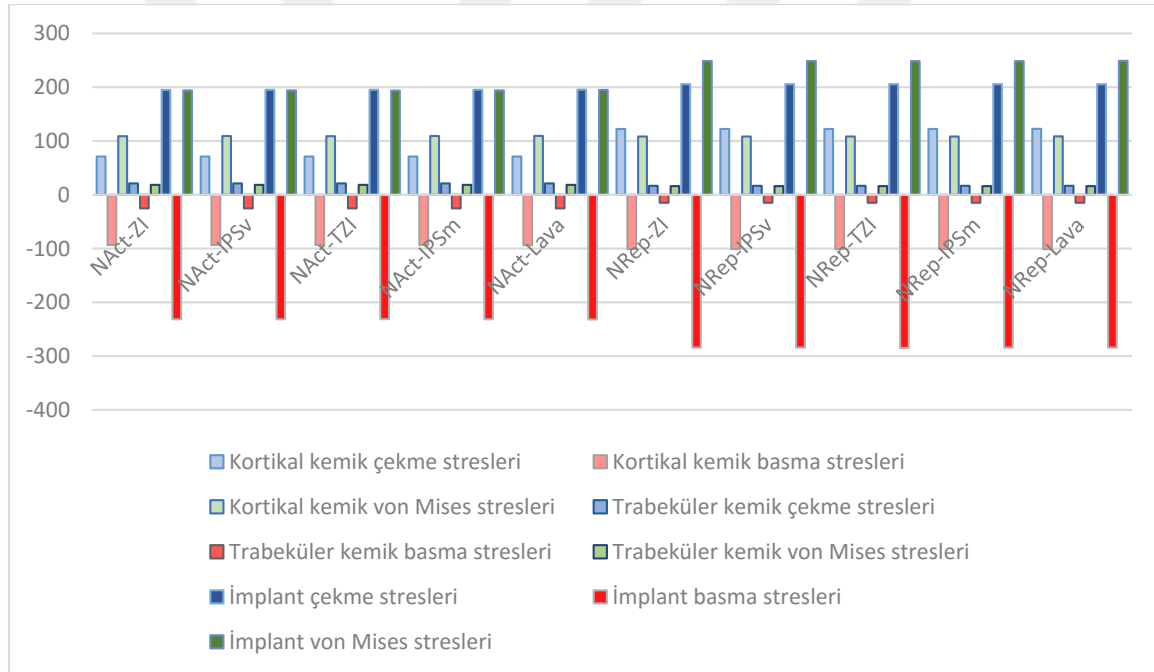
Resim 4.23. Vertikal yüklemde NAct modellerde kronlarda oluşan von Misses stresleri



Resim 4.24. Vertikal yüklemde NRep modellerde kronlarda oluşan von Mises stresleri

4.1.2. Oblik yüklemde oluşan çekme, basma ve von Mises stresleri bulgularının değerlendirilmesi

İmplantların uzun eksenine 45° açı ile uygulananan oblik yüklemde bütün yapılarda oluşan stres bulguları Çizelge 4.3, Çizelge 4.4 ve Grafik 4.15, Grafik 4.16’da gösterildi. Oblik yüklemde kortikal kemikte NRep modellerinde çekme ve basma stres değerleri NAct modellerinden yüksek bulunurken, von Mises stres değerleri NAct modellerde daha yüksek bulundu. Trabeküler kemikte NAct modellerinin NRep modellerinden daha yüksek stres değerleri oluşturduğu saptandı. İmplantlar üzerinde oluşan çekme, basma ve von Mises stresleri incelendiğinde NRep modellerde oluşan bütün stres değerleri NAct modellere göre daha yüksek bulundu.



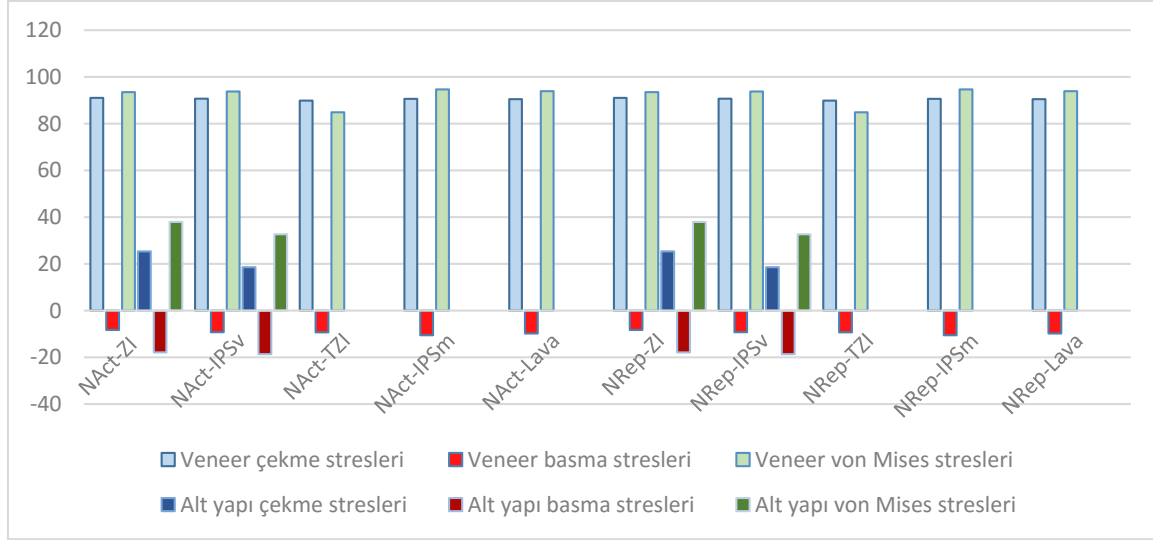
Grafik 4.15. Oblik yüklemde kortikal kemik, trabeküler kemik ve implantlarda oluşan çekme, basma ve von Mises stres değerleri

Çizelge 4.3. Oblik yüklemde kortikal kemik, trabeküler kemik ve implantlarda oluşan çekme, basma ve von Mises stres değerleri

	Kortikal Kemik			Trabeküler Kemik			İmplant		
Model	Çekme Stresleri	Basma Stresleri	Von Mises Stresleri	Çekme Stresleri	Basma Stresleri	Von Mises Stresleri	Çekme Stresleri	Basma Stresleri	Von Mises Stresleri
NAct-ZI	71,13	-93,30	109,06	21,08	-25,24	18,53	195,04	-231,48	194,04
NAct-IPSV	71,13	-93,40	109,17	21,08	-25,24	18,53	195,18	-231,49	194,14
NAct-TZI	71,13	-93,28	109,04	21,08	-25,24	18,54	195,25	-231,30	193,87
NAct-IPSm	71,13	-93,37	109,13	21,08	-25,24	18,54	195,26	-231,37	194,0
NAct-Lava	71,11	-93,86	109,64	21,07	-25,24	18,54	195,41	-231,78	194,81
NRep-ZI	122,32	-100,78	108,37	16,75	-14,72	16,15	205,63	-284,24	248,69
NRep-IPSV	122,36	-100,87	108,41	16,75	-14,72	16,15	205,61	-284,19	248,73
NRep-TZI	122,27	-100,82	108,33	16,75	-14,72	16,15	205,62	-284,83	248,49
NRep-IPSm	122,32	-100,87	108,37	16,75	-14,72	16,15	205,61	-284,06	248,59
NRep-Lava	122,66	-101,19	108,69	16,73	-14,74	16,14	205,56	-284,30	249,21

Çizelge 4.4. Oblik yüklemde veneer ve alt yapılarda oluşan çekme, basma ve von Mises stres değerleri

	Veneer			Alt yapı		
	Çekme Stresleri	Basma Stresleri	Von Mises Stresleri	Çekme Stresleri	Basma Stresleri	Von Mises Stresleri
NAct-ZI	91,03	-8,27	93,50	25,32	-17,86	37,97
NAct-IPSV	90,73	-9,25	93,81	18,58	-18,61	32,65
NAct-TZI	89,85	-9,30	84,90			
NAct-IPSm	90,62	-10,55	94,65			
NAct-Lava	90,50	-9,79	93,90			
NRep-ZI	91,03	-8,27	93,50	25,32	-17,86	37,97
NRep-IPSV	90,73	-9,25	93,81	18,58	-18,61	32,65
NRep-TZI	89,85	-9,30	84,90			
NRep-IPSm	90,62	-10,55	94,65			
NRep-Lava	90,50	-9,79	93,90			



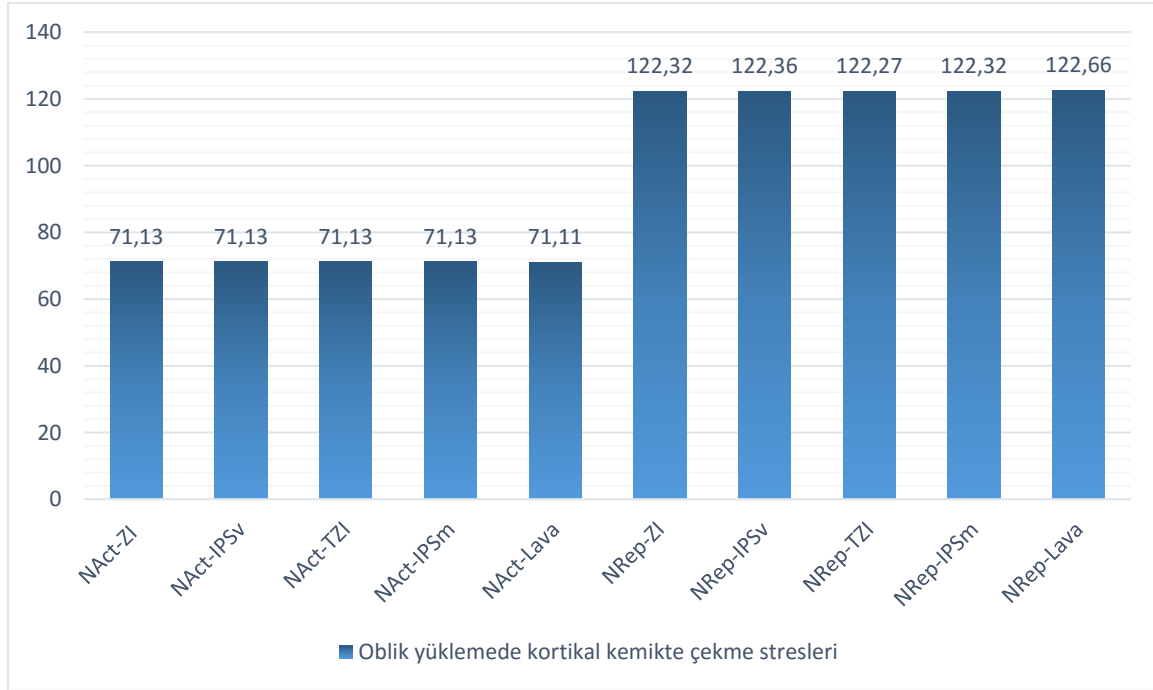
Grafik 4.16. Oblik yüklemde veneer ve alt yapılarda oluşan çekme, basma ve von Mises stres değerleri

Oblik yüklemde oluşan çekme stresleri bulguları

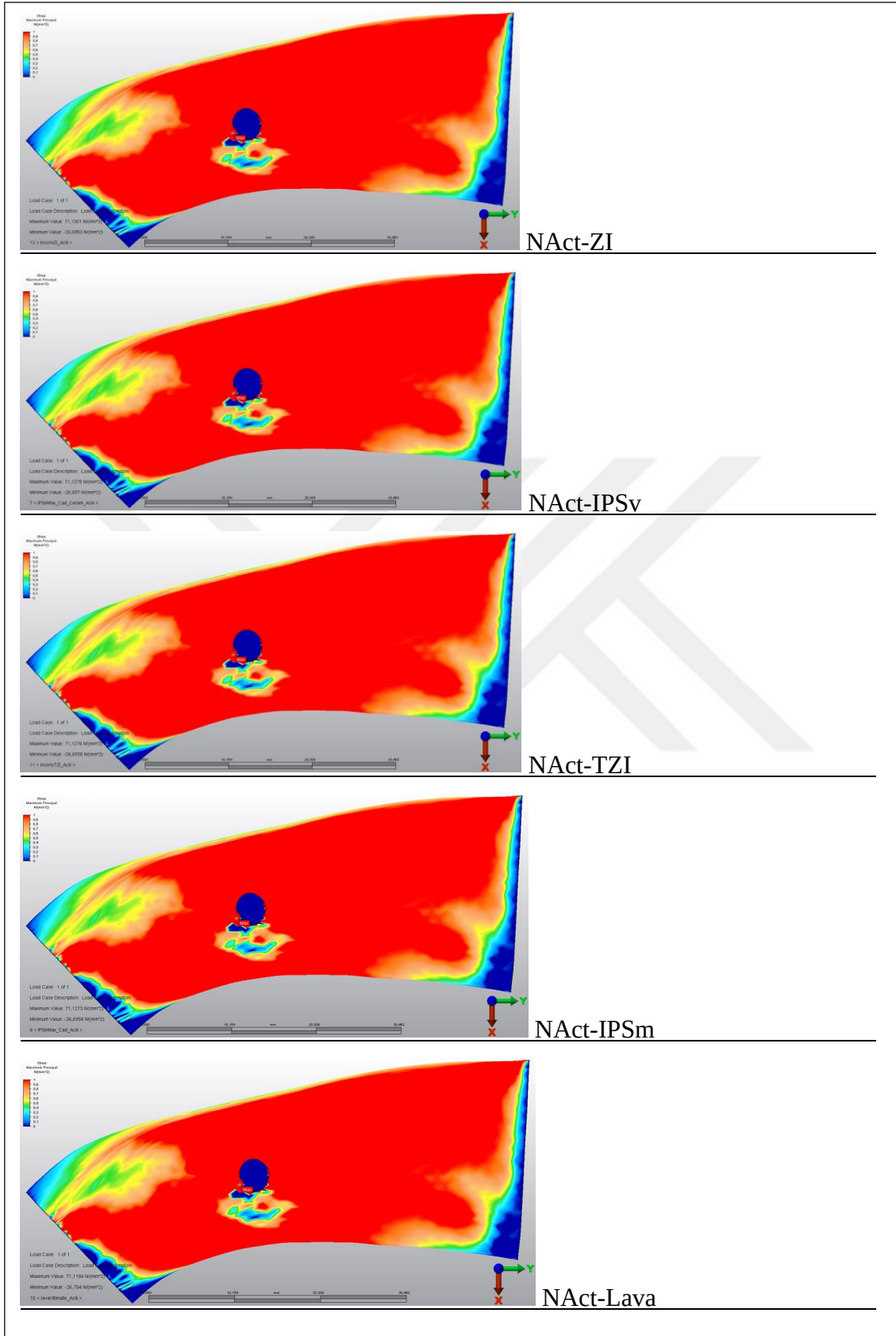
Oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri bulguları

Oblikyüklemde, kortikal kemikte oluşan en yüksek çekme stresleri bulguları Grafik 4.17’de gösterildi. Bu yüklemde; en yüksek stres NRep-Lava modelinde 122,66 MPa olarak ölçüldü. NRep grubu implantların kullanıldığı modellerde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri NAct grubu implant modellerinden yüksek bulundu. NRep grubu implantların kortikal kemikte oluşturdıkları çekme streslerine göre aralarındaki sıralama; Rep-Lava > Rep-IPSV > Rep-IPSm = Rep-ZI > Rep-TZI şeklinde saptandı. NAct grubu implantlar ise Act-IPSm = Act-ZI = Act-IPSV = Act-TZI > Act-Lava şeklde sıralama gösterdi.

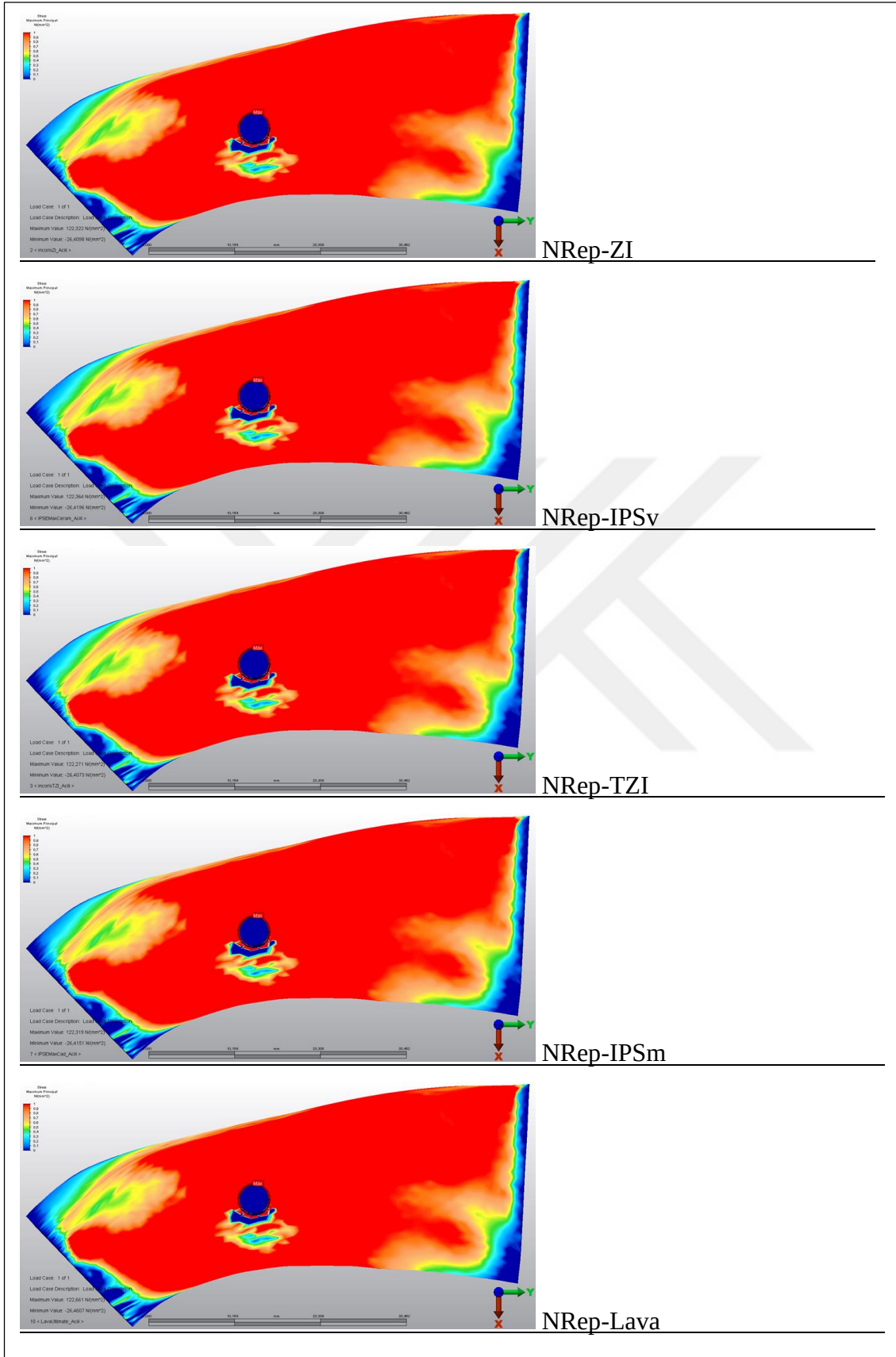
Bütün modellerde oluşan çekme stresleri dağılımları Şekil 4.25 ve Şekil 4.26’da gösterildi. Bütün modellerde, kortikal kemikte çekme stresleri dağılımlarının lingual bölgeye oranla bukkal bölgede yoğunlaştığı saptandı.



Grafik 4.17. Oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri



Resim 4.25. Oblik yüklemde NAct modellerde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri

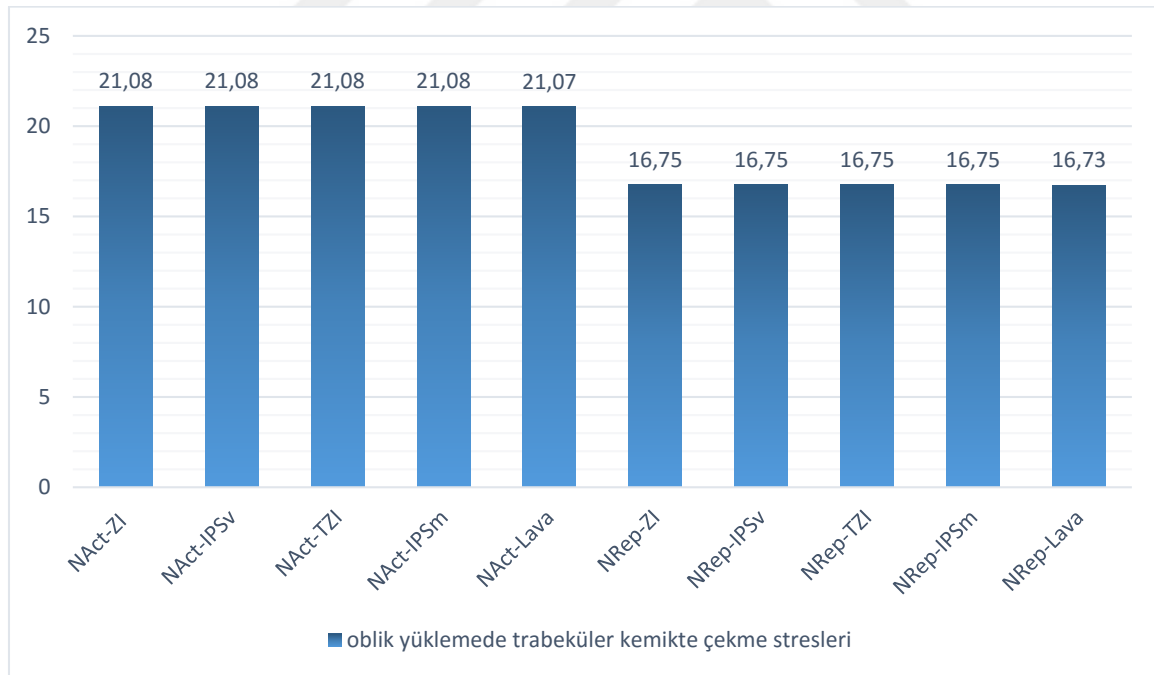


Resim 4.26. Oblik yüklemde NRep modellerde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri

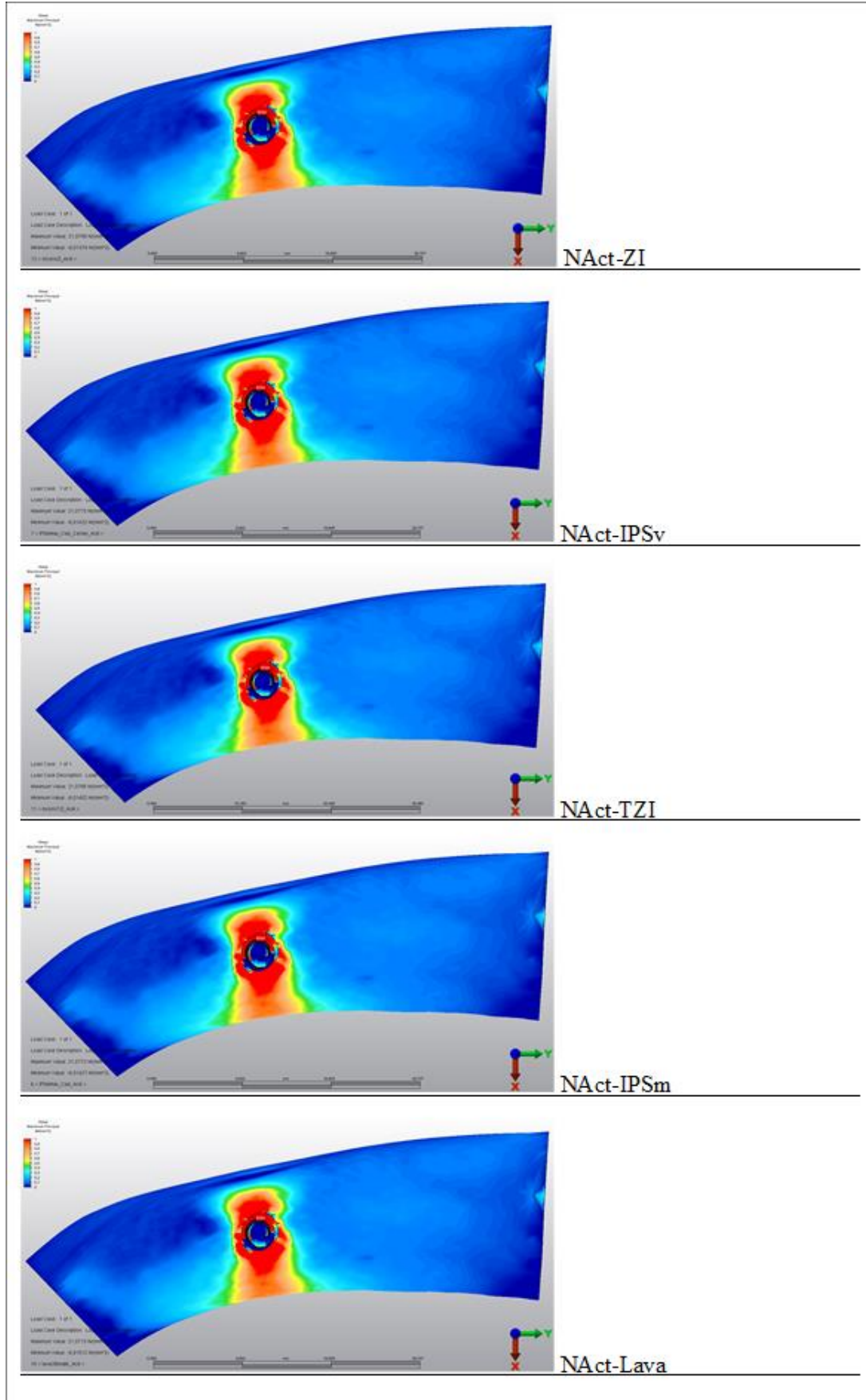
Oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri bulguları

Oblik yüklemde, trabeküler kemikte oluşan en yüksek çekme stresleri bulguları Grafik 4.18’de gösterildi. Bu yüklemde trabeküler kemikteki çekme stresleri değerleri NAct modellerinde NRep modellerinden yüksek bulundu. Bu yüklemde; en yüksek stres NAct-ZI, NAct-IPSm, NAct-TZI, NAct IPSv modellerinde 21,08 MPa olarak, en düşük değer ise NRep-ZI, NRep-TZI, NRep-IPSm modellerinde -14,71 MPa olarak ölçüldü. NAct grubu implantların trabeküler kemikte oluşturdukları çekme streslerine göre aralarındaki sıralama; NAct-IPSm = NAct-ZI = NAct-IPSV = NAct-TZI > NAct-Lava şeklinde saptandı. NRep grubu implantlar ise Rep-ZI = Rep-IPSm = Rep-TZI = Rep-IPSV > Rep-Lava şeklinde sıralama gösterdi.

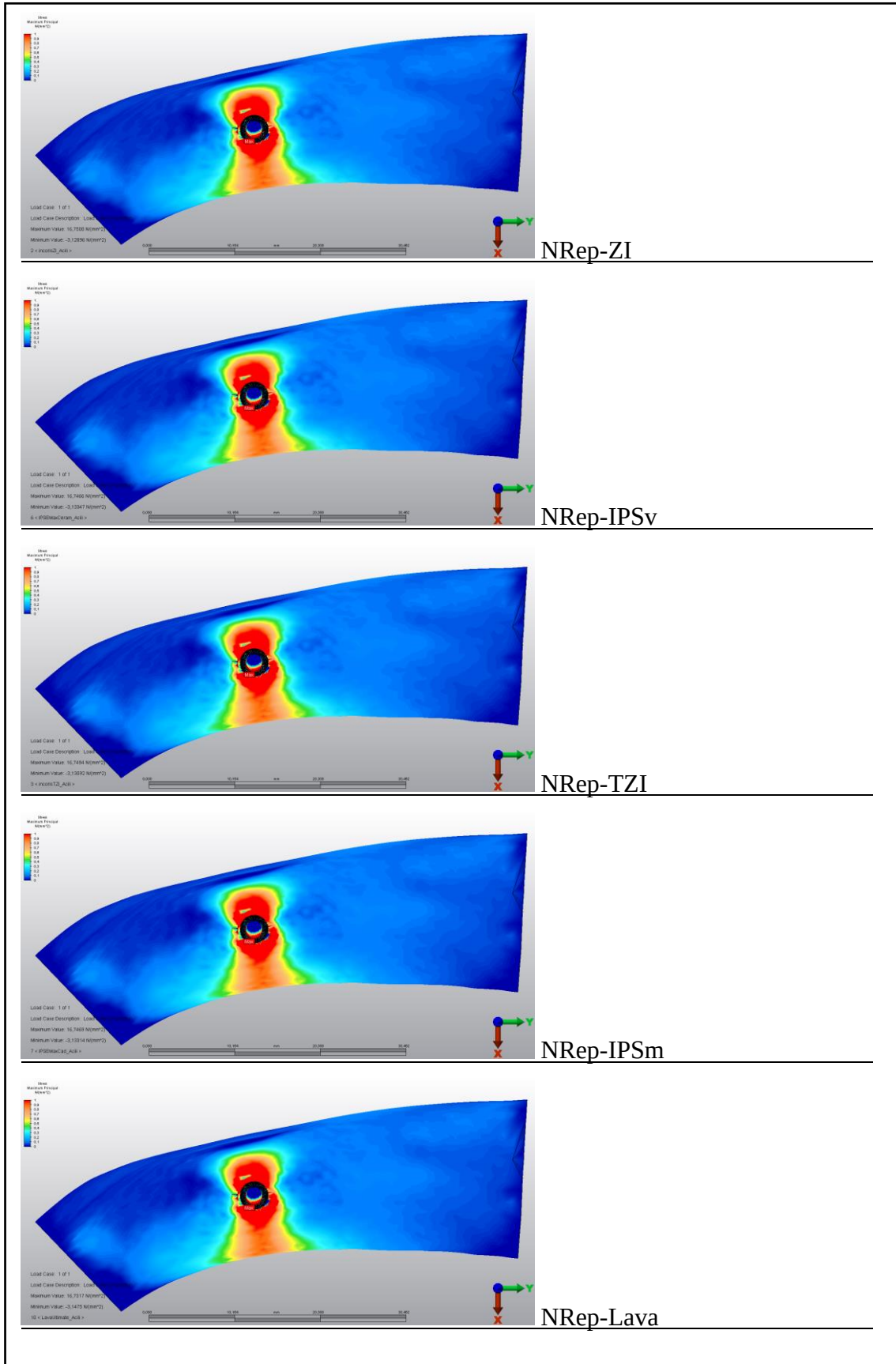
Bütün modellerde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri dağılımları Şekil 4.27 ve Şekil 4.28’de gösterildi. Çekme streslerinin bukkal ve lingual bölgede yoğunlaştığı belirlendi.



Grafik 4.18. Oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri



Resim 4.27. Oblik yüklemde NAct modellerde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri

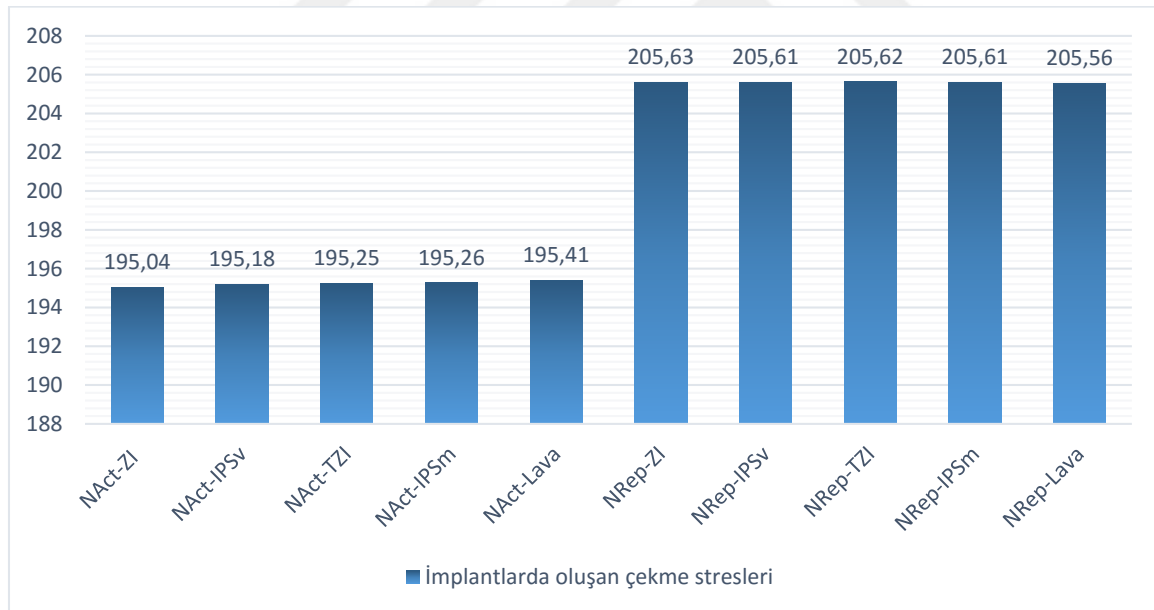


Resim 4.28. Oblik yüklemde NRep modellerde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri

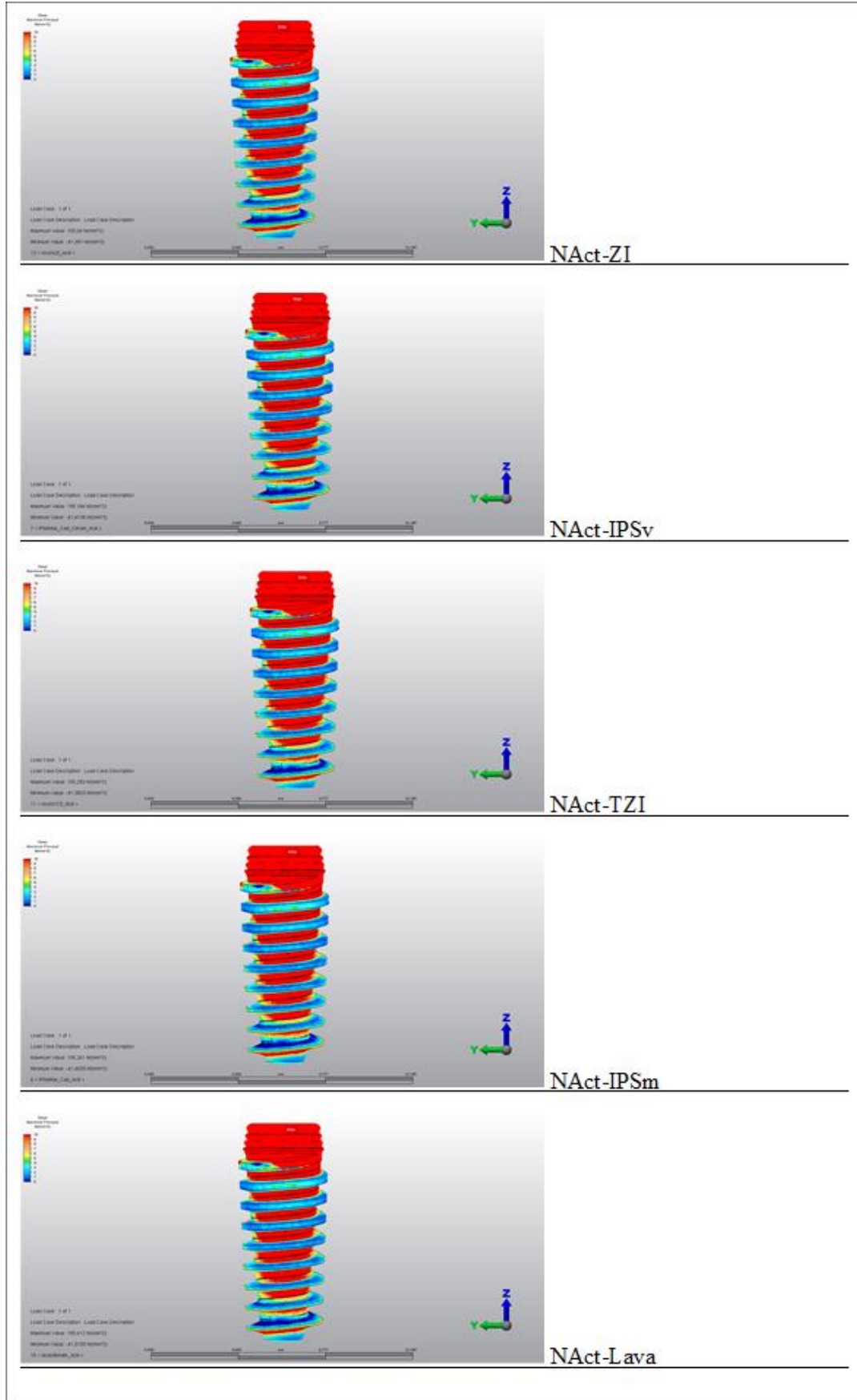
Oblik yüklemde implantlarda oluşan çekme stresleri bulguları

Oblik yüklemde, implantlarda oluşan en yüksek çekme stresleri bulguları Grafik 4.19'da gösterildi. NRep modellerinde implantlardaki çekme stresi bulguları NAct modellerinden yüksek bulundu. Bu yüklemde; en yüksek stres değeri NRep-ZI modelinde 205,63 MPa olarak, en düşük stres değeri ise NAct-ZI modelinde 195,04 MPa olarak bulundu. NRep grubu implantların trabeküler kemikte oluşturdukları çekme streslerine göre aralarındaki sıralama; NRep-ZI > NRep-TZI > NRep-IPSV = NRep-IPSm > NRep-Lava şeklinde saptandı. NAct grubu implantlar ise NAct-Lava > NAct-IPSm > NAct-TZI > NAct-IPSV > NAct-ZI şeklinde sıralandı.

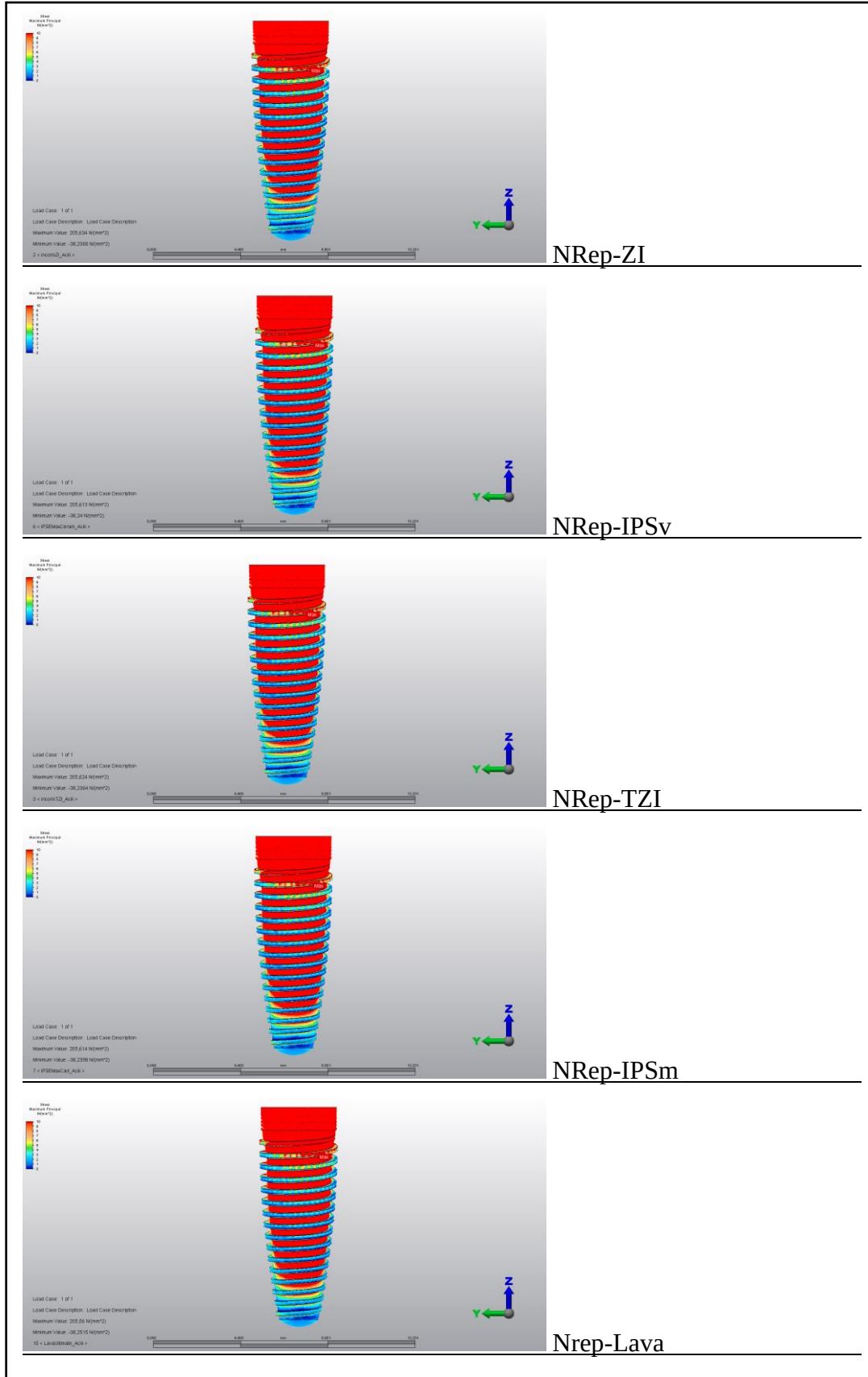
Bütün modellerde implantlarda oluşan çekme stresleri dağılımları Şekil 4.29 Şekil 4.30'da gösterildi. Çekme stresleri dağılımının implantın gövdesinde, boyun bölgesinden apikale doğru azaldığı gözlemlendi.



Grafik 4.19. Oblik yüklemde implantlarda oluşan çekme stresleri



Resim 4.29. Oblik yüklemde NAct implant modellerinde oluşan çekme stresleri



Resim 4.30. Oblik yüklemde NRep implant modellerinde oluşan çekme stresleri

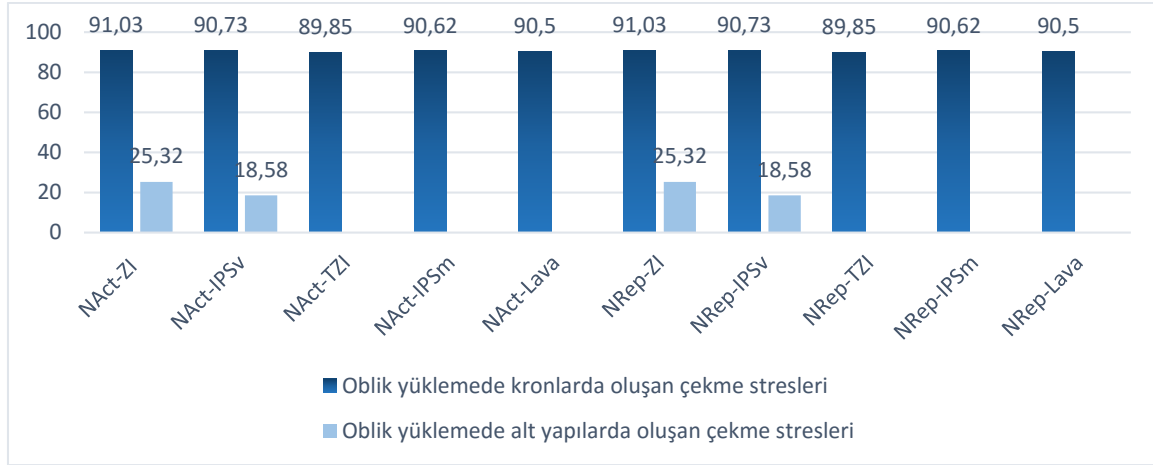
Oblik yüklemde kronlarda oluşan çekme stresleri bulguları

Kronlarda en yüksek çekme stresleri yükleme nodlarında tespit edildi. Ancak bu nodlarda oluşan değerler karşılaştırma yapılabilecek stres değerleri olarak düşünülmendiğinden, kronlarda oluşan çekme stresleri yükleme nodları elimine edildikten sonra alınan referans nodlardaki stresler ile karşılaştırıldı. Oblik yüklemde, kronlarda oluşan çekme stresi bulguları Grafik 4.20’de gösterildi. Kronlarda oluşan çekme streslerinin implant tasarımından etkilenmediği görüldü. Bu yüklemde alt yapılarda NAct-IPSV ve NRep-IPSV modellerinde stres değeri 18,58 MPa olarak, NAct-ZI ve NRep-ZI modellerinde ise 25,32 MPa olarak bulundu. Veneerlerde stres değerleri NAct-ZI ve NRep-ZI modellerinde 91,03 MPa; NAct-IPSV ve NRep-IPSV modellerinde 90,73 MPa olarak tespit edildi.

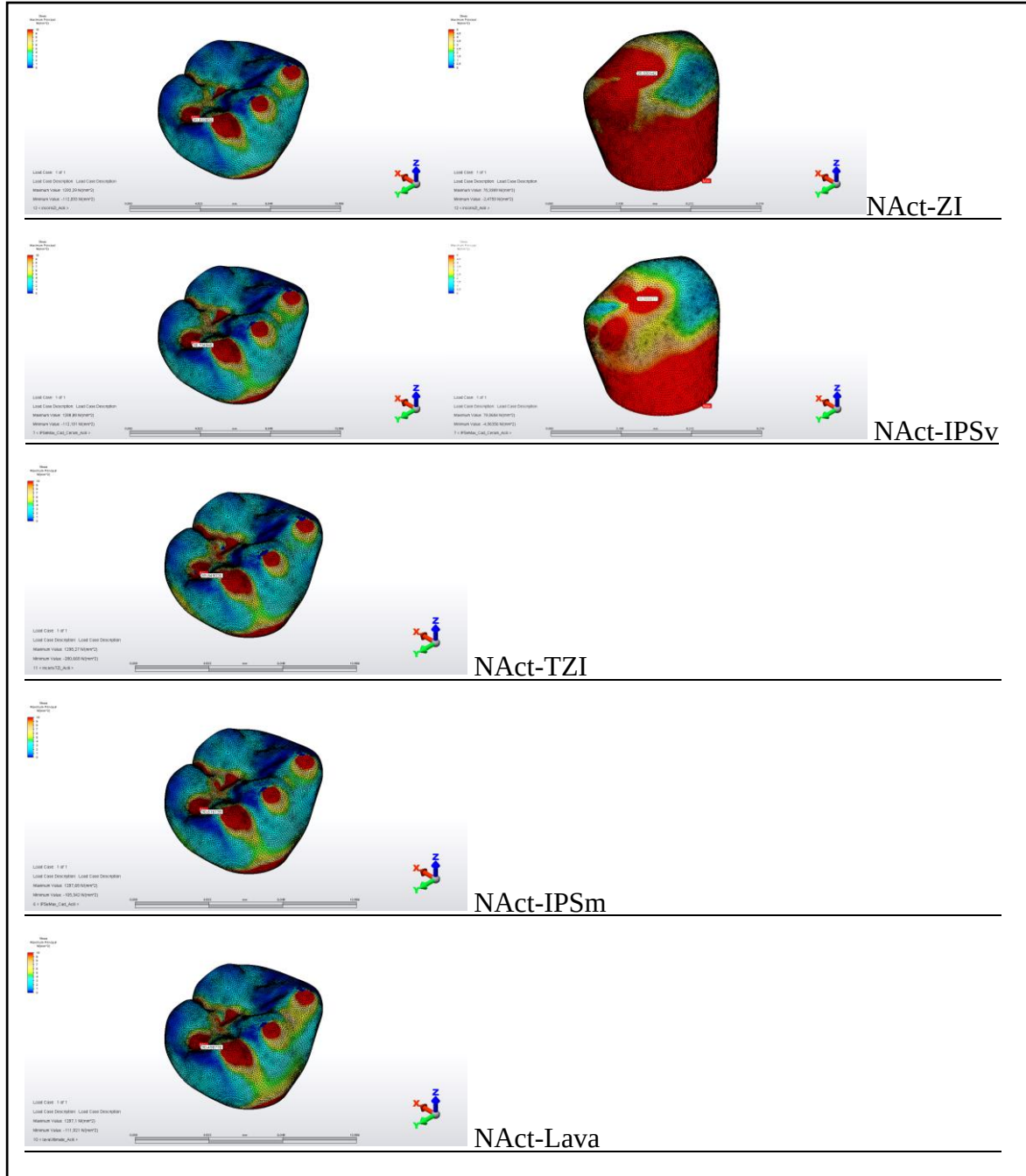
Monolitik restorasyonlar incelendiğinde çekme streslerinin kronlarda NAct-IPSm, NRep-IPSm modellerinde 90,62 MPa, NAct-Lava ve NRep-Lava modellerinde 90,50 MPa, NAct-TZI ve NRep-TZI modellerinde 89,85 MPa olduğu saptandı.

Bütün modellerde oluşan, çekme stresleri dağılımları Şekil 4.31 ve Şekil 4.32’de gösterildi. Modellerde, çekme streslerinin veneerlerde ve monolitik restorasyonlarda yükleme bölgeleri olan tüberkül tepeleri ile fossalarda ve bukkal basamakta yoğunlaştığı, periferik doğru azaldığı görüldü.

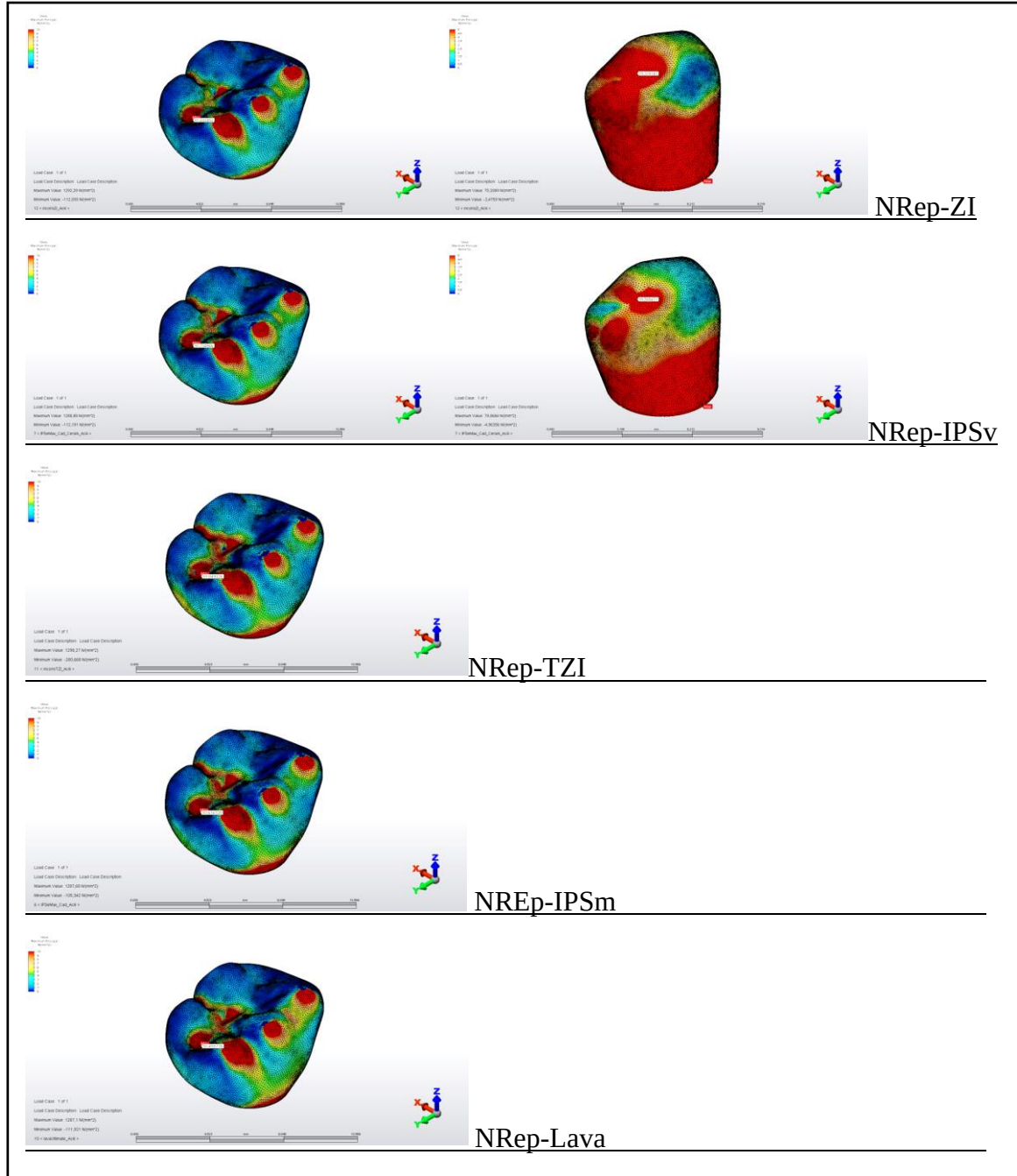
Zirkonya ve lityum disilikat cam seramik modellerde veneerlenmiş restorasyonlarda monolitik restorasyonlara göre daha yüksek çekme stresi bulundu. Monolitik restorasyonlarda lityum disilikat modellerde daha fazla stres görülürken, veneerlenmiş restorasyonlarda zirkonya restorasyonlardan daha fazla stres görüldü. Veneerlenmiş restorasyonlarda alt yapılarda zirkonya modellerde lityum disilikat modellere göre daha fazla çekme stresi değerleri tespit edildi.



Grafik 4.20. Oblik yüklemde kronlarda ve alt yapılarda oluşan çekme stresleri



Resim 4.31. Oblik yüklemde NAct modellerde kron ve alt yapılarda oluşan çekme stresleri



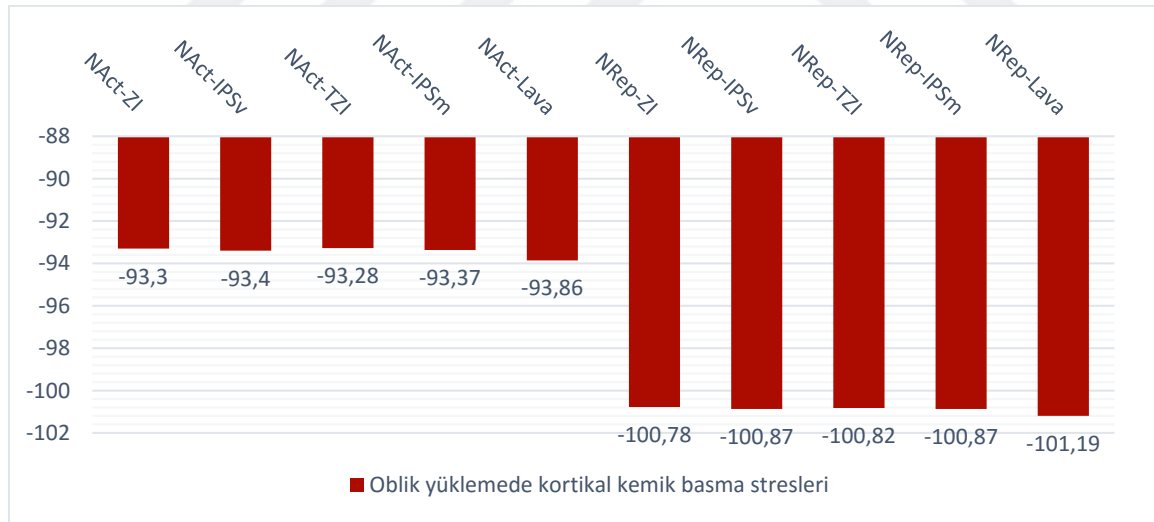
Resim 4.32. Oblik yüklemde NAct modellerde kron ve alt yapılarda oluşan çekme stresleri

Oblik yüklemde oluşan basma stresleri bulguları

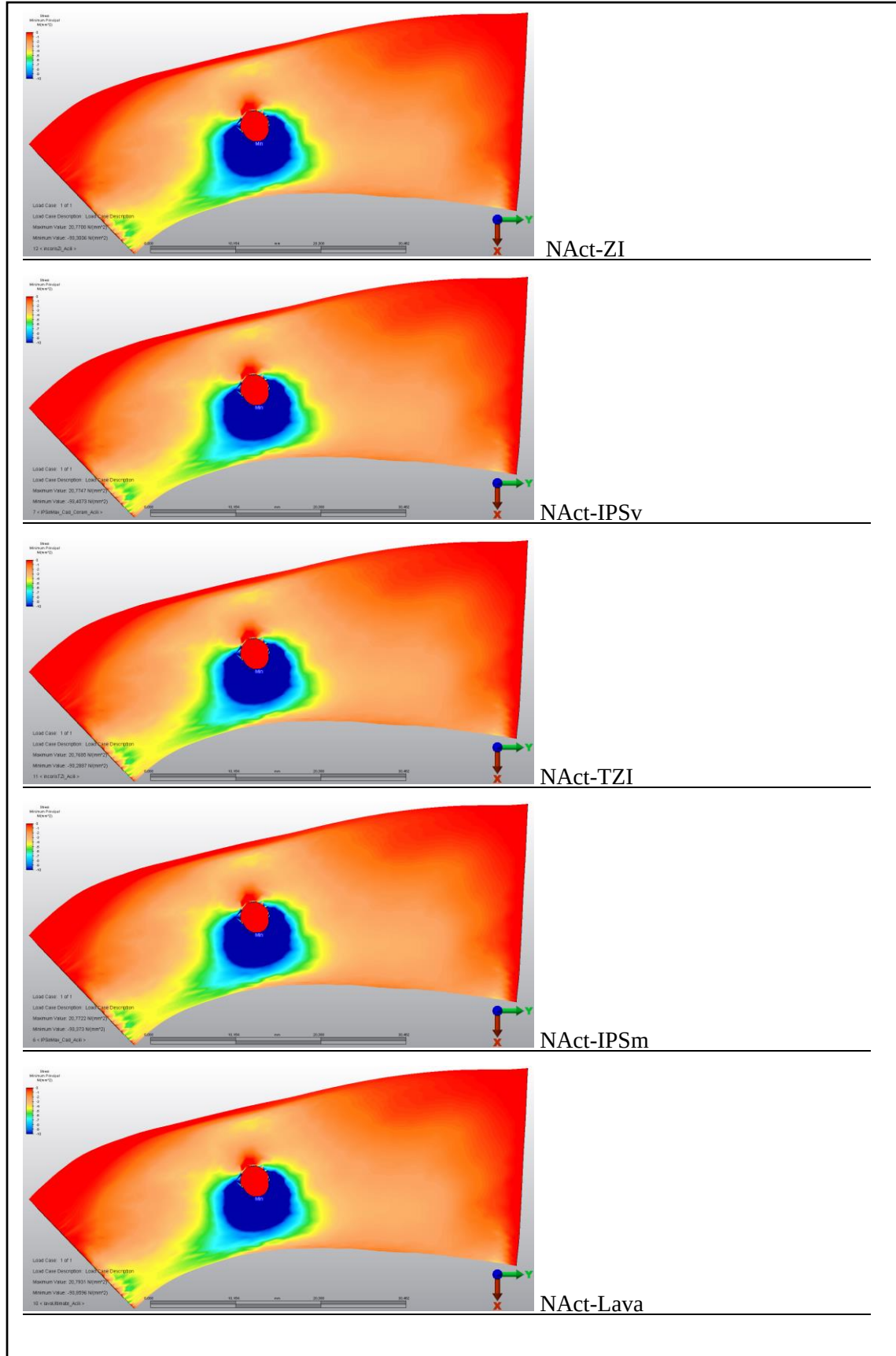
Oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri bulguları

Oblik yüklemde, kortikal kemikte oluşan en yüksek basma stresleri bulguları Grafik 4.21’de gösterildi. Kortikal kemikteki basma streslerinin NRep modellerinde NAct modellerine göre daha yüksek olduğu saptandı. Bu yüklemde; kortikal kemikteki en yüksek basma stresi NRep-Lava modelinde -101,19 MPa olarak, en düşük değer ise NAct-TZI modelinde -93,28 MPa olarak ölçüldü. NRep grubu implantların kortikal kemikte oluşturdukları basma streslerine göre aralarındaki sıralama; NRep-Lava > NRep-IPSm = NRep-IPSV > NRep-TZI > Rep-ZI şeklinde saptandı. NAct grubu implantlar ise NAct-Lava > NAct-IPSV > NAct-IPSm > NAct-ZI > NAct-TZI şeklinde sıralama gösterdi.

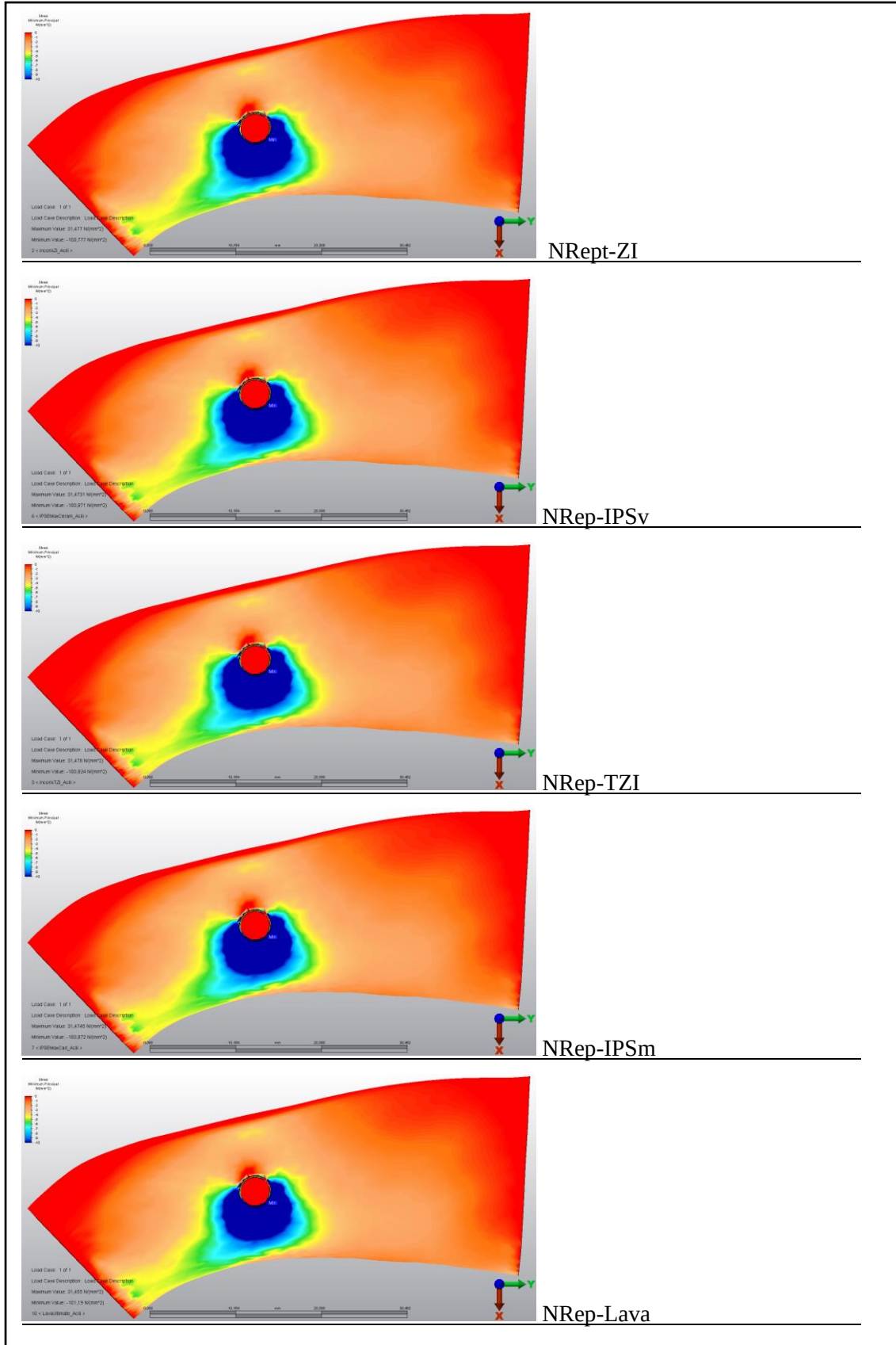
Bütün modellerde oluşan, basma stresleri dağılımları Şekil 4.33 ve Şekil 4.34’de gösterildi. Basma streslerinin bukkal bölgeye oranla lingual bölgede, distale oranla mezialde yoğunlaştığı belirlendi.



Grafik 4.21. Oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri



Resim 4.33. Oblik yüklemde NAct modellerde kortikal kemikte oluşan basma stresleri

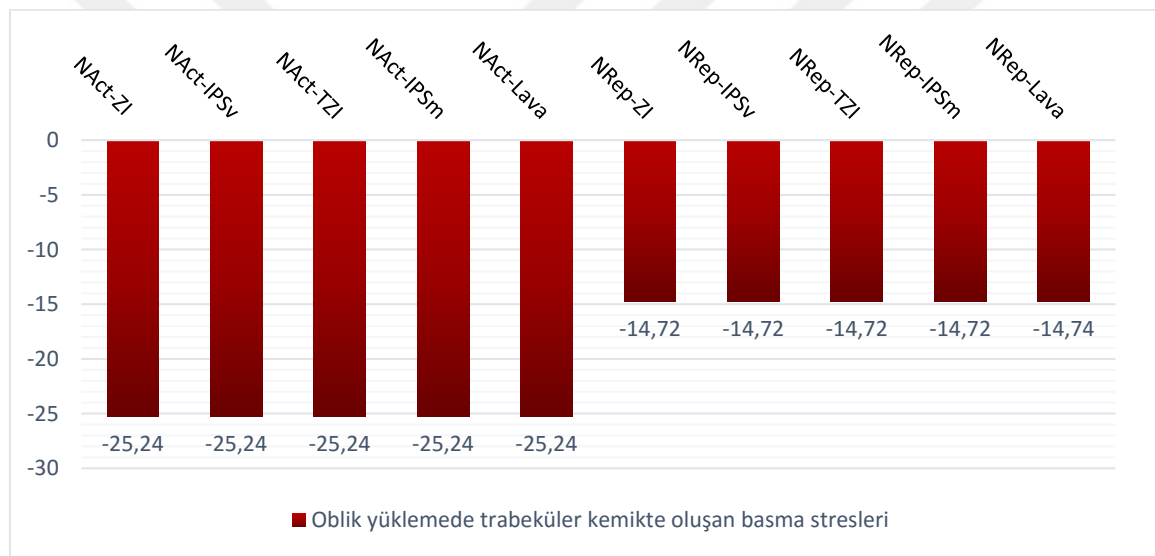


Resim 4.34. Oblik yüklemde NRep modellerde kortikal kemikte oluşan basma stresleri

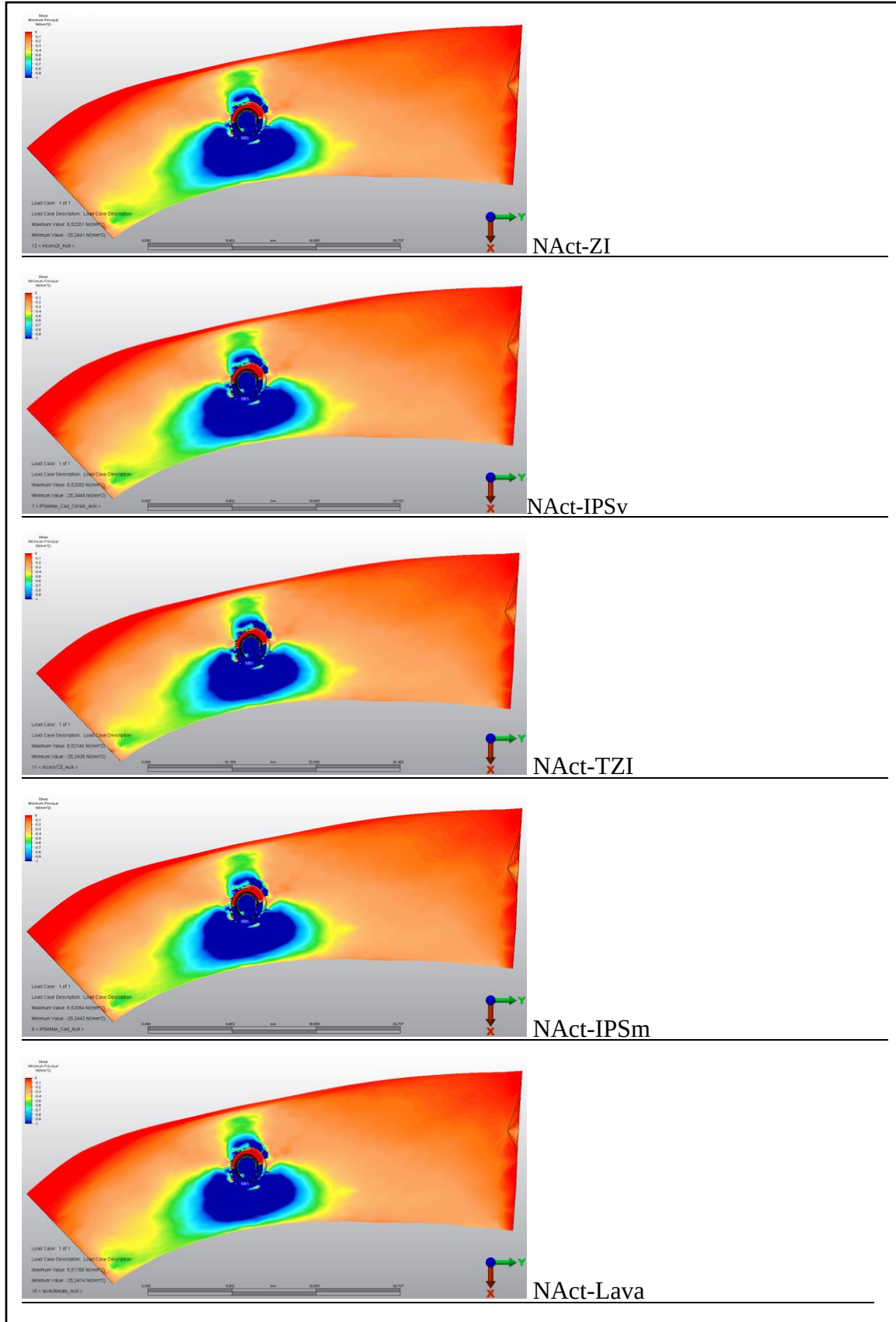
Oblik yüklemede trabeküler kemikte oluşan basma stresleri bulguları

Oblik yüklemede, trabeküler kemikte oluşan en yüksek basma stresleri bulguları Grafik 4.22’de gösterildi. Trabeküler kemikte oluşan en yüksek basma stresleri NAct modellerde NRep modellerine göre daha yüksek bulundu. Bu yüklemede en yüksek basma stresleri, NAct grubu modellerde -25,24 MPa; NRep-ZI, NRep-IPSV, NRep-TZI, NRep-IPSm grubu modellerde -14,72 MPa, NRep-Lava modelinde ise -14,74 MPa olarak ölçüldü.

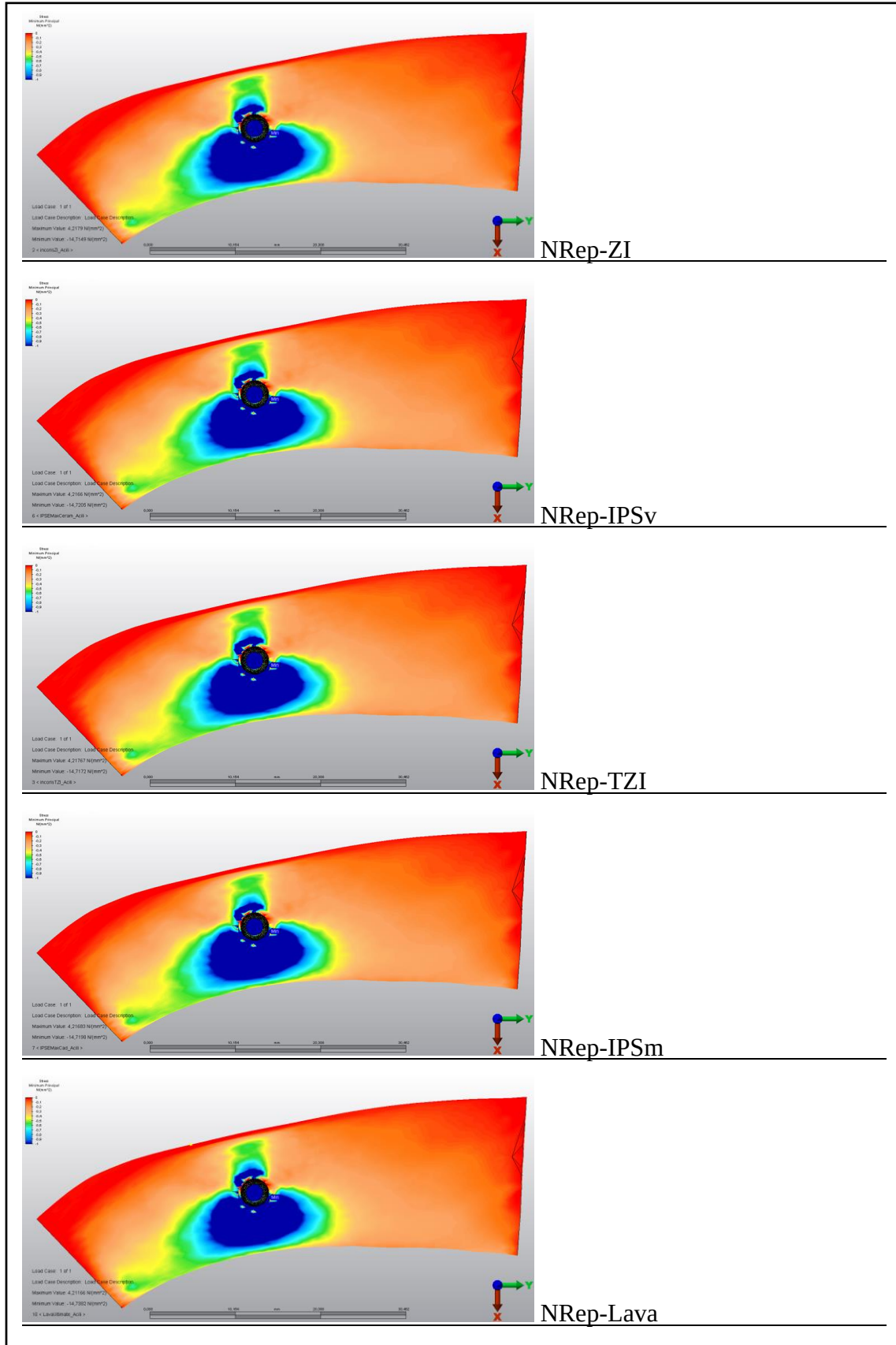
Bütün modellerde oluşan basma stresleri dağılımları Şekil 4.35 ve Şekil 4.36’da gösterildi. Basma stresleri dağılımlarının lingual bölgede yoğunlaştığı belirlendi.



Grafik 4.22. Oblik yüklemede trabeküler kemikte oluşan basma stresleri



Resim 4.35. Oblik yüklemde NAct modellerde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri

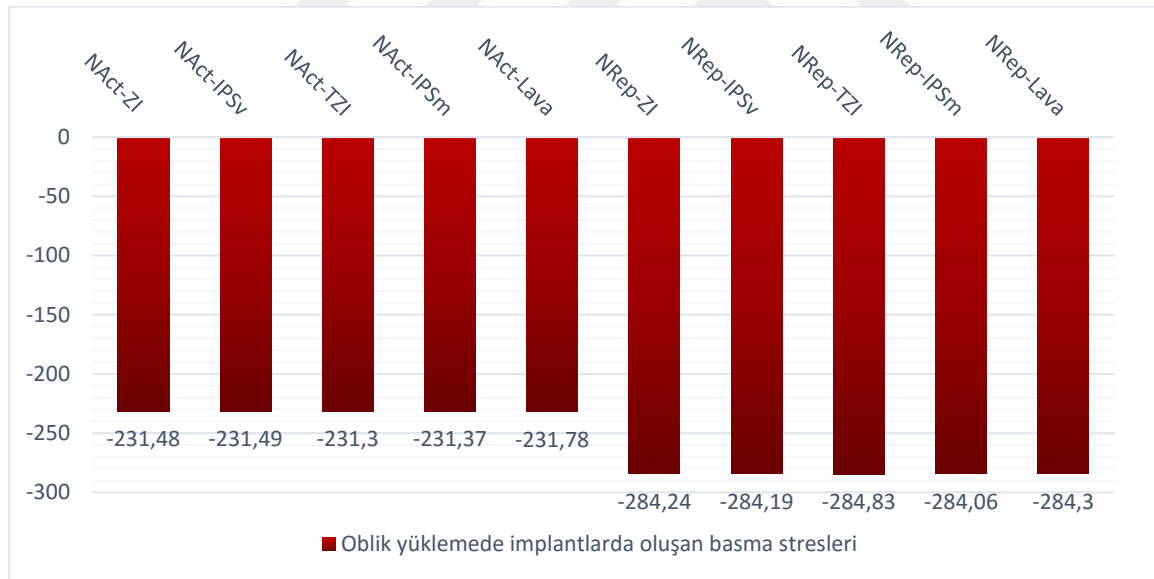


Resim 4.36. Oblik yüklemde NAct modellerde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri

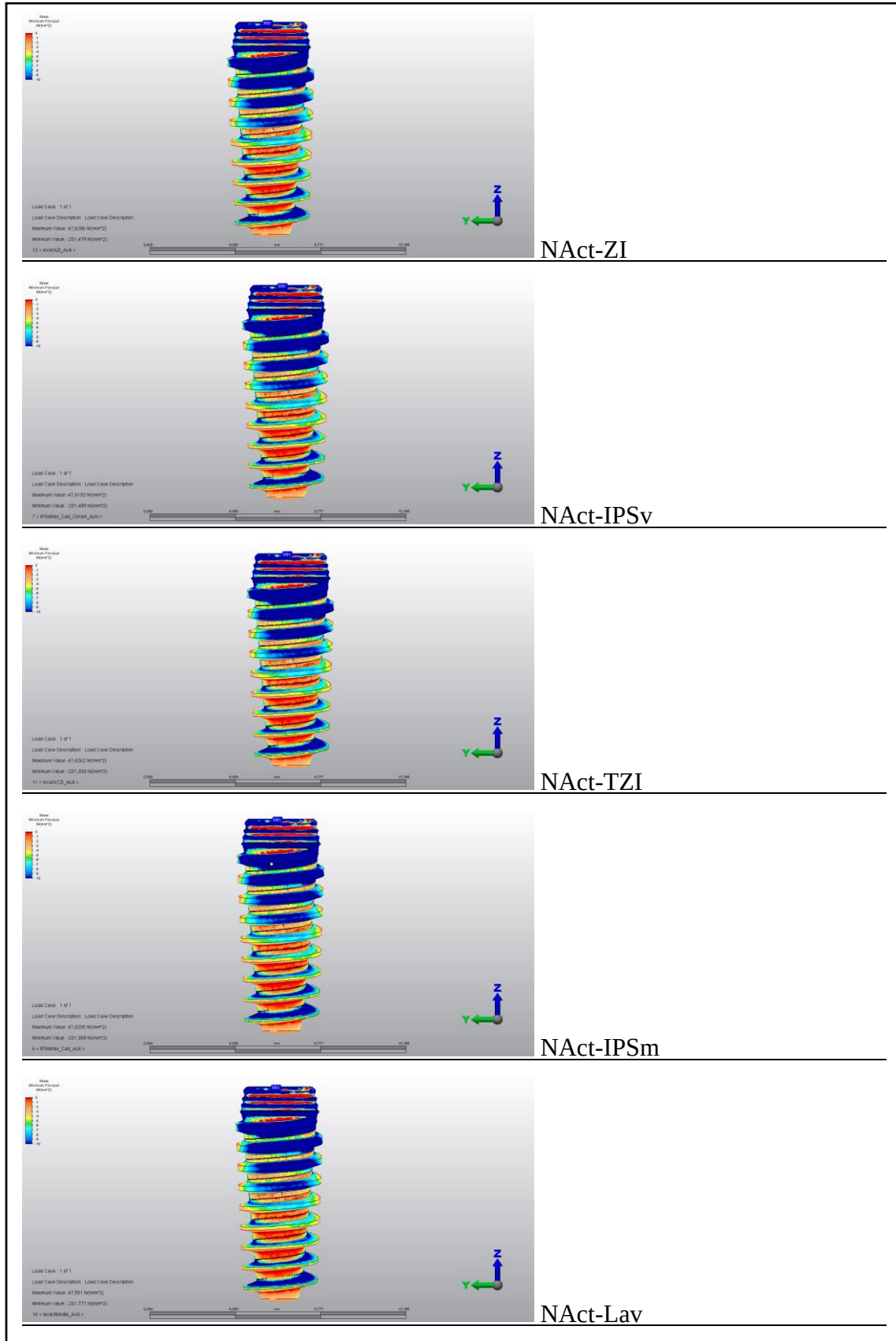
Oblik yüklemde implantlarda oluşan basma stresleri bulguları

Oblik yüklemde implantlarda oluşan en yüksek basma stresi bulguları Grafik 4.23'te gösterildi. NRep grubu implant modellerinde basma stresi değerleri NAct Grubu implant modellerinden daha yüksek bulundu. Bu yüklemde en yüksek basma stres miktarı NRep-TZI modelinde -284,83 MPa olarak, en düşük değer ise NAct-TZI modellerinde -231,30 MPa olarak tespit edildi. NRep grubu modellerde basma streslerine göre sıralama; NRep-TZI > NRep-Lava > NRep-ZI > NRep-IPSV > NRep-IPSM olarak saptandı. NAct grubu modellerde basma streslerine göre sıralama; NAct-Lava > NAct-IPSV > NAct-ZI > NAct-IPSM > NAct-TZI şeklinde saptandı.

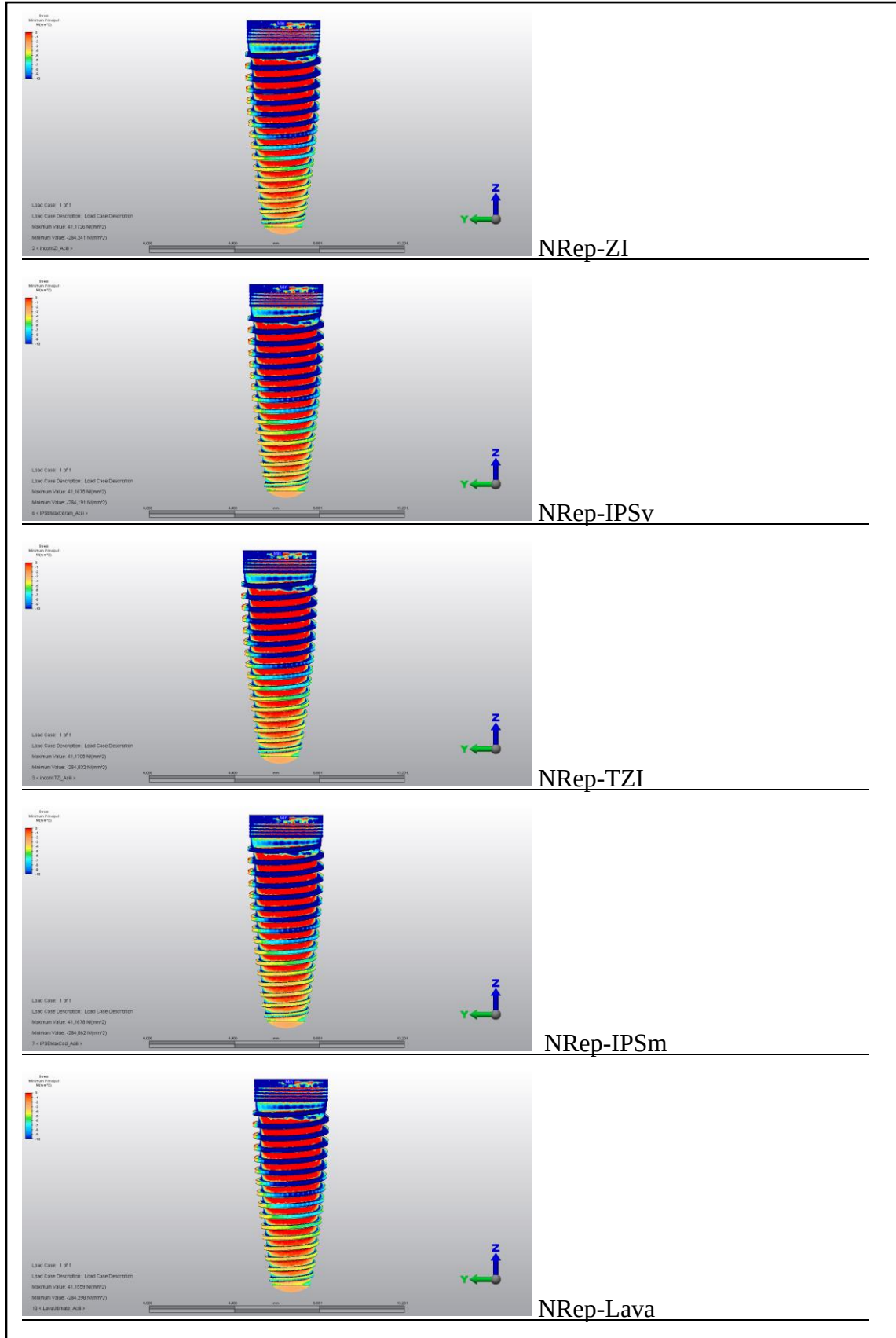
Bütün modellerde oluşan basma stresleri dağılımları Şekil 4.37 ve Şekil 4.38'da gösterildi. İmplantlar üzerinde oluşan basma stresleri dağılımları implantların yivlerinde boyun bölgesinden apikale doğru azaldığı görüldü.



Grafik 4.23. Oblik yüklemde implantlarda oluşan basma stresleri



Resim 4.37. Oblik yüklemde NAct implant modellerinde oluşan basma stresleri



Resim 4.38. Oblik yüklemde NRep implant modellerinde oluşan basma stresleri

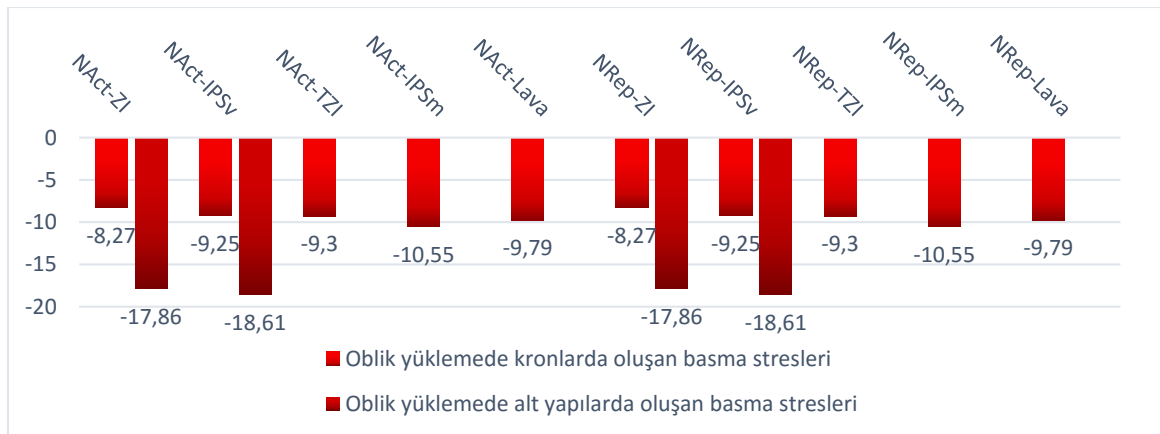
Oblik yüklemde kronlarda oluşan basma stresleri bulguları

Kronlarda en yüksek basma stresleri yükleme nodlarında tespit edildi. Ancak bu nodlarda oluşan değerler karşılaştırma yapılabilecek stres değerleri olarak düşünülmediğinden, kronlarda oluşan basma stresleri yükleme nodları elimine edildikten sonra alınan referans nodlardaki stresler ile karşılaştırıldı. Oblik yüklemde, kronlarda oluşan basma stresleri bulguları Grafik 4.24'te gösterildi. Kronlarda oluşan basma streslerinin implant tasarımından etkilenmediği görüldü. Bu yüklemde alt yapılarda NAct-IPSV ve NRep-IPSV modellerinde stres değeri -18,61 MPa olarak, NAct-ZI ve NRep-ZI modellerinde ise -17,86 MPa olarak bulundu. Veneerlerde stres değerleri NAct-ZI ve NRep-ZI modellerinde -8,27 MPa; NAct-IPSV ve NRep-IPSV modellerinde -9,25 MPa olarak tespit edildi.

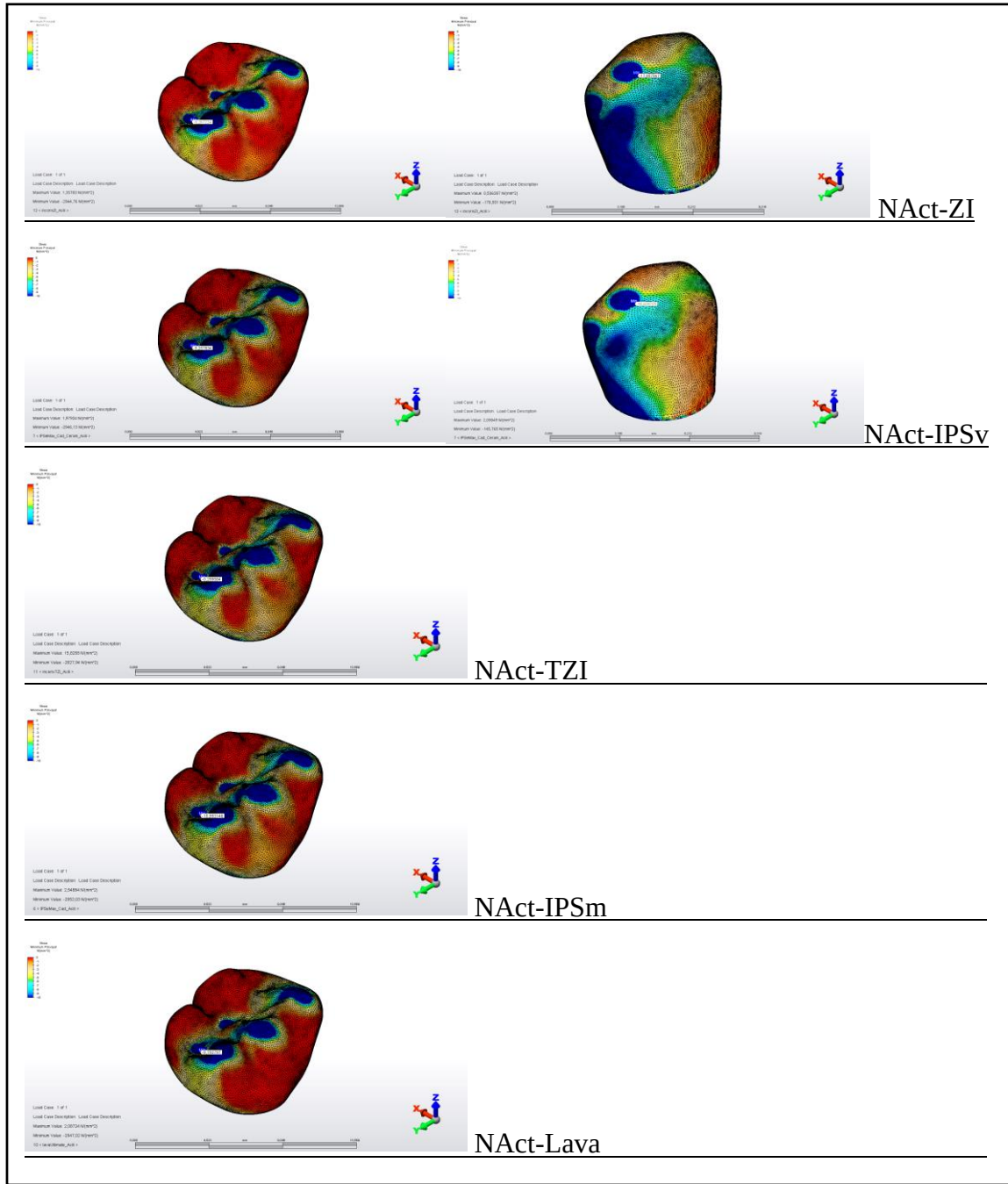
Monolitik restorasyonlar incelendiğinde basma streslerinin kronlarda NAct-IPSm, NRep-IPSm modellerinde -10,55 MPa, NAct-Lava ve NRep-Lava modellerinde -9,79 MPa, NAct-TZI ve NRep-TZI modellerinde -9,30 MPa olduğu saptandı.

Bütün modellerde oluşan basma stresleri dağılımları Şekil 4.39 ve Şekil 4.40'ta gösterildi. Bütün modellerde basma streslerinin veneerlerde ve monolitik restorasyonlarda yükleme bölgeleri olan tüberkül tepeleri ile fossalarda yoğunlaştığı, periferik doğru azaldığı görüldü. Bunun yanında bukkal ve distal basamak bölgesinde de yoğunlaştığı görüldü.

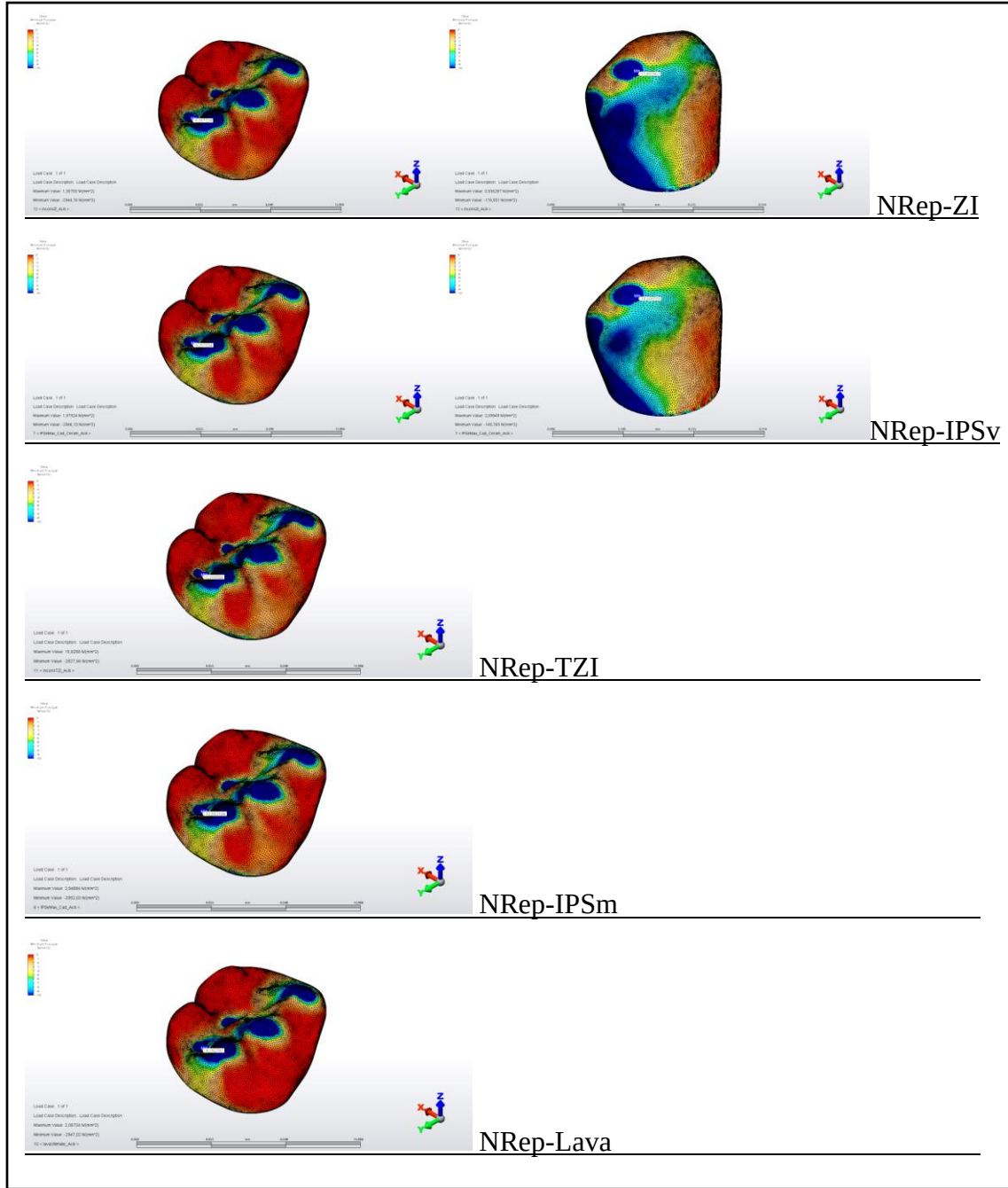
Monolitik restorasyonlarda IPSv modellerde daha yüksek basma stresleri bulundu. IPSv modellerin üst ve alt yapılarında daha yüksek basma stresleri bulundu.



Grafik 4.24. Oblik yüklemde kronlarda oluşan basma stresleri



Resim 4.39. Oblik yüklemde NAct modellerde kronlarda ve alt yapılarda oluşan basma stresleri



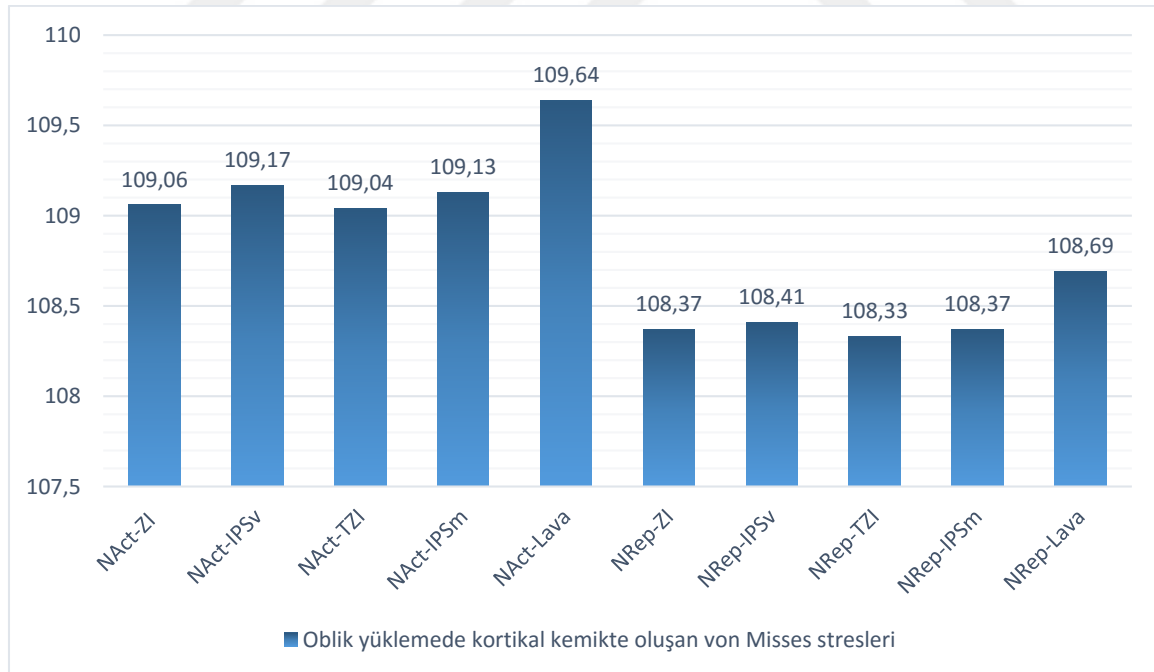
Resim 4.40. Oblik yüklemde NAct modellerde kronlarda ve alt yapılarda oluşan basma stresleri

Oblik yüklemde oluşan von Mises stres bulguları

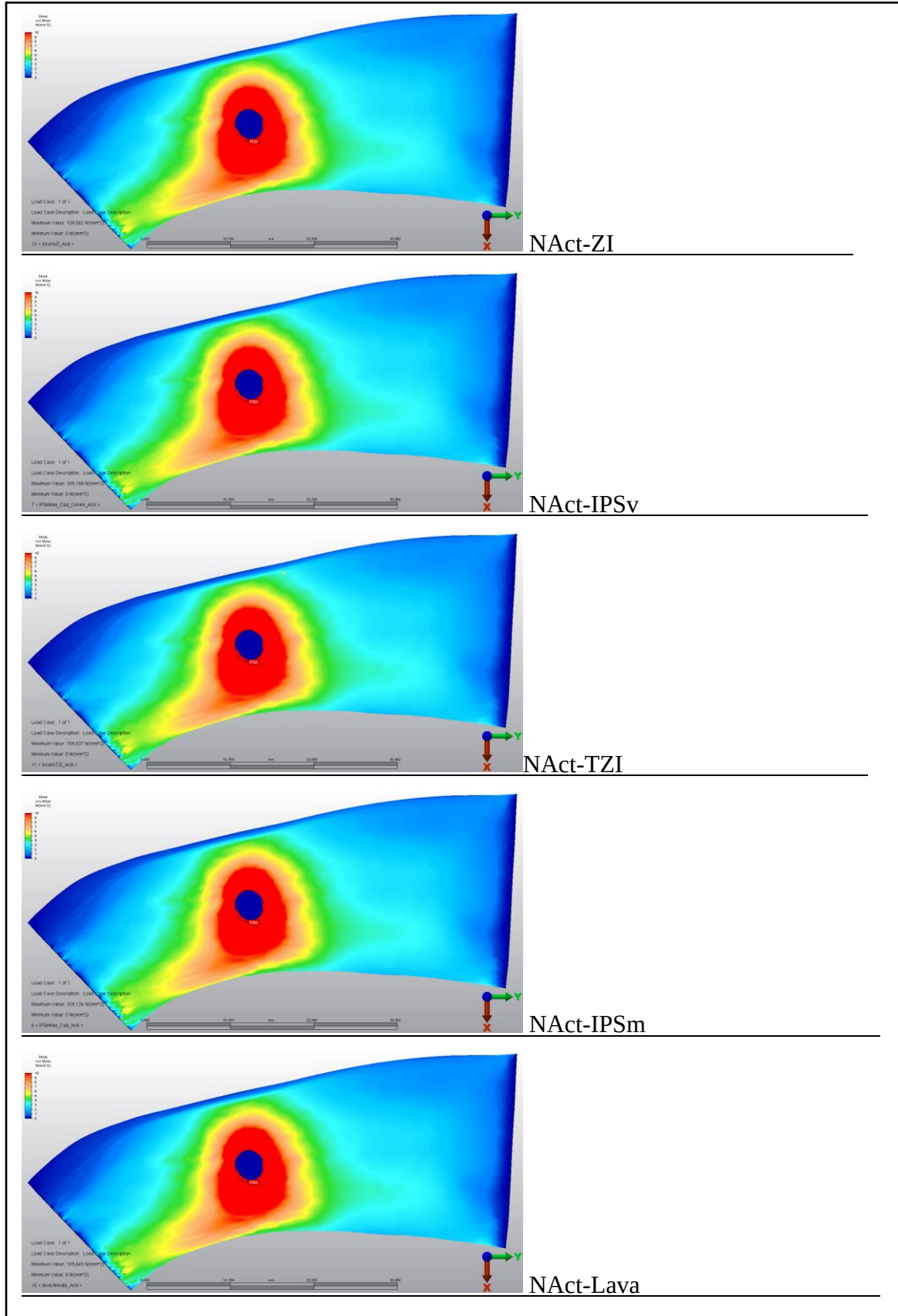
Oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan von Mises stres bulguları

Oblik yüklemde, kortikal kemikte oluşan en yüksek von Mises stresleri bulguları Grafik 4.25’de gösterildi. Kortikal kemikte von Mises stresi bulgularının NAct modellerinde NRep modellerinden yüksek olduğu saptandı. Bu yüklemde; en yüksek stres NAct-Lava modelinde 109,64 MPa olarak, en düşük değer ise NRep-TZI modellerinde 108,33 MPa olarak ölçülmüştür. NAct grubu implantların kortikal kemikte oluşturdukları en yüksek von Mises stres değerleri; NAct-Lava > NAct-IPSV > NAct-IPSm > NAct-ZI > NAct-TZI şeklinde sıralanmıştır. NRep grubu implantların kortikal kemikte oluşturdukları von Mises streslerine göre aralarındaki sıralama; NRep-Lava > NRep-IPSV > NRep-IPSm = NRep-ZI > NRep-TZI şeklinde saptanmıştır.

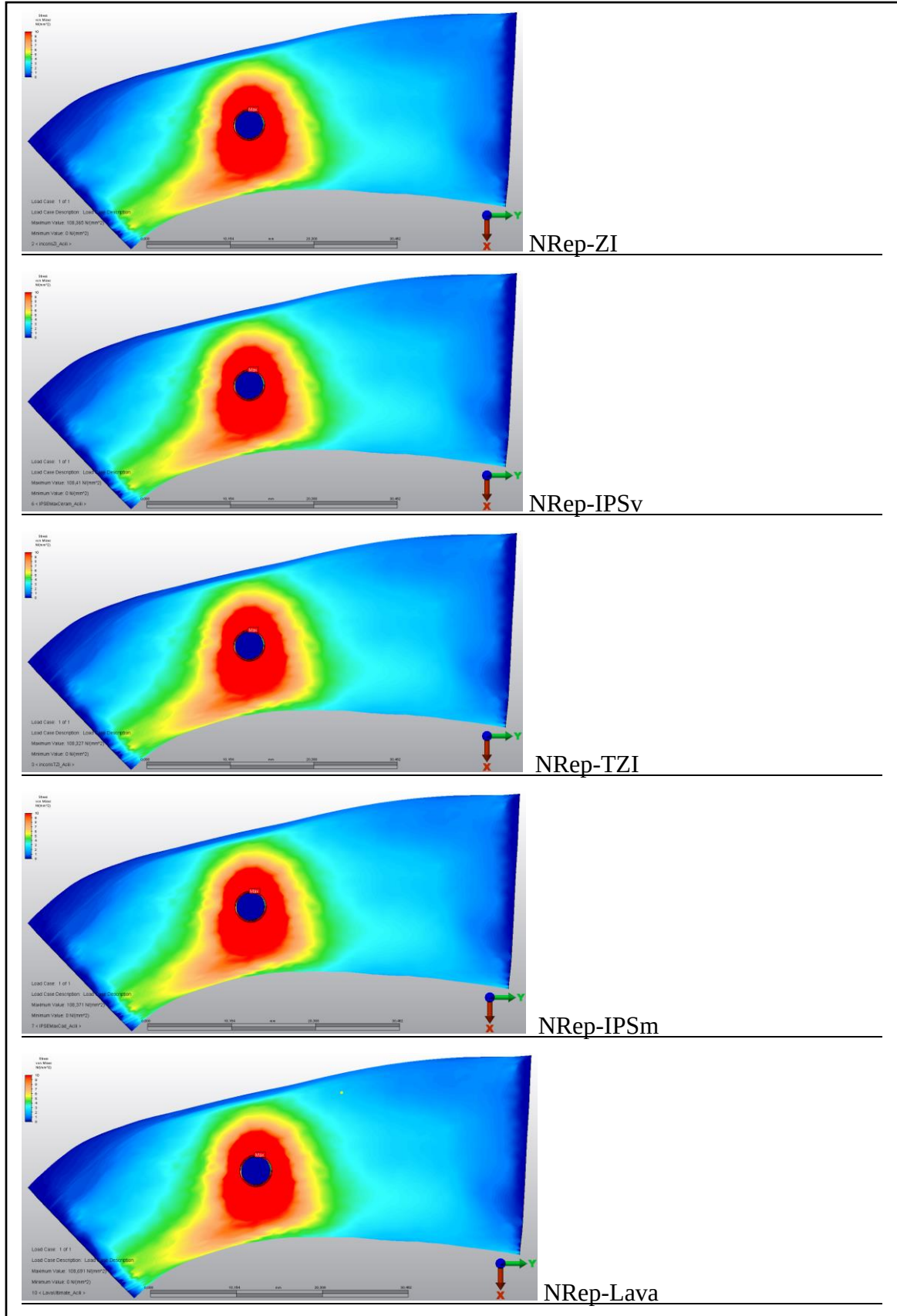
Bütün modellerde oluşan basma stresleri dağılımları Şekil 4.41 ve Şekil 4.42’de gösterildi. Kortikal kemikte von Mises streslerinin lingual bölgede daha fazla yoğunlaştığı belirlendi.



Grafik 4.25. Oblik yüklemde implantlarda oluşan von Mises stresleri



Resim 4.41. Oblik yüklemde NAct modellerde kortikal kemikte oluşan von Misses stresleri

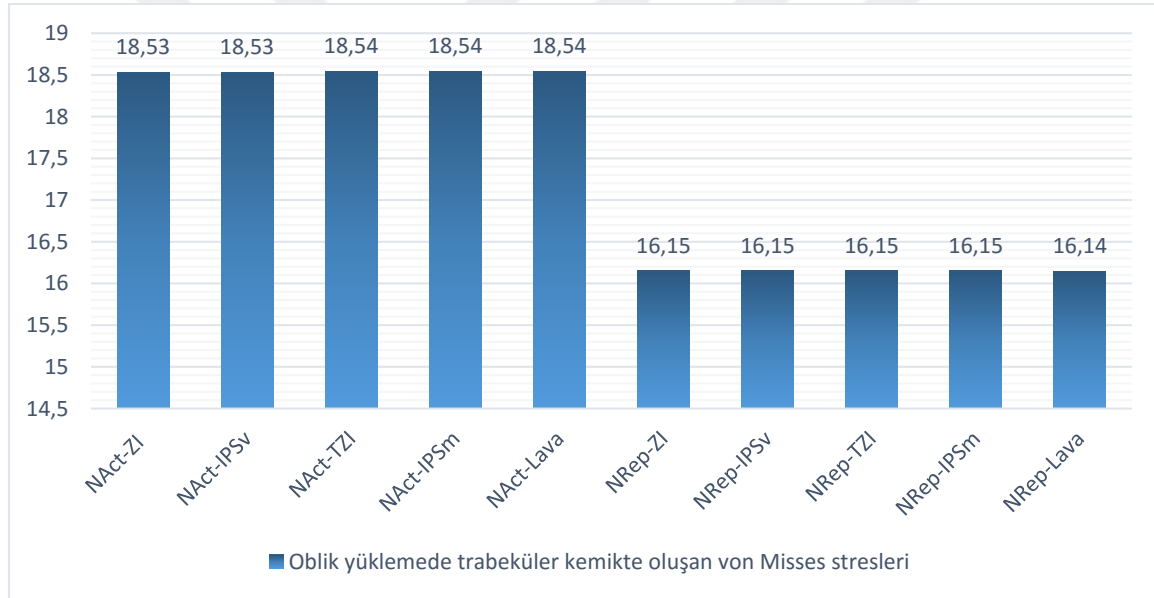


Resim 4.42. Oblik yüklemde NRep modellerde kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri

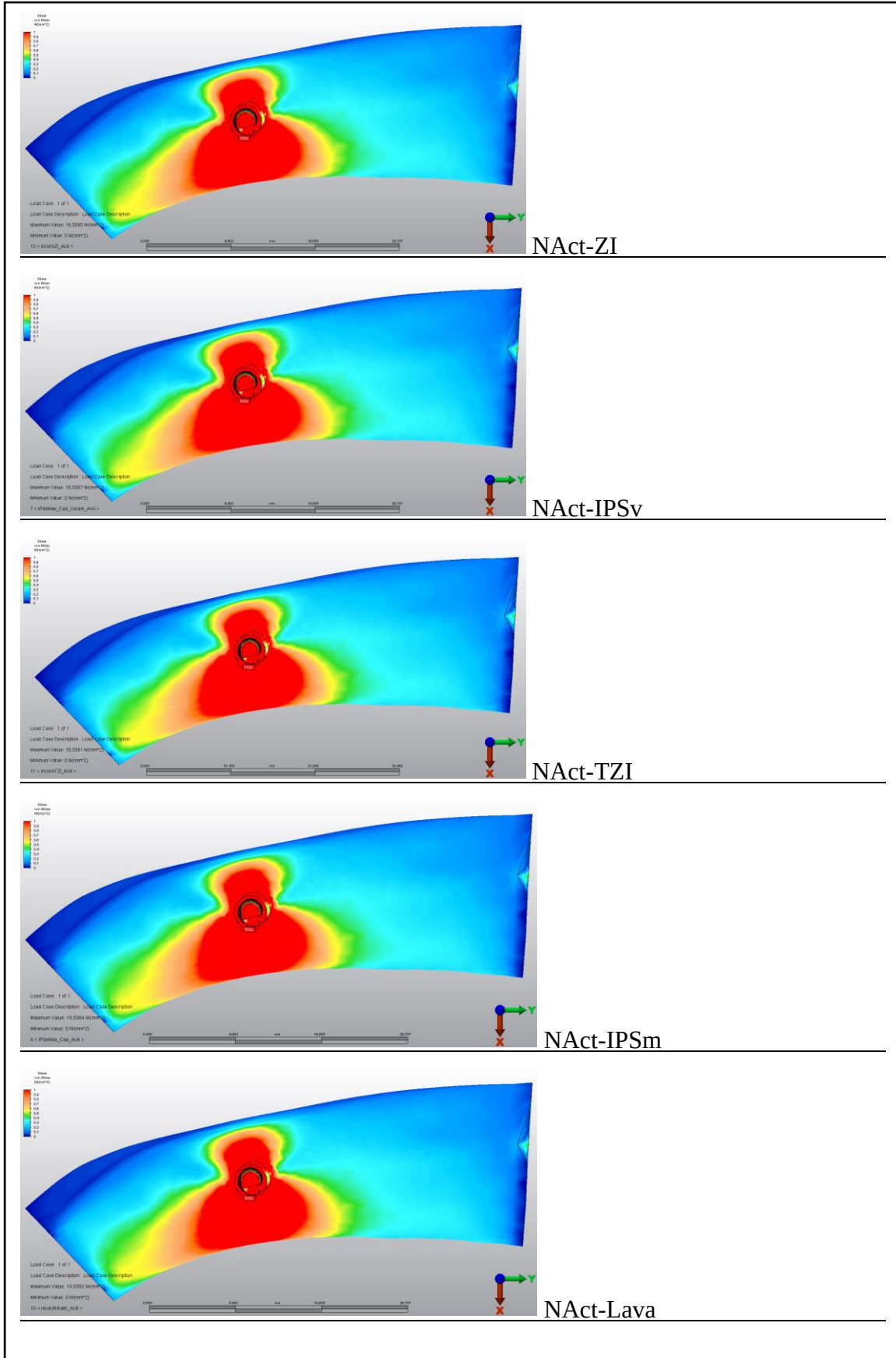
Oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan von Mises stresleri bulguları

Oblik yüklemde, trabeküler kemikte oluşan en yüksek von Mises stresleri bulguları Grafik 4.26’da gösterildi. Vertikal yüklemde trabeküler kemikte NAct grubu implant modellerinde, NRep grubu implant modellerine göre daha yüksek von Mises stresleri tespit edildi. Bu yüklemde trabeküler kemikte en yüksek von Mises stresleri; NAct-tZI, NAct-IPSm, NAct-Lava modellerinde 18,54 MPa, en düşük değer ise NRep-Lava modelinde 16,14 MPa olarak bulundu.

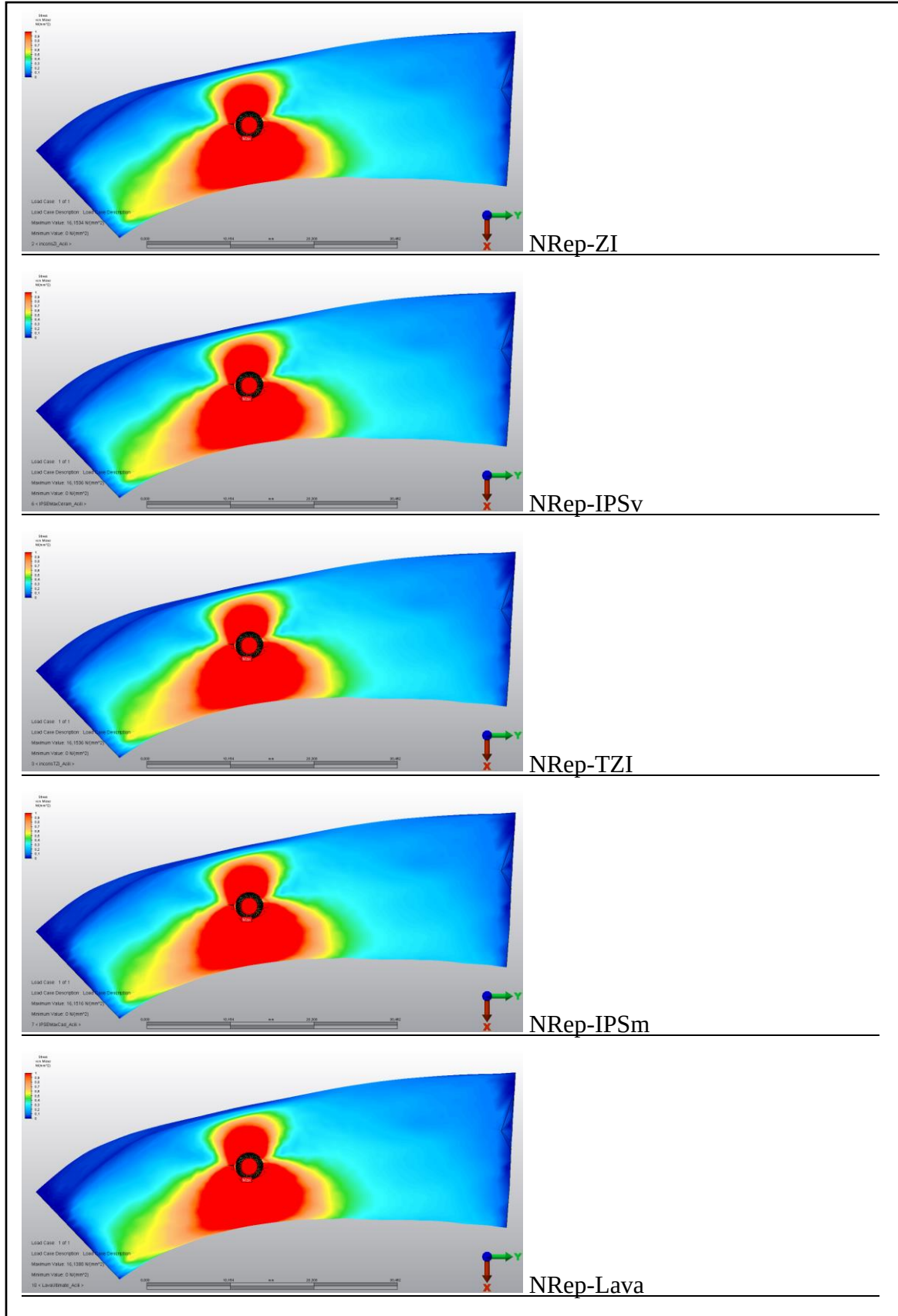
Bütün modellerde oluşan basma stresleri dağılımları Şekil 4.43 ve Şekil 4.44’te gösterildi. Trabeküler kemikte basma streslerinin lingual bölgede yoğunlaştığı tespit edildi.



Grafik 4.26. Oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan von Mises stresleri



Resim 4.43. Oblik yüklemde NAct modellerde trabeküler kemikte oluşan von Mises stresleri

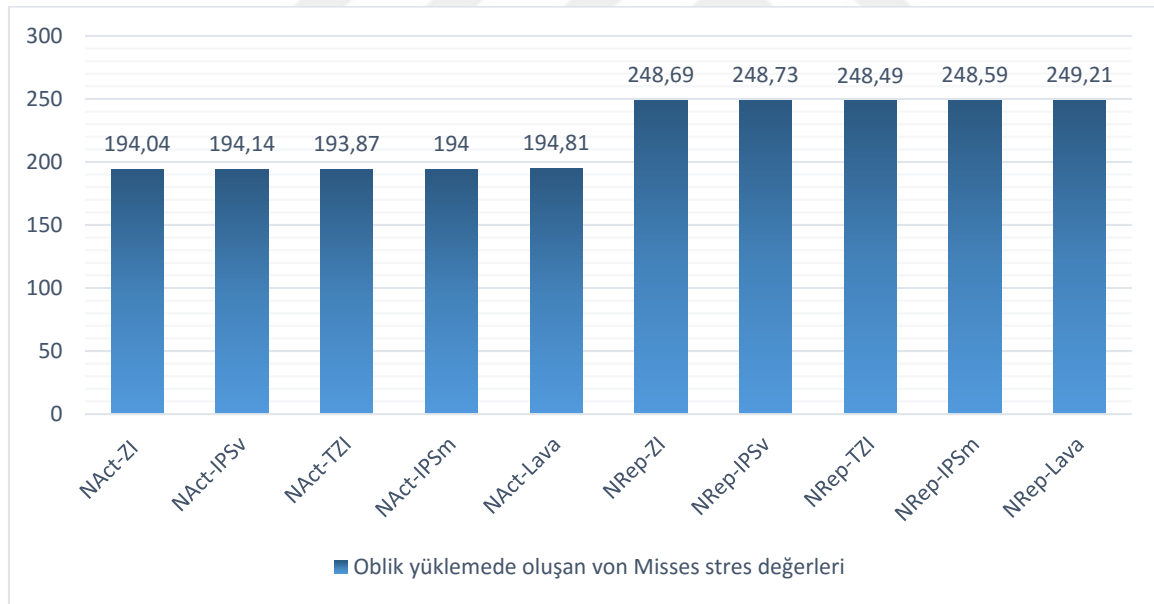


Resim 4.44. Oblik yüklemde NRep modellerde trabeküler kemikte oluşan von Misses stresleri

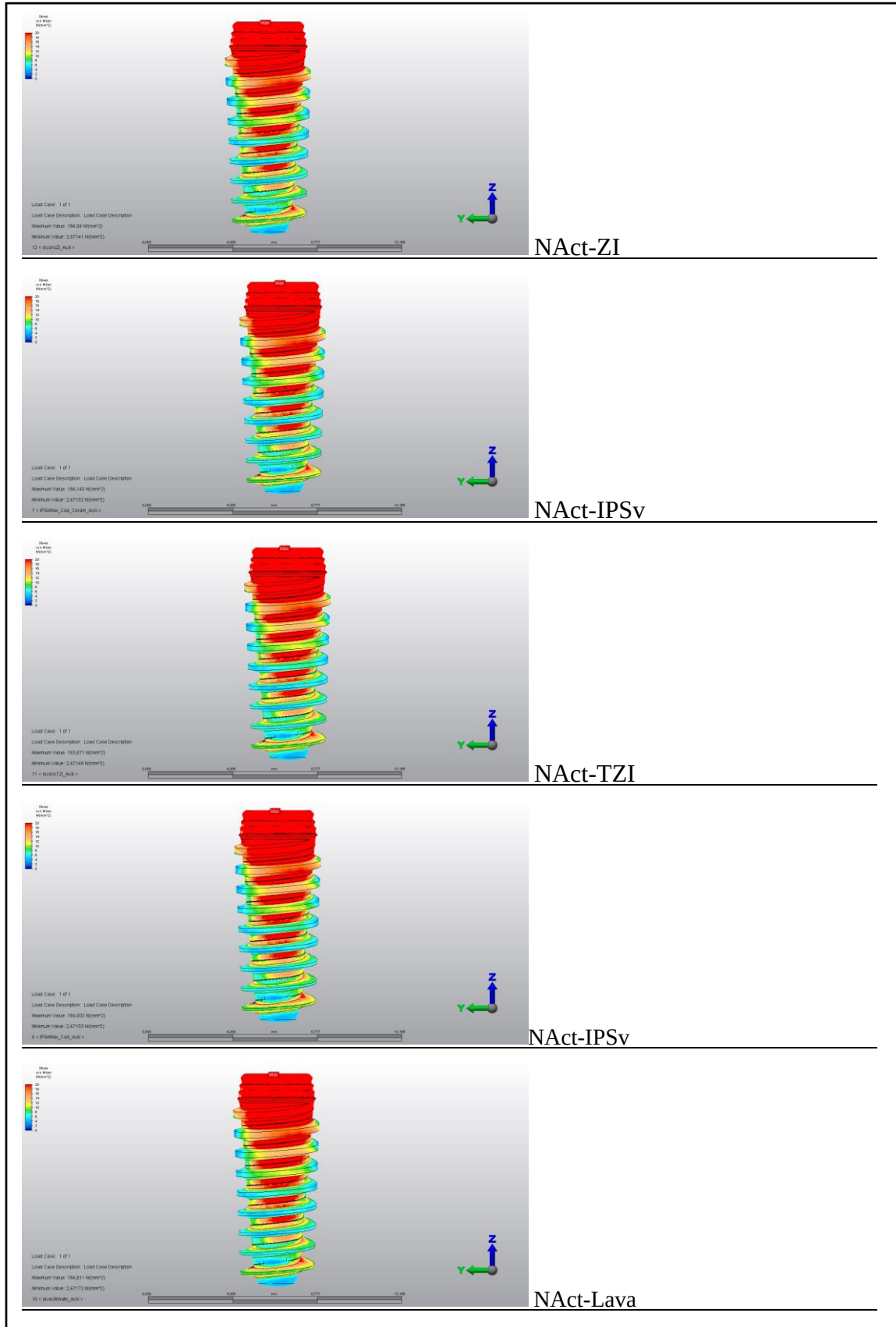
Oblik yüklemde implantlarda oluşan von Mises stresleri bulguları

Oblik yüklemde implantlarda oluşan von Mises stresi bulguları Grafik 4.27'de gösterildi. NRep grubu implant modellerinde basma stresi değerleri NAct grubu implant modellerinden daha yüksek bulundu. Bu yüklemde von Mises stres miktarı NRep-Lava modelinde 249,21 MPa olarak, en düşük değer ise NAct-TZI modelinde 193,87 MPa olarak tespit edildi. NRep grubu modellerde von Mises streslerine göre sıralama; NRep-Lava > NRep-IPSV > NRep-ZI > NRep-IPSm > NRep-TZI olarak saptandı. NAct grubu modellerde von Mises streslerine göre sıralama; NAct-Lava > NAct-IPSV > NAct-ZI > NAct-IPSm > NAct-TZI şeklinde saptandı.

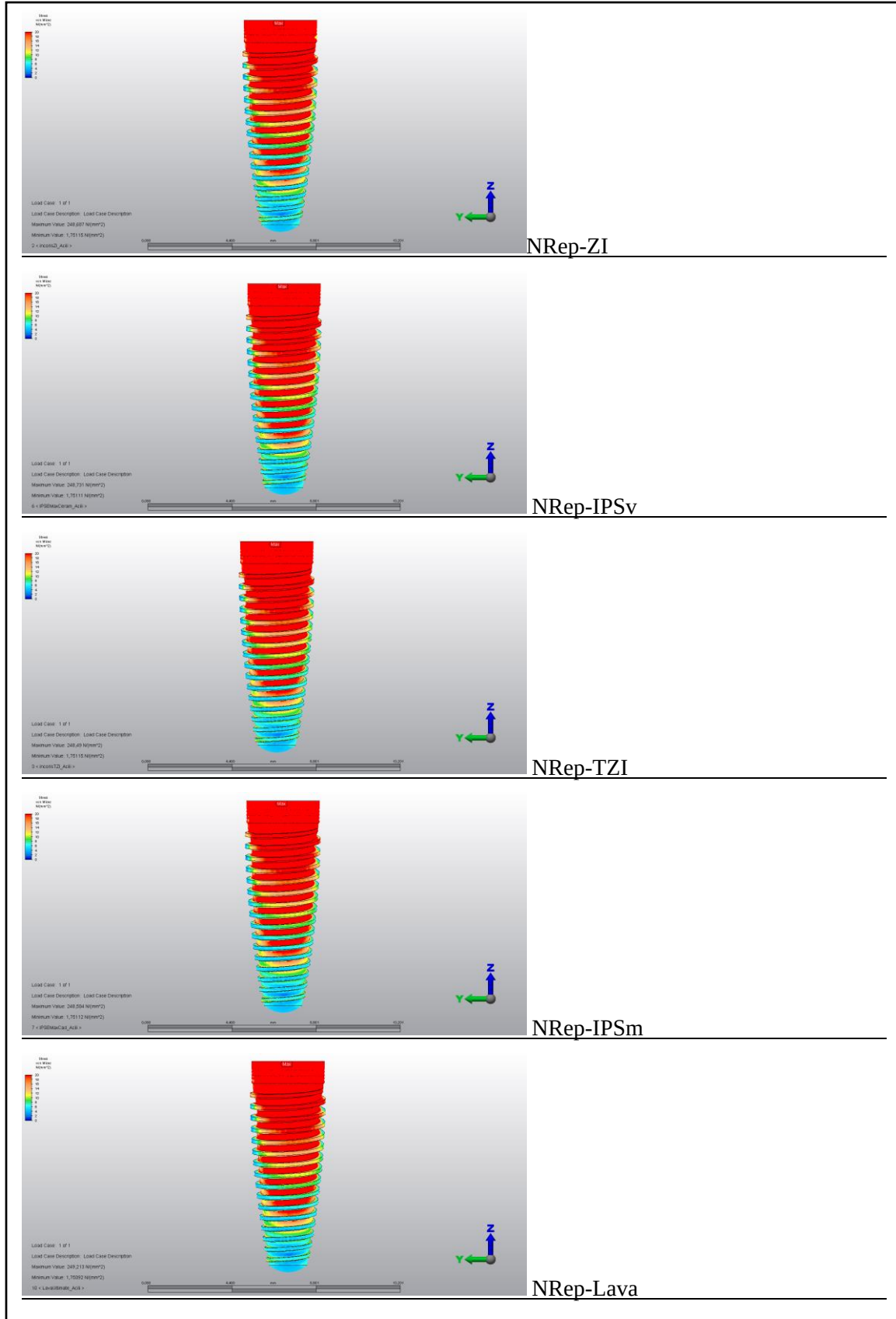
Bütün modellerde oluşan basma stresleri dağılımları Şekil 4.45 ve Şekil 4.46'da gösterildi. İmplantlar üzerinde oluşan von Mises stresleri implant gövdesinde boyun bölgesinden apikale doğru azaldığı saptandı.



Grafik 4.27. Oblik yüklemde implantlarda oluşan von Mises stresleri



Resim 4.45. Oblik yüklemde NAct implant modellerinde oluşan von Mises stresleri



Resim 4.46. Oblik yüklemde NRep implant modellerinde oluşan von Misses stresleri

Oblik yüklemede kronlarda oluşan von Mises stres bulguları

Kronlarda von Mises stresleri yükleme nodlarında tespit edildi. Ancak bu nodlarda oluşan değerler karşılaştırma yapılabilecek stres değerleri olarak düşünülmediğinden, kronlarda oluşan von Mises stresleri yükleme nodları elimine edildikten sonra alınan referans nodlardaki stresler ile karşılaştırıldı. Oblik yüklemede, kronlarda oluşan von Mises stres bulguları Grafik 4.28’te gösterildi. Kronlarda oluşan von Mises streslerinin implant tasarımından etkilenmediği görüldü. Bu yüklemede alt yapılarda NAct-IPSV ve NRep-IPSV modellerinde stres değeri 32,65 MPa olarak, NAct-ZI ve NRep-ZI modellerinde ise 37,97 MPa olarak bulundu. Veneerlerde stres değerleri NAct-ZI ve NRep-ZI modellerinde 93,50; NAct-IPSV ve NRep-IPSV modellerinde 93,81 MPa olarak tespit edildi.

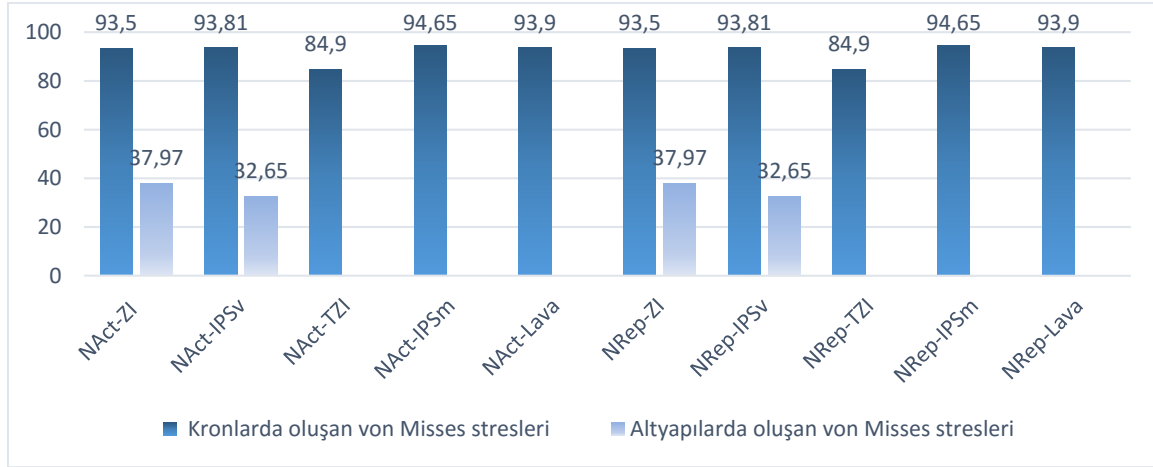
Monolitik restorasyonlar incelendiğinde von Mises streslerinin kronlarda NAct-IPSm, NRep-IPSm modellerinde 94,65 MPa, NAct-Lava ve NRep-Lava modellerinde 93,90 MPa, NAct-TZI ve NRep-TZI modellerinde 84,90 MPa olduğu saptandı.

Bütün modellerde oluşan von Mises stresleri dağılımları şekil 4.47 ve şekil 4.48’de gösterildi. Bütün modellerde von Mises streslerinin veneerlerde ve monolitik restorasyonlarda yükleme bölgeleri olan tüberkül tepeleri ile fossalarda yoğunlaştığı, periferde doğru azaldığı görüldü. Bunun yanında streslerin bukkal ve distal basamak bölgesinde de yoğunlaştığı görüldü.

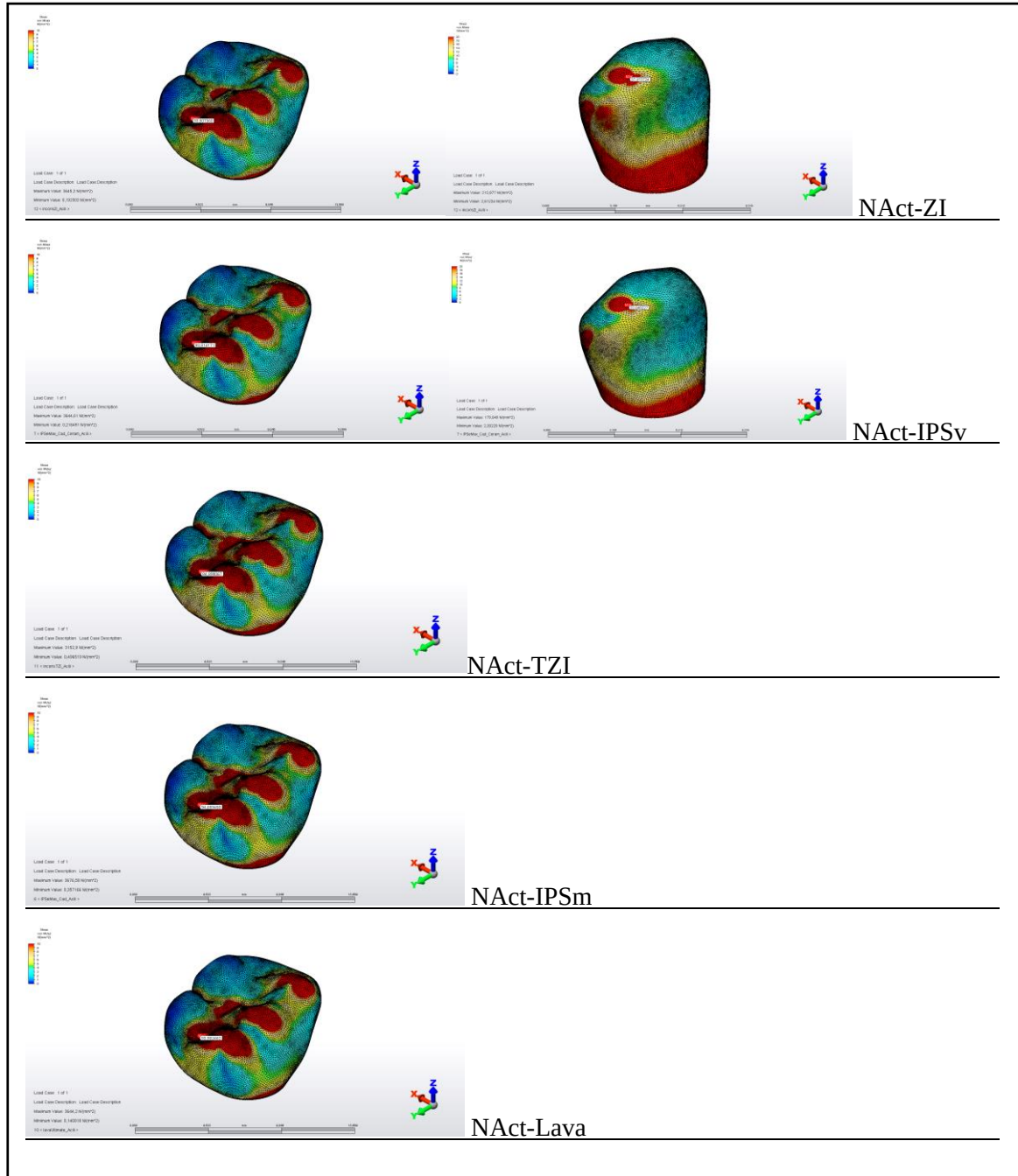
Alt yapılarda von Mises stresleri basamak bölgesinde yoğunlaştığı saptandı.

Monolitik restorasyonlarda IPSm ve Lava modellerde TZI modellere göre daha fazla von Mises stresleri oluştuğu görüldü.

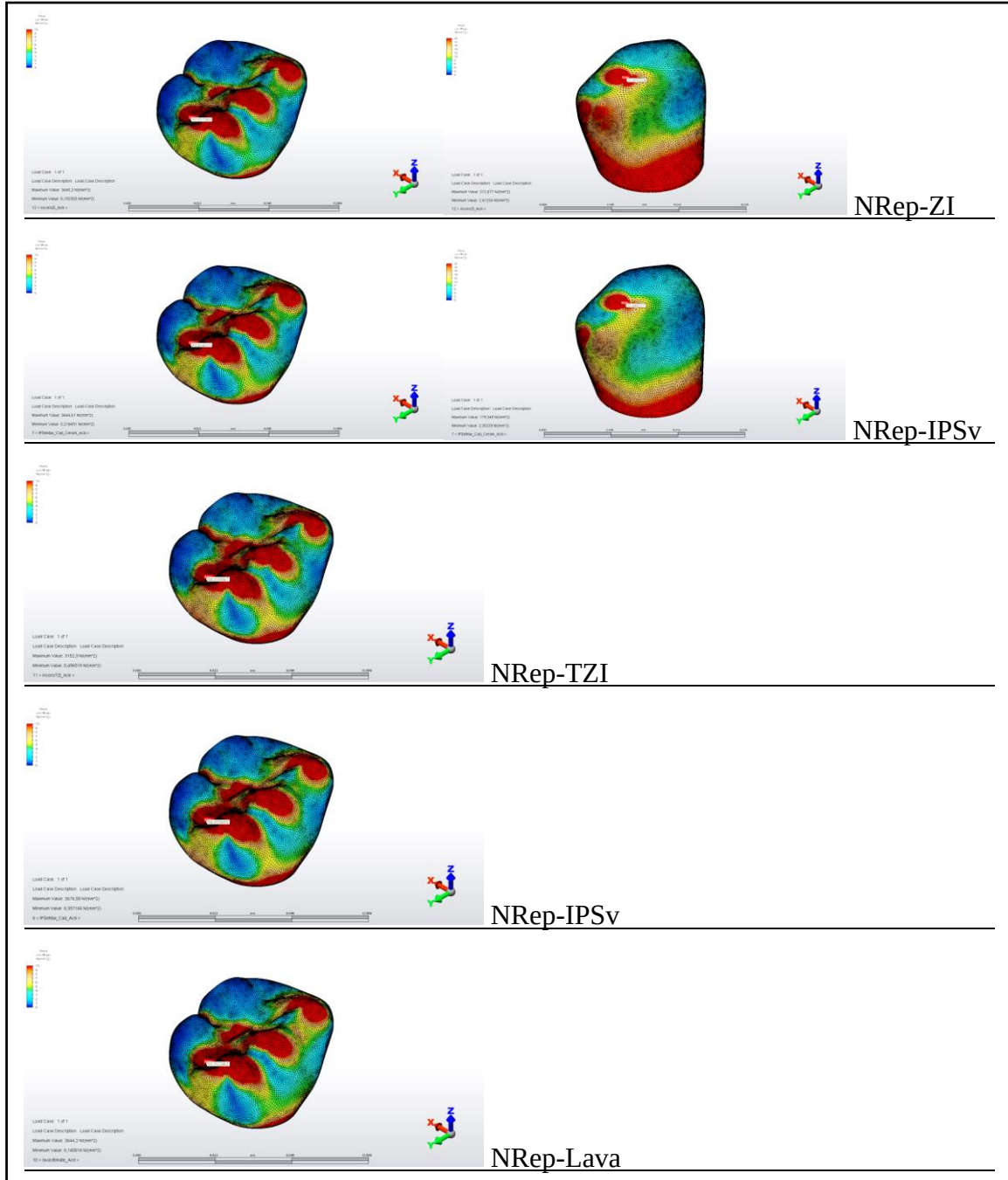
Veneerlenmiş restorasyonlarda ZI modellerde IPSv modellere göre hem alt yapı hem de üst yapılar da daha yüksek von Mises stresleri bulundu.



Grafik 4.28. Oblik yüklemde implantlarda oluşan von Mises stresleri



Resim 4.47. Oblik yüklemde NAct modellerde kronlarda ve alt yapılarda oluşan von Misses stresleri



Resim 4.48. Oblik yüklemde NRep modellerde kronlarda ve alt yapılarda oluşan von Misses stresleri



5. TARTIŞMA

Diş eksiklikleri, doğal dişlerden destek alınarak yapılan, sabit veya hareketli protezler ile restore edilmektedir. Ancak osseoentegrasyonun kavramının tanımından sonra oral implantoloji kayıp dişlerin restorasyonunda güvenilir bir alternatif haline gelmiştir [130]. Yaşam süresinin uzamasına bağlı olarak oluşan diş kayıpları, sabit protezlerde başarısızlıklar, hareketli protezlerin zayıf performansları, diş kaybının psikolojik ve fiziksel etkileri ve artan toplumsal bilinç ile implant uygulamaları daha da yaygın hale gelmiştir [13]. Bununla beraber dental implantlar; yüksek başarı oranı, kemiği koruması, proteze desteklik sağlaması, çiğneme performansı ile birlikte konforu artırması gibi avantajlarıyla modern diş hekimliğinde sıklıkla kullanılmaya başlanmıştır [13, 131].

Son yıllarda implant destekli protezlerde yapılan klinik takip çalışmalarında yüksek başarı oranları bildirilmektedir [132-134]. Shim ve diğerlerinin 8 yıllık takip çalışmasında implant başarı oranlarını %96,9 olarak bildirmişlerdir [135]. İmplant başarı oranı 17 yıllık takip edilen başka bir çalışmada, 1020 hastada %95,7 olarak saptanmıştır [136]. Pjetursson ve diğerleri ise son dönemde yapılan çalışmalarda 5 yıllık takip sonucunda başarı oranlarının %96,1 ile %98,1 oranında değiştiğini bildirmektedir [137]. Bununla birlikte implantların başarı oranları yerleştirildiği bölgeye göre de değişiklik göstermektedir. Lekholm ve diğerleri, 461 implantı 5 yıl süre ile takip ettikleri çalışmalarında üst çenede başarı oranının %92, alt çenede ise %94 olduğunu, aynı implantları 10 yıl süre ile takip ettikleri başka çalışmalarında ise üst çenedeki başarı oranının %90,2, alt çenede ise %93,7 olduğunu belirtmektedir [138, 139]. Henry ve diğerleri 86 implantı 5 yıl süreyle takip ettikleri çalışmalarında, üst çenedeki başarı oranını %96,6, alt çenede ise %100 olarak bildirmektedirler [140].

Zarb ve Schmitt iki farklı çalışmada alt ve üst çenelerde anterior bölgedeki başarı oranının posterior bölgeye göre daha düşük olduğunu bunun sebebinin bölgeye uygulanan implantların dar çaplı olması ve gelen oklüzal yükler olduğunu bildirmişlerdir [141, 142]. Ancak yapılan başka çalışmalarda da implantların anterior veya posterior bölgeye yerleştirilmesinin implant başarısında etkili olmadığı belirtilmektedir [143, 144]. Blanes ve diğerleri ise 10 yıllık takip çalışmasında posterior bölgede başarı oranını %97.9 olarak bulmuşlardır [145].

İmplant tedavilerinde parsiyel dişsiz hastalar, planlama, oklüzal yükler, biyomekanik özellikler gibi faktörler açısından tam dişsiz hastalardan ayrılırlar. Özellikle tek diş eksikliğinde komşu bölgedeki dişler ile olan ilişkilerin değerlendirilmesi, oklüzal ilişkinin ve yüklerin doğru planlanması, üst yapının retansiyon ve stabilitesinin sağlanması implant başarısı için önemlidir [146]. Tek diş implant uygulamalarında protez hareketliliği ve vida kaybı en sık rastlanılan komplikasyonlardır [13]. İmplant üstü kısa köprü restorasyonlarında veya karşıt arktan destek alan uzun implant üstü restorasyonlarda çiğneme sırasında oluşan yüklerin paylaşılması stresin daha dengeli dağılmasını sağlamaktadır. Tek diş implant restorasyonlarında ise stabilizasyona yardımcı komşu bir implant yoktur. İmplant stabilitesi ve biyomekanik açıdan posterior bölgeye yerleştirilen tek diş implantlarda kayıp riski daha yüksektir [147]. Bu nedenle implantın mekanik özelliklerini iyileştirmek için implant sisteminin yüzey alanını ve komponentlerin kırığa dayanıklılığını arttırmak, abutmentin daha stabil olmasını sağlamak ve çıkış profilini iyileştirmek için geniş çaplı implantlar kullanılmalıdır [13]. Naert ve diğerleri tek üyeli implant destekli sabit restorasyonların 11 yıllık başarı oranını %96,5 olarak belirtmiştir [148]. Wolfinger ve diğerleri ise 3-12 yıl süreyle takip ettikleri tek diş implantlarda, üst çenede başarı oranlarını %97, alt çenede ise %98,4 olarak bildirmişlerdir [149]. Bu çalışmada, başarıya çeneler arası farklılıklardan kaynaklanan faktörlerin elimine edilmesi amacıyla mandibular posterior bölge ve implant tedavileri arasında oklüzal yüklerin sıklıkla yıkıcı etki oluşturabileceği tek diş implant uygulaması seçildi.

Dental implantların başarı ya da başarısızlığı; üzerlerine gelen oklüzal yükün implanta nasıl transfer edildiğine ve çevresindeki kemik tarafından nasıl absorbe edildiğine bağlıdır [150]. Mekanik yüklemelerin dental implantların uzun dönem başarısında kritik bir rol oynadığı bilinir [151]. Fonksiyonel kuvvetler sırasında oluşan biyomekanik gerilim ve gerinimler kemiğin remodelasyonunu etkilemektedir [20, 67, 68]. Yapılan çalışmalarda osseoentegrasyonun ve implantın uzun dönem başarısının implant boyun bölgesindeki kortikal kemik seviyesinin korunmasına bağlı olduğu belirtilmiştir [24, 73, 152]. İmplant tedavilerinde kortikal kemiğin korunması, biyolojik olarak uyumlu ve oklüzal kuvvetleri dengeli bir şekilde kemiğe iletebilecek uygun materyal seçimine bağlıdır [13]. Bazı yazarlara göre parafonksiyonel alışkanlıklar ve bruksizm gibi etkenlerin sonucunda oluşan aşırı yükler osseoentegrasyon kaybının nedenleridir [128, 153, 154]. Yapılan hayvansal deneylerde implantlar üzerine uygulanan yüksek dinamik yüklerin, implantların periferik, apikal veya servikal bölgelerinde osseoentegrasyon kaybına yol açtığı bildirilmektedir [68,

155]. Ayrıca kemik yapıdaki kayıplara yükün şiddeti kadar yönü de etki etmektedir. Özellikle çiğneme sırasında oblik yönde oluşan kuvvetler vertikal yönde oluşana göre kemik yapıda daha yıkıcı etkiye açmaktadır [130]. Bu amaçla çalışmada kortikal ve trabeküler kemikte, vertikal kuvvetlerin yanında oblik kuvvetlerin de oluşturdukları stresler açısından incelenmiştir. İmplant başarısı için, ideal implant materyali ve uygun protez materyali seçilmeli, doğru bir planlama yapılmalı ve ağızda oluşan okluzal kuvvetlerin etkileri değerlendirilmelidir [13].

İmplant kemik arayüzeyine gelen makaslama tipi kuvvetleri azaltacak bir implant tasarımının oluşturulması, implant tedavilerinin uzun dönem başarısında etkilidir [97, 134, 156, 157]. Günümüzde kullanılan implantlar sıklıkla, yivli tasarıma sahip vida tipi kök formu implantlar veya yivsiz tasarımda silindirik kök formu implantlardır [158]. Ancak vida tipi implantların yüzey alanı daha fazla, primer stabilitesi daha iyidir [159]. Yapılan çalışmalarda vida tipi implantların kuvvet dağılımı açısından silindirik implantlara göre daha olumlu sonuçlar verdiklerini göstermektedir [74, 160]. Bu yüzden yiv tasarımı; fonksiyonel kuvvetlerin kemik dokusuna iletilmesinde biyomekanik açıdan önemli bir yere sahiptir [161]. Yivler primer stabilizasyonu sağlamak, implant yüzey alanını arttırmak, implant-kemik ara yüzeyinde kuvvet dağılımını sağlamak amacıyla kullanılmaktadır [77]. Yiv sıklığı; birim uzunluktaki yiv sayısıdır. Yiv derinliği ise; implantın en geniş çapı ile gövdesi arasındaki mesafedir. Yiv sıklığının veya derinliğinin artmasıyla implantın yüzey alanı da artacaktır. İmplant yiv şekilleri, fonksiyonel kuvvetlerin kemik implant ara yüzeyine iletilmesinde önemli role sahiptirler [79].

Dental implantlarda çevre kemik dokuda oluşan stresleri etkileyen bir diğer faktörün de implant üstü protez materyali ve tasarımı olduğu düşünülmektedir [70, 162, 163]. İmplant üst yapısı olarak porselen restorasyonlar hem estetik hem de mekanik özelliklere sahip biyouyumlu materyaller olmaları sebebiyle sıklıkla kullanılmaktadır [12]. Ancak porselen materyalinin yüksek elastik modülünden dolayı implanta iletilen yüksek streslerden sorumlu olabileceği bildirilmektedir [57, 124, 162, 164]. Bunun yanında bazı yazarlar ideal stres iletimi açısından akrilik rezinlerin daha olumlu sonuçlar verdiğini belirtmektedir [57, 165]. Ancak yapılan bazı çalışmalarda farklı implant üst yapı materyellerinin implant ve çevre kemik dokuda oluşan stres değerlerini etkilemediği bildirilmektedir [70, 166-168]. Bu çalışmada, implant tasarımının ve implant üstü uygulanan farklı materyallerin, implant üzerinde oluşturduğu streslerin incelenmesi ve değerlendirilmesi amacıyla iki farklı tasarıma

sahip implant ve 5 farklı üst yapı materyali (monolitik veya veneerlenmiş) seçilerek uygulanmıştır.

Yerleştirilen implant ve kullanılan protez materyalinin oklüzal yüklere maruz kaldığında, oluşan gerilimlerin biyolojik dokular tarafından nasıl karşılandıklarının belirlenmesinde gerilme analiz yöntemleri kullanılmaktadır [169]. Bu analiz yöntemleri materyal özellikleri bilinen herhangi bir yapıda; çeşitli dış etkenlerin uygulanması sonucunda, malzemede oluşabilecek değişikliklerin değerlendirilmesinde kullanılmaktadır. Analiz yöntemleri; kırılğan vernik, gerinim ölçme, fotoelastik gerilme analizi, lazer ışını ile analiz, radyoteleometri ile analiz ve sonlu elemanlar stres analiz yöntemidir [81, 170].

Clelland ve diğerleri yaptıkları çalışmada sonlu elemanlar stres analizi yöntemini, fotoeleastik yöntem ve gerinim ölçer yöntemi ile karşılaştırırken; 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 [98]. İmplantlarda meydana gelen streslerde sonlu elemanlar stres analizi ile gerinim ölçer analiz yöntemlerinin karşılaştırıldığı çalışmalarda her iki yöntemde de uygulanan kuvvetler altında meydana gelen stres-gerinim miktarları açısından yakın sonuçlar elde edildiğini ancak modelleme açısından sonlu elemanlar yönteminin daha hassas ve ayrıntılı bir sonuca izin verdiği için daha avantajlı bulunduğunu bildirilmiştir [171, 172].

Sonlu elemanlar stres analizinin avantajı; klinik araştırmalara uyan gerçekçi bir modelleme yöntemi olması ve implant destekli protez planlamasında başarıyla uygulanabilmesidir [69, 100]. Baiamonte ve diğerleri, sonlu elemanlar stres analiz yönteminde elde edilen sonuçların in vitro çalışmalarla paralellik gösterdiğini ve biyomekanik çalışmalarda bu yöntemin kullanılabilirliğini belirtmişlerdir [173]. Bu sebeple çalışmada farklı materyalden yapılmış üst yapı ve farklı yiv tasarımına sahip implantların çevresindeki kemik dokusunda, implantta ve kronlarda meydana gelen streslerin tespit edilmesinde detaylı bir yöntem olan sonlu elemanlar stres analizi yöntemi tercih edilmiştir.

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminde malzeme özellikleri, modelin sınır koşulları, ara yüz tanımlamaları ve modelin gerçek yapıya benzerliği, sonuçları etkileyen faktörlerdir. Bu

analiz yönteminde kolaylıkla test koşulları, parametreler, geometri değiştirilebilir ve istenilen bir zamanda test tekrarlanabilir. Matematiksel modellerle yapılan testlerle sağlanabilen bu avantajların, in vivo testlerde elde edilmesi imkansızdır. Bu nedenle test edilmiş ve doğruluğu kanıtlanmış matematiksel modeller kullanılarak yapılan analiz, materyal ya da restorasyon tasarımının incelenmesinde kullanışlı bir yöntemdir. Ancak analizde gerçek cismin matematiksel modelleri kullanıldığından dolayı doğal davranışın bütün detayları tam olarak belirlenemez [174].

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 yapılır. 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 [170]. Yapılan çalışmalarda, anatomik yapının ideal olarak modellenmesi için eleman ve düğüm sayısının en az 30 000-200 000 arasında ve eleman boyutunun da 150-300 μm . arasında olması gerektiği vurgulanmıştır [113, 175, 176]. Eleman sayısı arttıkça elde edilen sonuçların doğruluğu da artmakta, sayı azaldıkça çok daha genel bilgiler elde edilmektedir. Bununla birlikte, eleman ve düğüm noktası sayısı arttıkça analiz süresi de uzamaktadır. Bu nedenle yapılan çalışmaların pek çoğunda eleman ve düğüm noktası sayısı sınırlı tutulmuştur [129, 169]. Bu çalışmada kullanılan eleman ve düğüm sayıları NRep için sırasıyla; 1 085 925 ve 223 236, NAct için sırasıyla; 1 197 434 ve 228 515'tir.

Araştırmalarda, sonlu elemanlar stres analizi yönteminde kemiğin materyal özellikleri homojen, izotropik ve lineer elastik olarak tanımlanmaktadır [56, 96, 123, 163, 177, 178]. Materyal izotropik olarak kabul edildiğinde materyal özellikleri her yönde aynıdır. Bundan dolayı yalnızca iki bağımsız materyal sabiti mevcuttur (elastik modülü, 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 [96]. Çalışmada modeller oluşturulurken kemiğin homojen, izotropik ve lineer elastik olduğu kabul edilmiştir.

Sonlu elemanlar stres analizi sonucunda elde edilen değerler varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucunda ortaya çıktığı için bu değerlerin istatistiksel analizi yapılmamaktadır. Geometri ve sınır şartlarındaki farklılıklar nedeniyle sonlu elemanlar stres analizinden elde edilen sonuçlar nicel açıdan diğer çalışmalarla kıyaslanamamaktadır [56]. Üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarından elde edilen sonuçlar ancak nitel anlamda dağılım yerleri ve yoğunlukları açısından değerlendirilebilir [96].

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminde çalışma yapılacak kemik yapısı bilgisayarlı tomografi yöntemi ile, optik tarayıcı ile sanal ortama aktarılır veya sanal ortamda çizimleri yapılarak elde edilir. Bu kemik yapısı çalışma amacı ve alanına göre farklı boyutlarda modellenir. Wang ve diğerleri 42 mm uzunluğunda, 11 mm genişliğinde ve 21 mm yüksekliğinde kemik şablonu kullanmış, kortikal kemik kalınlığını 2 mm olarak belirlemiştir [179]. Ender ve diğerleri 23,4 mm yüksekliğinde, 12,8 mm genişliğinde ve 9 mm kalınlığında kemik şablonu ve 1,3 mm kalınlığında kortikal kemik modellemiştir [180]. Birbirinden farklı kemik boyutlarına sahip farklı çalışmalar vardır [160, 181]. Bu çalışmalarda tüm mandibula yerine implantlar ve implantları çevreleyen kemik dokuları modellenmiştir. Bu yöntem ile ihmal edilebilir düzeyde kuvvet iletimi olan bölgeler modellenmemiş olur ve ilgilenilen kısımda ise ayrıntılı modelleme işlemi yapılarak eleman ve düğüm sayısı artırılabilir. Teixeira modelleme aşamasında implanttan 4,2 mm'den uzağa yapılan kemik modellemelerinin sonlu elemanlar stres analizi sonuçlarını anlamlı olarak etkilemediğini bildirmiştir [113]. Bu nedenlerden dolayı bölgenin gerçek anatomik yapısının elde edilebilmesi açısından alt çenenin tamamının katı modeli oluşturulduktan sonra çalışmada yalnızca implant alanları ve üst yapılarını içeren bölgenin modellenmesi tercih edildi. Bu yöntemin, anatomik yapıların bire bir olarak simüle edilebilmesinden dolayı klinik koşulları daha doğru şekilde yansıttığı düşünülmektedir.

Kemikte oluşan stresleri etkileyen diğer bir faktör de implantların yerleştirildiği bölgedeki kemik yoğunluğudur. Kemik yoğunluğu arttıkça kemikte oluşan gerilimler azalmaktadır. Alt çene posterior bölgede genellikle Tip 2 kemik yoğunluğu bulunmaktadır [13]. Bu yüzden çalışmada 2 mm kortikal kemik kalınlığına sahip Tip 2 kemik yoğunluğunu ifade eden elastik modül ve Poisson oranları kullanılmıştır.

İnsanda çiğneme sırasında implant ve üzerindeki protetik yapı, vertikal kuvvetlerden daha çok oblik kuvvetleri de içeren dinamik karakterdeki okluzal kuvvetlere maruz kalır [99,

182]. Kuvvetin yönü, bir kaldıraç kolu oluşturacak şekilde tepki kuvvetlerine ve eğilme momentlerine sebep olur [60, 183]. Cochran ve diğerlerinin yaptıkları hayvan deneyinde çiğneme paterninin ve yükleme tiplerinin açıklaması ve kontrol edilmesi zor olan birkaç faktöre bağlı olduğunu ve bunların farklı sonuçlar oluşturduğunu bildirmişlerdir [184]. Teixeira ve diğerleri çiğneme streslerinin vertikal ve oblik yönde simüle edildiğinde gerçeğe daha yakın sonuçlar alınabileceğini bildirmişlerdir [185]. Yapılan analizlerin gerçeğe yakın sonuçlar verebilmesi için çiğneme kuvvetlerine yakın yönde ve büyüklükte kuvvetler uygulanmalıdır [99]. Yapılan bir çok çalışmada farklı kuvvet açıları uygulanmıştır [122, 124-126, 185-191]. Faverani ve diğerleri yaptıkları çalışmada oblik kuvveti 30° olarak uygulamış, çiğneme fonksiyonunun statik bir sistem olmadığını ve besinin şekline göre değişkenlik gösterdiğini bildirmişlerdir [191]. Huang ve diğerleri çiğneme sırasında besinin büyüklüğü sertliği ve şekline göre diş üzerine gelebilecek kuvvet açılarının değişkenlik gösterebileceğini belirterek, 45° 'lik açının horizontal ve vertikal yüklemenin ortalama değeri olarak çiğneme fonksiyonunu simüle edebilecek doğru açı olduğunu bildirmişlerdir [122]. Bu çalışmada da hem vertikal hem de 45° 'lik açılarla oluşturulan oblik kuvvetler belirlenen referans noktalarına uygulanıp, oluşan stresler değerlendirilmiştir [122, 123, 125, 185, 186, 192].

Uzun süre dişsiz kalmış hastalarda oklüzal kuvvetler azalmakta ancak implant yerleşimini takiben yıllar içinde bu kuvvetlerde tekrar artış görülebilmektedir [128]. Kastaki kasılma gücü ve maksimum ısırma kuvveti; cinsiyet, kas hacmi, egzersiz, diyet, ısırma lokasyonu, parafonksiyon, dentisyonun durumu ve yaşa bağlı olarak değişiklik gösterebilmektedir [84]. Maksimum ısırma kuvveti, bireyden bireye ve ağızın farklı bölgelerinde kas kuvveti, cinsiyet, dişsizlik durumu ve parafonksiyonlara bağlı olarak değişmektedir [128]. Haraldson ve diğerleri yaptıkları çalışmada doğal diş dentisyonu ve parsiyel diş eksikliklerinin implant destekli sabit protezleri ile tedavisinde çiğneme fonksiyonlarının benzer özellikte olduğunu belirtmişlerdir [193]. Morneburg ve diğerleri implant destekli sabit protezlerde, kesici bölgesine yapılan kron protezinde en yüksek ısırma kuvvetinin 91 N, büyük azı bölgesine yapılan kron protezinde 129-314 N arası, üç üyeli köprü protezinde ise 220 N olarak bildirmişlerdir [154]. Sonlu elemanlar stres analizi ile yapılan çalışmalarda ise uygulanan kuvvetin büyüklüğü konusunda farklı değerlere rastlanmaktadır [97, 101, 160, 194-197]. Meriscke-Stern ve diğerlerinin yaptığı çalışmada molar bölgede ortalama oklüzal kuvvetin 200 N olduğu belirtilmiştir [128]. Çalışmamızda bu referanslar doğrultusunda 1. molar

bölgesine uygulanan implant yüzeyine 200 N yükleme yapılmıştır. Aynı yükleme kuvveti benzer literatürlerde de kullanılmıştır [123, 124, 178, 187, 188, 198].

Çalışmalarda implant üstü mandibular 1. molar dişlere farklı yükleme noktaları uygulanmıştır [126, 130, 189, 190, 192, 195, 199-201]. Yapılan bazı çalışmalarda yükleme noktası olarak santral fossa seçilirken, farklı çalışmalarda da yükleme noktalarını santral fossa, distobukkal tüberkül ve distal marjinal sırt olarak belirlenmiştir [202-206]. Weinberg ve diğerleri oklüzal kuvvetlerin; besinin sertliğine ve büyüklüğüne, tüberkül açılarına, kas hareketlerinin eksenlerine göre değişkenlik gösterdiğini bildirmişlerdir [207]. Farklı çalışmalarda ise sentrik oklüzyonda tüberkül fossa ilişkisini yükleme noktaları olarak belirlemişlerdir [120, 121, 208]. Tüberkül fossa ilişkisi bir dişin fonksiyonel tüberkülünün karşıt bir dişin fossası ile temasta olduğu oklüzal ilişki türüdür. Tüberkül fossa ilişkisi, bir dişe bir diş ilişkisi olarak uygulanmaktadır. Sabit ve kontrol edilebilir ilişki sonucu, kuvvetleri vertikal yönlendiren tüberkül fossa ilişkisi, dişlerin ve protezlerin oklüzal rehabilitasyonu için tercih edilmektedir [127]. Bu tez çalışmasında yükleme noktaları tüberkül fossa ilişkisindeki fonksiyon esnasında alt dişlerin temas ettiği beş bölge olan santral fossa, distal fossa, mesiobukkal tüberkül, bukkal tüberkül ve distobukkal tüberkül seçilmiştir [127, 154, 209, 210]. Bu beş noktaya ayrı ayrı 40 N olmak üzere toplam 200 N uygulanmıştır. Bu bölgelere vertikal (oklüzal düzleme dik) ve bukkolingual yönde 45° açı ile oblik olmak üzere iki farklı yükleme yapılmıştır [13, 30, 120, 121, 127]. Bu çalışmada 200 N'luk kuvvetler vertikal ve oblik olarak ayrı ayrı uygulanmış, iki yükleme tipinin oluşturduğu stres dağılımları karşılaştırılmıştır.

Osseoentegrasyon derecesi peri-implant kemikte oluşan stres miktarını etkilemektedir. Spivey ve diğerleri yaptıkları çalışmada, osseoentegrasyonun %83,3 olduğu durumda peri-implant kemikte ölçülen gerilme miktarının osseoentegrasyonun %100 olarak kabul edildiği duruma göre %5 arttığını bildirmişlerdir [211]. Sonlu elemanlar stres analizi modelleri çoğunlukla peri-implant dokuyu doğru şekilde yansıtmazlar. İmplantların çevresinde trabeküler kemik bulunduğu için implant-kemik teması %100 değildir [170]. Yapılan histolojik çalışmalarda implant kemik temas oranları ortalama %41 ile %69 arasında tespit edilmiştir [212, 213]. Bu çalışmada diğer sonlu eleman analizi çalışmalarına benzer şekilde dental implantların çene kemiğine %100 osseoentegre olduğu kabul edilmiştir [101, 214].

Stegarioiu ve diğerleri çiğneme kuvvetlerinin oluşturduğu streslerin karşılanabilmesi için posterior bölgede minimum implant çapının 4 mm olması gerektiğini belirtmişlerdir [70]. İplikçioğlu ve diğerleri yaptıkları sonlu elemanlar stres analizi çalışmasında 4.1 mm çapında 8 mm uzunluğunda implantların posterior serbest sonlanan vakaların sabit protetik tedavisinde kullanılabileceğini tespit etmişlerdir [215]. Himmlova ve diğerleri yaptıkları stres analizi çalışmasında implant çapının ve geometrik şeklinin modelde oluşturduğu streslere olan etkisini incelemişlerdir [181]. İmplant etrafında oluşan stresin genellikle implant boynu etrafında olduğunu ve bu bölgedeki stresin azalması için çap artmasının uygun olacağını belirtmişlerdir. Kortikal kemiğe iletilen streslerin en iyi 4.2 mm çapa sahip implantlarda olduğunu bildirmişlerdir. Bu çalışmada, farklı tasarımlara sahip yiv formlarının kemiğe iletilen stres miktarının, implant boyu ve çapından bağımsız, standart olarak karşılaştırılabilmesi için implantların çapları ve boyları standardize edilerek 4.3 mm çapında ve 10 mm uzunluğunda implantlar seçilerek kullanılmıştır.

Çalışmada elde edilen stres değerleri, seçilen farklı materyallerin özellikleri nedeniyle değişkenlik göstermektedir. Modellenen alt çene kemik bloğunun, titanyum implantın ve farklı içeriklere sahip üst yapı materyallerinin değerlendirilmesinde çekme, basma ve von Mises streslerinden yararlanılmıştır. Von Mises Stres değerleri bileşke stres değerleridir. Yapı içerisinde stresin yoğunlaştığı yerleri gösterirken stresin gerilme veya sıkışma olduğu hakkında fikir vermemektedir [182].

Kemik yapısı implantlar aracılığıyla gelen farklı tiplerdeki streslere karşı farklı dirençler göstermektedir. Kemik en fazla direnci basma kuvvetlerine gösterirken en düşük direnci makaslama tipi kuvvetlere karşı göstermektedir [161]. Bunun yanında kortikal kemik trabeküler kemiğe oranla oluşan streslere karşı daha fazla direnç göstermektedir. Kortikal kemikte meydana gelen en yüksek stresler, hastadan hastaya, bölgeden bölgeye veya yükün doğrultusuna göre değişmektedir. İnsan kortikal kemiğinin en yüksek çekme streslerine dayanımı 121-135 MPa arasında iken, basma streslerine dayanımı ise 167-205 MPa arasında değişmektedir [169, 216]. İmplantlar aracılığıyla iletilen streslerin kemik tarafından karşılanabilmesi tedavinin başarısını belirler. Bu nedenle oluşan streslerin değerlendirilmesi implant tedavilerinin başarısı için önemlidir. Bu tez çalışmasında, her iki yükleme tipinde de; kortikal kemikte oluşan çekme ve basma stresleri miktarları, bu kemiğin çekme ve basma streslerine karşı olan dayanımından düşüktür. Çalışma koşullarında uygulanan yükler

altında, oluşan çekme ve basma streslerinin kortikal kemiğin fizyolojik tolerans sınırlarını aşmadığı ve bu stres değerlerine dayanım gösterebileceği belirlenmiştir.

İmplant tedavilerinde yükleme sırasında oluşan stresler kemik tabakasının farklı bölgelerinde yoğunluk göstermektedir. Papavasiliou ve diğerleri kemik tipinin stres dağılımına etkisini araştırdığı çalışmada kortikal kemikte oluşan streslerin, trabeküler kemikten daha fazla olduğunu tespit etmişlerdir [163]. Chun ve diğerleri de yükleme altındaki implantlarda en yüksek stres dağılımının implantların ilk yivlerinde ve kortikal kemikte meydana geldiğini bildirmişlerdir [97]. Trabeküler kemik tabakasının elastik modülü, kortikal kemiğin elastik modülünün yaklaşık onda biri değerindedir. Bunun sonucu olarak kortikal kemikte trabeküler kemikten daha fazla stres birikimi olmaktadır [68]. Bu çalışmada vertikal yüklemelerde NAct modellerde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri dışında, hem dik hem de oblik uygulanan yüklemeler sonucunda kemikte oluşan çekme, basma ve von Mises stresleri kortikal kemikte trabeküler kemiğe göre daha fazla bulunmuştur.

Streslerin yoğun olduğu kortikal kemikteki rezorpsiyonlar, implant uygulamalarında sıklıkla karşılaşılan bir durumdur [13, 67, 69, 115, 186]. Çalışmalarda yüksek stresler altında kemik kayıplarının implant kırılmalarından daha fazla meydana geldiği bildirilmektedir. [74, 120, 159, 160, 163, 167, 178, 194, 214, 217, 218]. Bu tez çalışmasında Nact modellerde trabeküler kemikte oluşan en yüksek çekme stresleri dışında, basma ve çekme stres değerleri oblik yüklemelerde daha yüksek çıkmıştır. Bu sonuç diğer çalışmalara benzerlik göstermektedir [134, 186, 219, 220]. NAct modellerdeki gibi trabeküler kemikte çekme streslerinin vertikal yüklerde yüksek olması benzer çalışmalarda da bildirilmiştir [124, 125]. Ancak Lan ve diğerleri basma streslerinin kemikte oluşan çekme streslerine göre kemikte oluşabilecek rezorpsiyonları değerlendirmede daha güvenilir olduğunu belirtmişlerdir [186].

Kemik ve implant yüzeyinde oluşan stresler genellikle yüklemenin yönünden ve yükleme noktalarından etkilenmektedir. Clelland ve diğerleri implant boyun bölgesinde oluşan streslerin mesial ve distal bölgelere kıyasla bukkal ve lingual alanda daha fazla oluştuğunu belirtmişlerdir [221]. Bunun yanında bir çok çalışmada implant ve kemik yapıda en yüksek streslerin bukkal bölgede oluştuğu bildirilmektedir [171, 177, 186, 190, 202, 221, 222]. Bu çalışmada vertikal yüklemelerde bukkal bölgede stresler daha fazla belirlenmiştir. Ancak trabeküler ve kortikal kemikte oluşan basma stresleri özellikle NRep modellerde distalde

daha fazla görülmüştür. NRep modellerde yüzey alanının daha az olması ile birlikte distal fossadan yapılan yüklemenin yarattığı momentin etkisi ile trabeküler ve kortikal kemikte distal bölgede daha fazla basma stresi saptanmıştır. Vertikal yüklemelerde ise çekme stresleri NAct modellerde bukkal ve distal bölgelerde yoğunken NRep modellerde daha çok bukkal bölgelerde görülmüştür. Aynı zamanda çekme stresi trabeküler kemikte kortikal kemiğe göre daha fazla distalde yoğunlaşmıştır. Oblik yüklemelerde kortikal kemik çekme stresleri dışında bütün stres değerleri yüklemenin yapıldığı açıdan dolayı vertikal bölgeye göre lingual kısımda yoğunlaşmıştır. Bunun yanında tüm değerler incelendiğinde gerek NAct gerekse NRep modellerde üst yapıların, implantta, kortikal ve trabeküler kemikte stres değerleri açısından farklılık oluşturmadığı, etki etmediği saptanmıştır.

Von Mises stresleri metaller gibi çekilebilir materyaller için önemli bir kriterdir. Von Mises stresleri plastik deformasyondan sorumlu enerjiyle ilişkilidirler. Von Mises stresleri, akma (yield) noktasını tanımlamak için kullanılmaktadırlar. Akma noktası aşıldığında, materyaller elastik özellik gösterememekte ve deformasyon oluşmaktadır [8, 221]. Clelland ve diğerleri normal koşullardaki oklüzal kuvvetlerin, metalin yorulmasına neden olmadığını bildirmişlerdir [221]. Von Mises stresleri çekilebilir materyaller için, şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanır. Basma ve çekme altında, von Mises stresleri akma (yield) değerine eşit veya düşükse; protezde veya protez bileşenlerinde herhangi bir başarısızlık beklenmemektedir [8, 91, 221]. Çalışmamızda titanyum implantta meydana gelen en yüksek von Mises stres değeri 248,73 MPa ile oblik yüklemelerde NRep-IPSV modelde, en yüksek basma stresleri ise -284,83 MPa ile oblik yüklemelerde NRep-TZI modelde görülmüştür. Oluşan streslerin hiçbirisi akma değeri olan 620 MPa'ı geçmemiştir [223].

Hansson ve diğerleri dental implantların çevresindeki 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 [159]. Lee ve diğerleri ise marjinal kemikte kayıp oranının boyun bölgesinde mikroyiv sahip implantlarda daha az olduğu bildirmiştir [157]. Bu çalışmada farklı tasarıma sahip iki implantın da boyun bölgesinde mikroyiv bulunmaktadır.

İmplant 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 [224]. Holmgren ve diğerleri implant tasarımının stres dağılımı üzerine olan etkisini araştırdıkları çalışmada yivli implantların düz implantlara göre daha az gerilmeye neden olduklarını saptamışlardır [99]. Yapılan bir çalışmada V şekilli yiv ile yiv kalınlığı artırılmış kare şeklindeki yivin diğer yiv şekillerine göre trabeküler kemikte daha az stres oluşturduğu belirtilirken, başka bir çalışmada yiv şeklinin kemik-implant arayüzünde oluşan stres tiplerini değiştirdiği saptanmıştır [161, 225]. Bu çalışmada da daha agresif yivli ve daha fazla yüzey alanına sahip NAct implant modellerinde NRep modellere göre kortikal kemikte görülen von Mises stresleri dışında kemik ve implant üzerinde daha az stres değerleri bulunmuştur.

Hansson ve Werke yaptıkları sonlu eleman stres analizi çalışmasında implantlarda oluşan en yüksek çekme streslerinin yiv tepelerinde, en yüksek basma kuvvetlerinin ise yivlerin gövde ile birleşim yerlerinde oluştuğunu saptamışlardır. Ayrıca implantın üzerine gelen yükün yönü fark etmeksizin implant üzerinde oluşan en yüksek stresin implantın boyun bölgesinde özellikle de ilk yivinde yoğunlaştığı izlenmiştir [159]. Bu tez çalışmasında da en yüksek stresler boyun bölgesinde görülmüştür. Bunun yanında çekme stresleri vertikal yüklemelerde yivlerde oluşurken, oblik yüklemelerde implantların gövde kısmında görülmüştür. Basma stresleri ise vertikal yüklemelerde gövde kısmında apikale doğru azalırken oblik yüklemelerde implant yivlerinde boyun bölgesinden apikale doğru azaldığı saptanmıştır. Bu sonuca göre vertikal ve oblik yüklemeler implantlarda oluşan streslerin implant üzerindeki dağılımını değiştirmektedir. Bu sonuca benzer şekilde Lan ve diğerleri de oblik yüklemenin ve implant yiv tasarımının implant üzerindeki stres dağılımına etkisinin olduğunu, kortikal kemikteki stres yoğunluğunun en önemli faktörünün oblik yüklerin olduğunu bildirmişlerdir [186].

Chung ve diğerleri yiv adımının 0.5 mm'den fazla olduğu implantlarda kortikal kemik kaybının daha fazla olduğunu belirtirken, bu sonuçların aksine Lee ve diğerleri kare kesitli yive sahip implantlarda 0.6 mm olan yiv adımının kemiğe stres iletiminde optimum değer olduğunu saptamışlardır [226][219]. Kong ve diğerleri ise silindir gövde şekline ve V şekilli yive sahip implantlarda optimum stres değerlerinin oluşması için yiv adımının 0.8 mm olması gerektiği bildirirken, Lan ve diğerleri V formunda yive sahip implantlarda optimum yiv adımının 1.2 mm olduğunu, her yiv şeklinin kendine özgü optimum yiv adımına sahip olduğunu bildirmişlerdir [186, 224].

Bu çalışmada oblik yüklemenin vertikal yüklemeye göre kortikal kemikte daha yüksek stresler oluşturduğu oblik yükleme sonucunda implantlar üzerinde oluşan en yüksek von Mises stresi kare yiv formuna sahip, yüzey alanı küçük olan NRep grubu modellerde saptanmıştır. Kullanılan NRep grubu implantlarda yiv adımı 0,71, NAct grubu implantlarda yiv adımı 1,2 mm'dir. Trabeküler kemikte yiv adımının fazla olduğu V yiv formuna sahip NAct implant modellerinde basma, çekme ve von Mises stres değerleri daha yüksek bulunmuştur. Ancak boyun bölgesindeki yiv adımı daha fazla olan NAct modellerde kortikal kemikteki basma ve çekme stresleri daha düşük bulunmuştur. Bu değerlere göre stres değerlerinin yüksek olduğu kortikal kemikte ve stres değerlerini arttıran oblik yüklemelerde agresif ve V yiv formuna sahip NAct implant modelleri daha başarılı sonuçlar vermiştir.

Günümüzde tam seramik restorasyonlar yüksek dayanıklılık ve estetik özelliklerinden dolayı implant tedavilerinde üst yapı materyali olarak sıklıkla kullanılmaktadır [36, 47]. İmplantlarda kullanılabilen tam seramik üst yapı materyalleri, alumina esaslı seramikler, zirkonya esaslı seramikler ve lityum disilikat seramiklerdir [227]. Tam seramik restorasyonlar, alt yapı ve veneer porseleni olmak üzere iki farklı materyalden üretilmektedir [228]. Tam seramik restorasyonlarda en sık karşılaşılan komplikasyon veneer seramiğinde meydana gelen 'chipping' veya çatlaklardır [229-231]. Bu sorunun üstesinden gelebilmek amacıyla zirkonya ve lityum disilikat seramikler tek parça olarak da üretilmeye başlanmıştır [117, 232-234]. Bu çalışmada, mandibular posterior bölge için monolitik zirkonya, rezin matriks seramik ve lityum disilikat cam seramik, veneerlenmiş zirkonya ve lityum disilikat cam seramik implant üstü restorasyonlar kullanılmıştır. Çalışmada kullanılan monolitik restorasyonlar ve veneerlenmiş restorasyonların alt yapıları CAD/CAM yöntemi ile üretilen malzemelerdir.

Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi çalışmalarında yükleme yapılan kron restorasyonlarda en yüksek stres değerleri yükleme yapılan nodlardır. Ancak bu bölgelerde oluşan stresler anlamlı bir gözlem yapılabilecek değerler taşımazlar. Bu yüzden kronlar arasındaki en yüksek stres değerlerini karşılaştırmak için yükleme noktaları elimine edilir ve bu noktalar dışında oluşan en yüksek değerler karşılaştırılır [101]. Bu çalışmada üst yapılarda yükleme yapılan nodlar elimine edildikten sonra en yüksek stres değerleri taşıyan nodlar karşılaştırma yapmak için seçilmiştir.

İmplant üstü restorasyonlarda oklüzal kuvvetler kemiğe restorasyon, alt yapı ve implant aracılığıyla iletilir [235]. Ancak implant üstü protezlerin materyal ve tasarımlarının, implant ve kemikte oluşan stres değerlerini etkileyip etkilemediği tartışma konusudur. Bazı çalışmalarda implant tasarımının ve veneer materyalinin, implant ve çevresindeki kemik dokuya stres iletiminde etkisi olduğu belirtilmektedir [70, 162, 163]. Sevimay ve diğerleri protez alt yapı ve üst yapılarının implant üzerinde oluşan stresleri etkilediğini bildirmişlerdir [101]. Akrilik rezinlerin, düşük elastik modülünden dolayı elastik modülü yüksek olan diğer materyallere göre kuvvetleri implant ve kemik dokuya daha az iletmediği, daha başarılı olduğu vurgulanmıştır. Skalak ve diğerleri ise akrilik rezin ve benzeri düşük elastik modüle sahip restorasyonların çiğneme sırasında oluşan kuvvetleri absorbe edebileceğini bildirmişlerdir [165]. Ancak Geng ve diğerleri aynı geometriye sahip üst yapı materyallerinden elastik modülü yüksek materyallerin kemik-implant arayüzünde daha düşük stresler oluşturduğunu belirtmişlerdir [69]. İmplant üstü protez materyallerinin karşılaştırıldığı diğer bir çalışmada kemik üzerinde oluşan stres dağılımı açısından en uygun materyalin, elastik modülü yüksek olan krom-kobalt alt yapı ve elastik modülü yüksek olan porselen üst yapı olduğu bildirilmiştir [236].

Üst yapıların implant ve çevre dokuda oluşturduğu stres dağılımını etkilediğini bildiren çalışmaların dışında bu materyallerin stres değerlerini değiştirmediğini bildiren çalışmalar da vardır [13, 67, 69]. Stegariou ve diğerleri porselen ve rezin üst yapı materyalleri kullanarak kemik ve implantlardaki stres dağılımını sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle inceledikleri çalışmalarında, üst yapı materyallerinin benzer stresler oluşturduğunu bildirmişlerdir [167]. Papavasiliou ve diğerleri akrilik rezin, veneerlenmiş altın ve metal destekli porselen ile yaptıkları çalışmada implantlar üzerinde oluşan stres değerleri arasında anlamlı fark olmadığını belirtmişlerdir [163]. Cibrika ve diğerleri de akrilik rezin, altın ve seramik materyallerini değerlendirdikleri çalışmada anlamlı fark bulunmadığını bildirmişlerdir [103]. Santiago Junior ve diğerleri akrilik rezin, nikel-krom, kompozit rezin, porselen üst yapıların kemik ve implanta iletilen stres değerlerinde anlamlı fark bulamamışlardır [237]. Bassit ve diğerleri ile Iramanesh ve diğerleri da üst yapı materyalinin kemik ve implantta oluşan stres değerlerini değiştirmediğini bildirmişlerdir [166, 235]. Bu çalışmada da aynı implant türü üzerinde kullanılan farklı kron materyallerinde; kortikal kemik, trabeküler kemik ve implantlara iletilen streslerin benzer olduğu bulunmuştur.

İmplant üstü restorasyonlardaki stres değerleri materyal özelliklerine göre değişkenlik gösterir [238]. Çiftçi ve Canay farklı üst yapı materyallerinden oluşan metal destekli restorasyonlarda elastik modülü düşük olan akrilik rezin ve kompozit rezin üst yapıya sahip restorasyonlarda daha fazla stres oluştuğunu bildirmiştir [239]. Alt yapı materyallerinde oluşan streslerin değerlendirildiği diğer bir çalışmada en yüksek von Mises streslerinin elastik modülü en yüksek olan alüminyum oksit cam seramik alt yapıda oluştuğu tespit edilmiştir [101]. De Jager ve diğerleri ise alt yapı elastik modülü arttıkça, alt yapı-üst yapı arası stresin hafif şekilde arttığını, alt yapıda oluşan basma streslerinin alt yapı materyalinin elastik modülünün artmasıyla azaldığını bildirmiştir. Ayrıca elastik modülü fazla olan alt yapı materyallerinde yer değiştirme az olacağı için üst yapı materyallerinde oluşan basma kuvvetlerinin azalacağı bildirilmiştir [240]. De Jager ve diğerlerinin çalışmasına benzer olarak, bu çalışmada veneerlenmiş restorasyonlarda elastik modülü yüksek olan zirkonya restorasyonların üst yapıda oluşan çekme stres değerleri, elastik modülü düşük olan IPSv restorasyonların üst yapılarında oluşan çekme streslerine göre daha yüksek bulunmuştur. Bunun yanında elastik modülü yüksek ZI modellerin üst yapılarında oluşan basma kuvvetlerinin veneerlenmiş olan IPSv modellere göre daha düşük olduğu saptanmıştır [240]. Ayrıca veneerlenmiş restorasyonlarda alt yapılarda oluşan von Mises stresleri zirkonya restorasyonlarda daha yüksek bulunmuştur.

Seramik materyaller, baskı kuvvetlerine karşı dayanıklı iken çekme streslerine karşı daha dayanıksızdırlar [228, 241]. Möllers ve diğerleri veneerlenmiş restorasyonlarda, alt yapı ile üst yapı arasındaki elastik modülü farkının artmasının alt yapıya iletilen çekme stresleri miktarının arttığını saptamışlardır [228]. Bu tez çalışmasında da veneerlenmiş restorasyonlarda alt yapıda oluşan çekme stresleri, oblik yüklemelerde elastik modülü yüksek olan ZI modellerde, elastik modülü düşük olan IPSv modellere göre yüksek olduğu saptanmıştır.

İmplant tedavilerinde monolitik restorasyonlar, en sık başarısızlık sebebi olarak bildirilen veneer ayrılmalarının üstesinden gelebilmek amacıyla kullanılmaktadır [234]. Monolitik restorasyon materyali olarak kullanılan zirkonya ve lityum disilikat cam seramikler yüksek kırılma dayanımından dolayı başarılı sonuçlar vermektedir [227]. Ancak farklı elastik modüle sahip restorasyonların kron üzerinde oluşturduğu stresler tartışma konusudur. Proos ve diğerleri sert yapıdaki alt yapı kalınlığının artmasının stres değerlerini azalttığını bildirmişlerdir [242]. Rekow ve diğerleri kron tasarımlarının ve restorasyon materyallerinin

krona oluşan stres değerlerini etkileyen en önemli iki faktör olduğunu, kron materyalinde elastik modülünün artmasının krona biriken streslerin artmasına sebep olduğunu bildirmişlerdir [243]. Ancak Iramanesh ve diğerlerinin akrilik rezin, tam metal, metal destekli porselen, tam porselen restorasyonları sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile karşılaştırdıkları çalışmada, üst yapılar da en yüksek stres değerinin elastik modülü düşük akrilik rezin restorasyonda görüldüğünü bildirmişlerdir [235]. Değak ve diğerleri ise elastik modülü düşük olan lösit ile güçlendirilmiş seramiklerin zirkonya seramiklere göre daha fazla stres oluşturduğunu belirtmişlerdir [238]. Bu çalışmada da oblik ve vertikal yüklemelerde elastik modulu yüksek olan TZI modellerinde basma, çekme ve von Mises stres değerleri diğer restorasyonlara göre düşük bulunmuştur.

Guazzato ve diğerleri alt yapı ve üst yapılar da kırılmanın genellikle streslerin yoğun olduğu basamak bölgesinde gerşekleştiğini bildirmektedir [244]. Başka bir çalışmada ise basamak bölgesindeki streslerin sert alt yapı materyallerinde daha fazla oluştuğu bildirilmiştir [240]. Bal ve diğerleri titanyum ve zirkonya implantlar üzerine yapılan başka bir çalışmada, streslerin splintlenen implantlar da köprülerin konnektör bölgelerinde, splintlenmeyen implantların kronların basamak bölgelerinde yoğunlaştığı bildirilmiştir [245]. Diğer bir çalışmada ise kronlar da oluşan stresin yükleme yapılan bölgeye yakın olan basamak bölgesinde oluştuğu bildirilmiştir [199]. Bu tez çalışmasında bütün modellerde kronlar da oluşan en yüksek stres değerleri yükleme yapılan bölgelerde daha sonra ise kronların basamak bölgesinin bukkal ve distal bölgelerinde görülmüştür. Vertikal yüklemede çekme stresleri santral ve distal fossalarda daha geniş alanda dağılma gösterirken, basma stresleri tüberkül tepelerinde daha geniş alanda dağılma göstermiştir. Alt yapılar da ise basma ve çekme kuvvetleri distal fossa bölgesine denk gelen alanda yoğunlaşmıştır. Veneerlenmiş restorasyonlar da stres değerleri IPSv modellerin üst yapılarında daha geniş stres dağılımı gösterirken, alt yapılar da ise ZI modellerde daha geniş stres dağılımı saptanmıştır.

Yapılan bu sonlu elemanlar stres analizi çalışmasında, kortikal kemikte oluşan stresler trabeküler kemiğe oranla genellikle yüksek bulundu. Çalışmada uygulanan yükler incelendiğinde genel olarak oblik yüklerin oluşturduğu stres değerleri vertikal yüklere göre daha yüksek olarak saptandı. İmplant tasarımları değerlendirildiğinde genel olarak pasif yivli implantlar kortikal kemikte, agresif yivli implantlar ise trabeküler kemikte daha fazla stres oluşturdu. Bu çalışmaya göre, implant tasarımının kronlar da oluşan stres değerlerini değiştirmediği ve üst yapılar da kullanılan farklı materyallerin implant, çevre kemik dokuda

oluşan stres değerlerini etkilemediği belirlendi. İmplant üstü restorasyonlarda ise; en düşük stresler monolitik zirkonyada olduğu belirlendi. Veneerlenmiş restorasyonlarda üst yapılarda basma ve von Mises stresleri elastik modülü düşük lityum disilikat modellerde yüksek olduğu saptanmış, alt yapılarda ise von Mises stresleri zirkonya modellerde daha yüksek bulunmuştur.

Osseoentegre implantlarda stres dağılımları; implant ve protezin materyal özellikleri, implant geometrisi, yüzey yapısı, çevreleyen kemiğin kalitesi, miktarı ve kemik-implant arayüzünün yapısı gibi bir çok biyomekanik faktör tarafından etkilenmektedir [170]. İmplant tedavilerinden başarı oranlarını arttırabilmek için bütün bu faktörler ve kemiğin biyomekanik davranışının incelenmesi gerekmektedir. Kemik-implant birleşiminin devamlılığının sağlanmasında biyomekanik faktörler önem taşımaktadır. Sonlu elemanlar stres analizi testlerinin yapılması, kullanılacak implant sistemi hakkında bilgi verir ancak elde edilen değerler farklı çalışmalarla karşılaştırılmamalıdır. Bu çalışmada kullanılan tüm modeller; homojen, izotropik ve lineer elastik kabul edilmiştir. İmplantların kemikle bağlantısının %100 olduğu varsayılmaktadır. Ancak kemikle implant arasındaki bağlantı hiçbir zaman %100 oluşmaz [105]. Bu nedenle çalışma sonuçlarını değerlendirirken sonlu elemanlar stres analizinin sınırlamaları akılda bulundurulmalıdır.



6. SONUÇ

Çalışmanın sınırları dahilinde aşağıdaki sonuçlara ulaşıldı;

1. Kortikal kemikte oluşan stres değerleri genel olarak trabeküler kemikte oluşan stres değerlerine göre daha yüksek bulunmuştur. Oluşan stresler vertikal yüklemelerde genellikle implantların bukkal ve distal bölgelerinde yoğunlaşırken, oblik yüklemelerde genellikle lingual bölgelerde yoğunlaşmaktadır.
2. Kortikal kemikte pasif yivli implant modellerinde, trabeküler kemikte ise agresif yivli implant modellerinde stres değerleri daha yüksek elde edilmiştir. Oblik yüklemelerde oluşan bütün stres değerleri, NAct modellerde trabeküler kemikte görülen çekme ve von Mises stres değerleri dışında, vertikal yüklemelere göre daha fazla bulunmuştur.
3. İmplant yüzeylerinde vertikal yüklemelerde oluşan von Mises stres değerleri dışında bütün stres değerleri pasif yivli implant modellerinde daha yüksek çıkmıştır. İmplantlarda oluşan stres yoğunluğu genel olarak implantların boyun bölgesinde oluşmaktadır. Bununla birlikte vertikal yüklemelerde stres değerleri distalde yoğunlaşırken, oblik yüklemelerde bukkal ve lingual bölgelerde yoğunlaşmıştır. Oblik basma stresleri ve vertikal çekme stresleri yivlerde, oblik çekme ve vertikal basma stres değerleri ise implantların gövdelerinde yoğunlaşmıştır. İmplant tasarımları kronlarda oluşan stres değerlerini etkilememektedir.
4. Her iki yükleme tipinde de implant üstü restorasyonlarda en düşük stres değerleri monolitik zirkonya olan TZI modellerde elde edilmiştir. Veneerlenmiş restorasyonlarda, üst yapılarda her iki yüklemede de çekme streslerinde zirkonya modellerde, basma ve von Mises streslerinde lityum dislikat modellerde daha yüksek stres değerleri bulunmuştur. Alt yapılarda ise von Mises stresleri zirkonya modellerde yüksek çıkmıştır. Üst yapılarda stres yoğunlukları yükleme yapılan bölgelerde ve kronun basamak bölgelerinde yoğunlaşırken, alt yapılarda basamak bölgelerinde yoğunlaşmıştır. Üst yapı materyalleri kortikal kemik, trabeküler kemik ve implantlarda oluşan stres değerlerini etkilememektedir.



KAYNAKLAR

1. Stellingsma, K., Slagter, A.P., Stegenga, B., Raghoobar, G.M., 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.
2. Ring, M. (1995). A thousand years of dental implants: a definitive history--part 1. *Compendium Of Continuing Education In Dentistry*, 16(10), 1060-1064
3. Ring, M. (1995). A thousand years of dental implants: a definitive history--part 2. *Compendium Of Continuing Education In Dentistry*, 16(11), 1132-1036
4. Derome, J. (1973). A bit of history and dental implantology today. *La Promotion dentaire*, (20):12-8
5. Güzel, K.G., Ayşe, M., Dünder, D.B. (2006). Tür, Form ve Materyal Açısından Günümüz Dental İmplantlarının Tarihçesi. *Türkiye Klinikleri Journal Of Medical Ethics-Law And History*, 14, 41-46.
6. Brånemark, P.I., Breine, U., Adell, R., Hansson, B., Lindström, J., Ohlsson, Å. (1969). Intra-osseous anchorage of dental prostheses: I. experimental studies. *Scandinavian Journal Of Plastic And Reconstructive Surgery And Hand Surgery*, 3, 81-100.
7. Jokstad, A., Braegger, U., Brunski, J.B., Carr, A.B., Naert, I., Wennerberg, A. (2003). Quality of dental implants. *International Dental Journal*, 53, 409-443.
8. Powers, J., Sakaguchi, R. (2006). *Craigs. Restorative dental materials* (12th edition). St. Louis: Mosby, 236-240.
9. O'Brien, W.J. (1997). *Dental materials and their selection*, Quintessence Publishing
10. Elias, C., Lima, J., Valiev, R., Meyers, M. (2008). Biomedical applications of titanium and its alloys. *Jom*, 60, 46-49.
11. Steinemann, S.G. (1998). Titanium—the material of choice? *Periodontology 2000*, 17, 7-21.
12. Anusavice, K.J., Shen, C., Rawls, H.R. (2012). *Phillips 'science of dental materials*, Elsevier Health Sciences.
13. Misch, C.E. (2014). *Dental implant prosthetics*, Elsevier Health Sciences.
14. Bankoglu Güngör, M., Aydın, C., Yılmaz, H., Gül, E.B. (2014). An Overview of Zirconia Dental Implants: Basic Properties and Clinical Application of Three Cases. *Journal Of Oral Implantology*, 40, 485-494.
15. Branemark, P.I. (1985). Introduction to osseointegration. Tissue integrated prostheses. *Osseointegration In Clinical Dentistry*, 11-76.
16. Zarb, G., Albrektsson, T. (1991). Osseointegration: a requiem for the periodontal ligament. *International Journal of Periodont Restorative Dentistry*, 11, 88-91.
17. Zitzmann, N., Schärer, P., Marinello, C.P., Schüpbach, P., Berglundh, T., (2001). Alveolar ridge augmentation with Bio-Oss: a histologic study in humans. *International Journal of Periodontics Restorative Dentistry*, 21(3), 288-295
18. Hobo, S., Ichida, E., Garcia, L.T. (1989). *Osseointegration and occlusal rehabilitation*, Quintessence Pub Co.

19. Sandallı, P. (2000). *Oral İmplantoloji*. Erler Matbaacılık, Galatasaray-İstanbul 13.
20. Albrektsson, T., Zarb, G., Worthington, P., Eriksson, A. (1986). The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *International Journal of Oral Maxillofac Implants* 1, 11-25.
21. Babbush, C.A., Hahn, J.A., Krauser, J.T., Rosenlicht, J.L. (2010). *Dental implants: the art and science*, Elsevier Health Sciences.
22. Esposito, M., Hirsch, J., Lekholm, U., Thomsen, P. (1998). Biological factors contributing. *European Journal Of Oral Sciences*, 106, 527-551.
23. Mericske-Stern, R., Grütter, L., Rösch, R., Mericske, E. (2001). Clinical evaluation and prosthetic complications of single tooth replacements by non-submerged implants. *Clinical Oral Implants Research*, 12, 309-318.
24. Chrcanovic, B., Albrektsson, T., Wennerberg, A. (2014). Reasons for failures of oral implants. *Journal Of Oral Rehabilitation* 41, 443-476.
25. Peumans, M., Van Meerbeek, B., Lambrechts, P., Vanherle, G. (2000). Porcelain veneers: a review of the literature. *Journal Of Dentistry*, 28, 163-177.
26. Sjögren, G., Sletten, G., Dahl, J.E. (2000). Cytotoxicity of dental alloys, metals, and ceramics assessed by millipore filter, agar overlay, and MTT tests. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*, 84, 229-236.
27. Hondrum, S.O. (1992). A review of the strength properties of dental ceramics. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*, 67, 859-865.
28. Luthardt, R.G., Holzhüter, M.S., Rudolph, H., Herold, V., Walter, M.H. (2004). CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dental Materials*, 20, 655-662.
29. Kelly, J.R. (2004). Dental ceramics: current thinking and trends. *Dental Clinics of North America*, 48, 513-530.
30. Shillingburg, H., Hobo, S., Whitsett, L., Jacobi, R., Brackett, S. (1997). *Fundamentals of fixed prosthodontics*. Quintessence, Chicago, 316-317.
31. McLean, J.W. (2001). Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*, 85, 61-66.
32. (1962). *Porcelain covered metal-reinforced teeth*. Google Patents.
33. McLean, J.W. (2011). *The Science and Art of Dental Ceramics: Volume 1: The Nature of Dental Ceramics and Their Clinical Use*, Quintessence Publishing Co.,
34. Beuer, F., Schweiger, J., Edelhoff, D. (2008). Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British Dental Journal*, 204, 505-511.
35. Van Noort, R., Barbour, M.E. (2013). *Introduction to Dental Materials4: Introduction to Dental Materials*, Elsevier Health Sciences.
36. Kelly, J., Benetti, P. (2011). Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Australian Dental Journal*, 56, 84-96.
37. Gracis, S., Thompson, V., Ferencz, J., Silva, N., Bonfante, E. (2014). A New Classification System for All-Ceramic and Ceramic-like Restorative Materials. *The International Journal Of Prosthodontics*, 28, 227-235.

38. Pilathadka, S., Vahalová, D. (2007). Contemporary All-ceramic Materials-Part 1. *Acta Medica-Hradec Kralove*, 50, 101.
39. Edelhoff, D., Florian, B., Florian, W., Johnen, C. (2008). *HIP zirconia fixed partial dentures--clinical results after 3 years of clinical service*. Berlin: Quintessence international 39, 459.
40. Heintze, S.D., Rousson, V. (2009). Survival of zirconia-and metal-supported fixed dental prostheses: a systematic review. *The International Journal Of Prosthodontics* 23, 493-502.
41. Vigolo, P., Mutinelli, S. (2012). Evaluation of Zirconium-Oxide-Based Ceramic Single-Unit Posterior Fixed Dental Prostheses (FDPs) Generated with Two CAD/CAM Systems Compared to Porcelain-Fused-to-Metal Single-Unit Posterior FDPs: A 5-Year Clinical Prospective Study. *Journal Of Prosthodontics*, 21, 265-269.
42. Haselton, D.R., Diaz-Arnold, A.M., Hillis, S.L. (2000). Clinical assessment of high-strength all-ceramic crowns. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*, 83, 396-401.
43. Cheng, C.-W., Chien, C.-H., Chen, C.-J., Papaspyridakos, P. (2013). Complete-mouth implant rehabilitation with modified monolithic zirconia implant-supported fixed dental prostheses and an immediate-loading protocol: A clinical report. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*, 109, 347-352.
44. Ritter, R.G. (2010). Multifunctional Uses of a Novel Ceramic-Lithium Disilicate. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 22, 332-341.
45. Conrad, H.J., Seong, W.-J., Pesun, I.J. (2007). Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*, 98, 389-404.
46. Kelly, J.R., Nishimura, I., Campbell, S.D. (1996). Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*, 75, 18-32.
47. Raigrodski, A.J. (2004). Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *The Journal Of Prosthetic Dentistry* 92, 557-562.
48. Can G., Aksu, L. (2014). *Diş hekimliğinde maddeler bilgisi*, Yurtmim Yayıncılık
49. Sundh, A., Sjögren, G. (2004). A comparison of fracture strength of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. *Journal of Oral Rehabilitation*, 31, 682-688.
50. Höland, W., Rheinberger, V., Apel, E., van't Hoen, C., Höland, M., Dommann, A., Obrecht, M., Mauth, C., Graf-Hausner, U. (2006). Clinical applications of glass-ceramics in dentistry. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 17, 1037-1042.
51. Guazzato, M., Albakry, M., Swain, M.V., Ironside, J. (2001). Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *The International Journal Of Prosthodontics*, 15, 339-346.
52. Zarone, F., Russo, S., Sorrentino, R. (2011). From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. *Dental Materials*, 27, 83-96.
53. Ahlberg, J.P., Kovero, O.A., Hurmerinta, K.A., Zepa, I., Nissinen, M.J., Könönen, M.H. (2003). Maximal bite force and its association with signs and symptoms of TMD,

- occlusion, and body mass index in a cohort of young adults. *The Journal Of Craniomandibular Practice*, 21, 248-252.
54. Weinberg, E.L. (2004). Atlas of tooth and implant supported prosthodontics. *British Dental Journal*, 197, 163.
 55. Weinberg, L.A., Kruger, B. (1996). An evaluation of torque (moment) on implant/prosthesis with staggered buccal and lingual offset. *The International Journal Of Periodontics & Restorative Dentistry*, 16, 252-265.
 56. Menicucci, G., Mossolov, A., Mozzati, M., Lorenzetti, M., Preti, G. (2002). Tooth-implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. *Clinical Oral Implants Research*, 13, 334-341.
 57. Skalak, R. (1983). Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*, 49, 843-848.
 58. H., U. (1997). Kemigin Mekanik özellikleri ve kuvvet altında geliştirdiği mekanik ve biyolojik davranışlar. *Oral İmplant Dergisi*, 36-43.
 59. Adell, R., Eriksson, B., Lekholm, U., Brånemark, P.I., Jemt, T. (1989). Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *The International Journal Of Oral & Maxillofacial Implants*, 5, 347-359.
 60. Rangert, B., Jemt, T., Jörneus, L. (1988). Forces and moments on Branemark implants. *The International Journal Of Oral & Maxillofacial Implants*, 4, 241-247.
 61. Rangert, B.R., Sullivan, R.M., Jemt, T.M. (1996). Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment. *The International Journal Of Oral & Maxillofacial Implants*, 12, 360-370.
 62. Glantz, P.O., Rangert, B., Svensson, A., Stafford, G., Arnvidarson, B., Randow, K., Lindén, U., Hultén, J. (1993). On clinical loading of osseointegrated implants. A methodological and clinical study. *Clinical Oral Implants Research*, 4, 99-105.
 63. Mericske-stern, R. (1997). Force distribution on implants supporting overdentures: the effect of distal bar extensions. A 3-D in viva study. *Clinical Oral Implants Research*, 8, 142-151.
 64. Mericske-stern, R., Assal, P., Buergin, W. (1996). Simultaneous force measurements in 3 dimensions on oral endosseous implants in vitro and in vivo. A methodological study. *Clinical Oral Implants Research*, 7, 378-386.
 65. Mericske-Stern, R., Zarb, G. (1996). In vivo measurements of some functional aspects with mandibular fixed prostheses supported by implants. *Clinical Oral Implants Research*, 7, 153-161.
 66. Stanford, C.M., 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.
 67. Şahin, S., Cehreli, M.C., Yalçın, E. (2002). The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses a review. *Journal Of Dentistry* 30, 271-282.
 68. Duyck, J., Naert, I., Rønold, H.J., Ellingsen, J.E., Van Oosterwyck, H., Vander Sloten, J. (2001). The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. *Clinical Oral Implants Research*, 12, 207-218.

69. Geng, J.-P., Tan, K.B., 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.
70. Stegaroiu, R., Kusakari, H., Nishiyama, S., Miyakawa, O. (1997). Influence of prosthesis material on stress distribution in bone and implant: a 3-dimensional finite element analysis. *The International Journal Of Oral & Maxillofacial Implants*, 13, 781-790.
71. Lohmann, C., Bonewald, L., Sisk, M., Sylvia, V., Cochran, D., Dean, D., Boyan, B., 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.
72. Manz, M.C. (2000). Factors associated with radiographic vertical bone loss around implants placed in a clinical study. *Annals Of Periodontology*, 5, 137-151.
73. Baggi, L., Cappelloni, I., Di Girolamo, M., Maceri, F., 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.
74. Petrie, C.S., Williams, J.L. (2005). Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. *Clinical Oral Implants Research*, 16, 486-494.
75. Rieger, M., Mayberry, M., Brose, M. (1990). Finite element analysis of six endosseous implants. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*, 63, 671-676.
76. Lum, L.B. (1990). A biomechanical rationale for the use of short implants. *The Journal Of Oral Implantology*, 17, 126-131.
77. Ivanoff, C.J., Gröndahl, K., Bergström, C., Lekholm, U., Brånemark, P.-I. (1999). Influence of bicortical or monocortical anchorage on maxillary implant stability: a 15-year retrospective study of Branemark System implants. *The International Journal Of Oral & Maxillofacial Implants*, 15, 103-110.
78. Allgood, S.T.J.H., Colurw, M.R. (1977). *American academy of implant dentistry*. J. Prosthet. Dent.
79. Misch, C.E. (2007). *Contemporary implant dentistry*, Elsevier Health Sciences.
80. Ulusoy, M., Aydin, K. (2006) *Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler*. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları.
81. Adigüzel, Ö. (2010). Sonlu Elemanlar Analizi. *Dicle Dişhekimliği Dergisi*, 11, 18-23.
82. Bankoğlu Güngör, M. (2014). *Maksiller anterior bölgeye uygulanan değişik zirkonyum implant destekli protezlerde abutment, implant ve implant çevre dokuda oluşan stres dağılımlarının üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi ile değerlendirilmesi*, Doktora Tezi, Ankara: Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
83. Huiskes, R., Weinans, H., Van Rietbergen, B. (1992). The relationship between stress shielding and bone resorption around total hip stems and the effects of flexible materials. *Clinical Orthopaedics And Related Research*, 274, 124-134.
84. Caputo, A.A., Standlee, J.P. (1987). *Biomechanics in clinical dentistry*, Quintessence Publishing.

85. Craig, R.G., Dennison, J.B. (1978). *Dental materials: a problem-oriented approach*, Mosby.
86. Haydar, Ç. (2010). *Platform switch uygulamasının çevre kemik dokusunda oluşturduğu streslerin üç boyutlu sonlu elemanlar analizi ile incelenmesi*. Doktora Tezi, İstanbul: İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
87. Özgövde, N.O., (2003). *Rezeksiyonlu dişsiz üst çenede implant üstü protez planlamalarının üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi metoduyla incelenmesi*, Doktora tezi, İstanbul: İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
88. Borsari, V., Giavaresi, G., Fini, M., Torricelli, P., Tschon, M., Chiesa, R., Chiusoli, L., Salito, A., Volpert, A., Giardino, R. (2005). Comparative in vitro study on a ultra-high roughness and dense titanium coating. *Biomaterials*, 26, 4948-4955.
89. Kılıçarslan M.A., Z.A., Eskitaşçıoğlu G. (1999). Üst santral keser dişin fonksiyonel kuvvetler altındaki durumunun sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile değerlendirilmesi. *Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 26, 61-69.
90. Karayazgan, B. (2005). *Yüz defektlerinde kullanılabilecek farklı implant tasarımlarının kemikte oluşturduğu gerilmelerin sonlu elemanlar analizi yöntemi ile değerlendirilmesi*, Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü
91. Çağlar, A. (2003). *Kısmi dişsizlik vakalarında uygulanan implant destekli sabit protezlerde mesio-distal olarak farklı açılarda yerleştirilen implantların stres dağılımına etkilerinin üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi ile değerlendirilmesi*, Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara
92. Hancı, M, Arpacı, A. (2000). *Biyomekanik*, İstanbul: Logos Yayıncılık
93. Ülgen, M., (1993). *Ortodontik Tedavi Prensipleri*, Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi
94. Yenisey, M., Ulusoy, M.(2000). Değiştirilmiş Model Ölçü Tekniği (Holmes Tekniği) Kullanılarak Elde Edilen Hareketli Bölümlü Protezlerin Destek Dokular Üzerindeki Yük Dağılımlarının Holografik İnterferometri İle Karşılaştırılması, *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, 6(1):13-25
95. Mackie, R.I. (2001). *Object-oriented methods and finite element analysis*, Saxe-Coburg Publications.
96. Rao, S.S. (2005). *The finite element method in engineering*, Massachusetts: Butterworth-heinemann
97. 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., Kim, M.H. (2002). Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *Journal Of Oral Rehabilitation*, 29, 565-574.
98. Clelland, N.L., Lee, J.K., Bimbenet, O.C., 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.
99. Holmgren, E.P., Seckinger, R.J., Kilgren, L.M., 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.

100. DeTolla, D.H., Andreana, S., Patra, A., Buhite, R., Comella, B. (2000). The role of the finite element model in dental implants. *Journal of Oral Implantology*, 26, 77-81.
101. Sevimay, M., Turhan, F., Kiliçarslan, M., Eskitascioglu, G. (2005). Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*, 93, 227-234.
102. Williams, K., Watson, C., Murphy, W., Scott, J., Gregory, M., Sinobad, D. (1990). Finite element analysis of fixed prostheses attached to osseointegrated implants. *Quintessence International*, 21, 563-570.
103. Cibirka, R.M., Razzoog, M.E., Lang, B.R., Stohler, C.S. (1992). Determining the force absorption quotient for restorative materials used in implant occlusal surfaces. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*, 67, 361-364.
104. Cochran, D.L. (2000). The scientific basis for and clinical experiences with Straumann implants including the ITI Dental Implant System: a consensus report. *Clinical Oral Implants Research*, 11, 33-58.
105. Jeon, P.D., Turley, P.K., Ting, K. (2001). Three-dimensional finite element analysis of stress in the periodontal ligament of the maxillary first molar with simulated bone loss. *American Journal Of Orthodontics And Dentofacial Orthopedics*, 119, 498-504.
106. Kusnoto, B., Evans, C.A. (2002). Reliability of a 3D surface laser scanner for orthodontic applications. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 122, 342-348.
107. Moss, J., Ismail, S., Hennessy, R. (2003). Three-dimensional assessment of treatment outcomes on the face. *Orthodontics & Craniofacial Research*, 6, 126-131.
108. Oliveira, N.L., Da Silveira, A.C., Kusnoto, B., Viana, G. (2004). Three-dimensional assessment of morphologic changes of the maxilla: a comparison of 2 kinds of palatal expanders. *American Journal Of Orthodontics And Dentofacial Orthopedics*, 126, 354-362.
109. Shigley, J.E. (2011). *Shigley's mechanical engineering design*, New York City: Tata McGraw-Hill Education.
110. Schwartz, Z., Lohmann, C., Vocke, A., Sylvia, V., Cochran, D., Dean, D., Boyan, B. (2001). Osteoblast response to titanium surface roughness and 1α , 25-(OH) 2D3 is mediated through the mitogen-activated protein kinase (MAPK) pathway. *Journal Of Biomedical Materials Research*, 56, 417-426.
111. Zarb, G.A., Albrektsson, T., Branemark, P.-I. (1985). Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. *Plastic & Reconstructive Surgery*, 77(3), 496-497
112. Wheeler, R.C. (1974). *Dental anatomy, physiology, and occlusion*. Philadelphia: WB Saunders Company
113. Teixeira, E., Sato, Y., Akagawa, Y., 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.
114. Holmes, D.C., Loftus, J.T. (1996). Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. *The Journal Of Oral Implantology*, 23, 104-111.
115. Çaglar, A., Bal, B.T., Karakoca, S., Aydın, C., Yılmaz, H., Sarısoy, S. (2010). Three-dimensional finite element analysis of titanium and yttrium-stabilized zirconium

- dioxide abutments and implants. *The International Journal Of Oral & Maxillofacial Implants*, 26, 961-969.
116. Nassef, T.M., Khalil, M.F., Kader, S.H.A. (2014 February). *Computer assisted to determine the influence of connector design and stress distribution in Incoris TZI (Zirconia) fixed partial denture*. Paper presented at the Middle East Conference, Doha, Qatar
 117. Schmitter, M., Mueller, D., Rues, S. (2013). In vitro chipping behaviour of all-ceramic crowns with a zirconia framework and feldspathic veneering: comparison of CAD/CAM-produced veneer with manually layered veneer. *Journal Of Oral Rehabilitation*, 40, 519-525.
 118. Ereifej, N., Rodrigues, F.P., Silikas, N., Watts, D.C. (2011). Experimental and FE shear-bonding strength at core/veneer interfaces in bilayered ceramics. *Dental Materials*, 27, 590-597.
 119. Chen, C., Trindade, F.Z., de Jager, N., Kleverlaan, C.J., Feilzer, A.J. (2014). The fracture resistance of a CAD/CAM Resin Nano Ceramic (RNC) and a CAD ceramic at different thicknesses. *Dental Materials*, 30, 954-962.
 120. Sotto-Maior, B.S., Senna, P.M., da Silva, W.J., Rocha, E.P., Del Bel, C.A. (2011). Influence of crown-to-implant ratio, retention system, restorative material, and occlusal loading on stress concentrations in single short implants. *The International Journal Of Oral & Maxillofacial Implants*, 27, 13-18.
 121. Yamanel, K., Çağlar, A., Gülsahi, K., Özden, U.A. (2009). Effects of different ceramic and composite materials on stress distribution in inlay and onlay cavities: 3-D finite element analysis. *Dental Materials Journal*, 28, 661-670.
 122. Huang, H.L., Lin, C.L., Ko, C.C., Chang, C.H., Hsu, J.T., Huang, J.S. (2006). Stress analysis of implant-supported partial prostheses in anisotropic mandibular bone: in-line versus offset placements of implants. *Journal Of Oral Rehabilitation*, 33, 501-508.
 123. Lan, T.-H., Pan, C.-Y., Lee, H.-E., Huang, H.-L., Wang, C.-H. (2009). Bone stress analysis of various angulations of mesiodistal implants with splinted crowns in the posterior mandible: a three-dimensional finite element study. *The International Journal Of Oral & Maxillofacial Implants*, 25, 763-770.
 124. Wang, J.-C., Huang, S.-F., Lin, C.-L. (2010). Biomechanical Responses of Endodontically Treated Tooth Implant-supported Prosthesis. *Journal Of Endodontics*, 36, 1688-1692.
 125. Huang, C.-C., Lan, T.-H., Lee, H.-E., Wang, C.-H. (2011). The biomechanical analysis of relative position between implant and alveolar bone: finite element method. *Journal Of Periodontology*, 82, 489-496.
 126. Gao, Y., Li, Y.-F., Shao, B., Li, T., Xia, N., Xu, L.-X., Wang, Z.-Y., Kong, L. (2012). Biomechanical optimisation of the length ratio of the two endosseous portions in distraction implants: a three-dimensional finite element analysis. *British Journal Of Oral And Maxillofacial Surgery*, 50, 86-92.
 127. Hobo, S., Ichida, E., Garcia, L.T. (1996). *Osseointegration and occlusal rehabilitation*, Quintessence Pub Co
 128. Mericske-Stern, R., Assal, P., Mericske, E., Bürgin, W. (1994). Occlusal force and oral tactile sensibility measured in partially edentulous patients with ITI implants. *The International Journal Of Oral & Maxillofacial Implants*, 10, 345-353.

129. Akça, K., İplikçioğlu, H. (2000). Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. *The International Journal Of Oral & Maxillofacial Implants*, 16, 722-730.
130. Juodzbalsys, G., Kubilius, R., Eidukynas, V., and Raustia, A.M. (2005). Stress distribution in bone: single-unit implant prostheses veneered with porcelain or a new composite material. *Implant Dentistry*, 14, 166-175.
131. Tischler, M. (2009). Treatment planning implant dentistry: an overview for the general dentist. *General Dentistry*, 58, 368-374
132. Porter, J.A., von Fraunhofer, J.A. (2004). Success or failure of dental implants? A literature review with treatment considerations. *General Dentistry*, 53, 423-432
133. Romeo, E., Lops, D., Margutti, E., Ghisolfi, M., Chiapasco, M., Vogel, G. (2004). Long-term survival and success of oral implants in the treatment of full and partial arches: a 7-year prospective study with the ITI dental implant system. *International Journal Of Oral And Maxillofacial Implants*, 19, 247-259.
134. Karoussis, I.K., Brägger, U., Salvi, G.E., Bürgin, W., Lang, N.P. (2004). Effect of implant design on survival and success rates of titanium oral implants: a 10-year prospective cohort study of the ITI Dental Implant System. *Clinical Oral Implants Research*, 15, 8-17.
135. Shim, H.W., Yang, B.-E. (2015). Long-term cumulative survival and mechanical complications of single-tooth Ankylos Implants: focus on the abutment neck fractures. *The Journal Of Advanced Prosthodontics*, 7, 423-430.
136. Gay, I., Tran, D., Weltman, R., Parthasarathy, K., Diaz-Rodriguez, J., Walji, M., Fu, Y., Friedman, L. (2015-Baskıda). Role of supportive maintenance therapy on implant survival: a university-based 17 years retrospective analysis. *International Journal Of Dental Hygiene*.
137. Pjetursson, B., Asgeirsson, A., Zwahlen, M., Sailer, I. (2014). Improvements in implant dentistry over the last decade: comparison of survival and complication rates in older and newer publications. *International Journal Of Oral & Maxillofacial Implants*, 29, 308-324.
138. Lekholm, U., van Steenberghe, D., Herrmann, I., Bolender, C., Folmer, T., Gunne, J., Henry, P., Higuchi, K., Laney, W.R., Lindén, U. (1994). Osseointegrated Implants in the Treatment of Partially Edentulous Jaws: A Prospective 5-Year Multicenter Study. *International Journal Of Oral & Maxillofacial Implants*, 9, 627-635.
139. Lekholm, U., Gunne, J., Henry, P., Higuchi, K., Lindén, U., Bergstrom, C., Steenberghe, D. (1999). Survival of the Brånemark implant in partially edentulous jaws: a 10-year prospective multicenter study. *International Journal Of Oral And Maxillofacial Implants*, 14, 639-645.
140. Henry, P.J., Laney, W.R., Jemt, T., Harris, D., Krogh, P.H., Polizzi, G., Zarb, G.A., Herrmann, I. (1996). Osseointegrated implants for single-tooth replacement: a prospective 5-year multicenter study. *International Journal Of Oral & Maxillofacial Implants*, 11(4), 450-5.
141. Zarb, G., Schmitt, A. (1992). The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants in posterior partially edentulous patients. *The International Journal of Prosthodontics*, 6, 189-196.

142. Zarb, G., Schmitt, A. (1992). The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants in anterior partially edentulous patients. *The International Journal Of Prosthodontics*, 6, 180-188.
143. Wyatt, C., Zarb, G.A. (1996). Treatment Outcomes of Patients with Implant-Supported Fixed Partial Prostheses, *The International Journal Of Prosthodontics*, 13, 204–211.
144. Belser, U.C., Bernard, J.-P., Buser, D. (1995). Implant-supported restorations in the anterior region: prosthetic considerations. *Practical Periodontics And Aesthetic Dentistry*, 8, 875-883.
145. Blanes, R.J., Bernard, J.P., Blanes, Z.M., Belser, U.C. (2007). A 10-year prospective study of ITI dental implants placed in the posterior region. I: Clinical and radiographic results. *Clinical Oral Implants Research*, 18, 699-706.
146. Gibbard, L.L., Zarb, G. (2002). A 5-year prospective study of implant-supported single-tooth replacements. *Journal-Canadian Dental Association*, 68, 110-117.
147. Kao, H.-C., Chung, W.-N., Chen, F., Hsu, M., Chang, K. (2008). Finite element analysis of different superstructure materials in a single distal implant restoration. *Journal Of Dental Sciences*, 3, 140-149.
148. Naert, I., Koutsikakis, G., Duyck, J., Quirynen, M., Jacobs, R., Steenberghe, D. (2000). Biologie Outcome of Single-Implant Restorations as Tooth Replacements: A Long-term Follow-up Study. *Clinical Implant Dentistry And Related Research* 2, 209-218.
149. Wolfinger, G.J., Balshi, T.J., Wulc, D.A., Balshi, S.F. (2011). A retrospective analysis of 125 single molar crowns supported by two implants: long-term follow-up from 3 to 12 years. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 26, 148-153.
150. Yamanishi, Y., Yamaguchi, S., Imazato, S., Nakano, T., Yatani, H. (2012). Influences of implant neck design and implant–abutment joint type on peri-implant bone stress and abutment micromovement: Three-dimensional finite element analysis. *Dental Materials*, 28, 1126-1133.
151. Hoshaw, S.J. (1994). Mechanical loading of Branemark implants affects interfacial bone modeling and remodeling. *International Journal Oral Maxillofacial Implants*, 9, 345-360.
152. Akca, K., Cehreli, M.C. (2006). Biomechanical consequences of progressive marginal bone loss around oral implants: a finite element stress analysis. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 44, 527-535.
153. Morgano, S.M. (2004). Implant Dentistry: From Failure to Success. *Journal of Prosthodontics*, 13, 284-285.
154. Morneburg, T.R., Pröschel, P.A. (2001). Predicted incidence of occlusal errors in centric closing around arbitrary axes. *The International Journal of Prosthodontics*, 15, 358-364.
155. Isidor, F. (1996). Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. *Clinical Oral Implants Research*, 7, 143-152.
156. Bumgardner, J.D., Boring, G.J., Cooper Jr, R.C., Gao, C., Givaruangsawat, S., Gilbert, J.A., Misch, C.M., Steflik, D.E. (2000). Preliminary evaluation of a new dental implant design in canine models. *Implant Dentistry*, 9, 252-260.

157. Lee, D.W., Choi, Y.S., Park, K.H., Kim, C.S., 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.
158. Binon, P.P. (2007). Treatment planning complications and surgical miscues. *Journal Of Oral and Maxillofacial Surgery*, 65, 73-92.
159. Hansson, S., 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.
160. Tada, S., Stegaroiu, R., Kitamura, E., Miyakawa, O., 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.
161. Steigenga, J.T., Al-Shammari, K.F., Nociti, F.H., Misch, C.E., Wang, H.-L. (2003). Dental implant design and its relationship to long-term implant success. *Implant Dentistry*, 12, 306-317.
162. Ciftci, Y., Canay, S. (1999). The effect of veneering materials on stress distribution in implant-supported fixed prosthetic restorations. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 15, 571-582.
163. Papavasiliou, G., Kamposiora, P., Bayne, S.C., Felton, D.A. (1996). Three-dimensional finite element analysis of stress-distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 76, 633-640.
164. Gracis, S.E., Nicholls, J.I., Chalupnik, J.D., Yuodelis, R.A. (1990). Shock-absorbing behavior of five restorative materials used on implants. *The International Journal of Prosthodontics*, 4, 282-291.
165. Skalak, R. (1985). Aspects of biomechanical considerations. *Tissue-Integrated Prostheses*, 117-128.
166. Bassit, R., Lindstrom, H., Rangert, B. (2002). In vivo registration of force development with ceramic and acrylic resin occlusal materials on implant-supported prostheses. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 17, 17-23.
167. Stegaroiu, R., Sato, T., Kusakari, H., Miyakawa, O. (1997). Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: a three-dimensional finite element analysis. *The International Journal Of Oral & Maxillofacial Implants*, 13, 82-90.
168. Hobkirk, J., Psarros, K. (1992). The influence of occlusal surface material on peak masticatory forces using osseointegrated implant-supported prostheses. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 7, 67-82.
169. Akça, K., Iplikçioğlu, H. (2002). Finite element stress analysis of the effect of short implant usage in place of cantilever extensions in mandibular posterior edentulism. *Journal of Oral Rehabilitation*, 29, 350-356.
170. Van Staden, R.C., Guan, H., Loo, Y.-C. (2006). Application of the finite element method in dental implant research. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 9, 257-270.

171. Akça, K., Çehreli, M.C., İplikçioglu, 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.
172. Karl, M., Dickinson, A., Holst, S., Holst, A. (2009). Biomechanical methods applied in dentistry: a comparative overview of photoelastic examinations, strain gauge measurements, finite element analysis and three-dimensional deformation analysis. *The European Journal of Prosthodontics And Restorative Dentistry*,17, 50-57.
173. Baiamonte, T., Abbate, M., Pizzarello, F., Lozada, J., James, R. (1995). The experimental verification of the efficacy of finite element modeling to dental implant systems. *The Journal Of Oral Implantology*,22, 104-110.
174. Yoshida, N., Koga, Y., Kobayashi, K., Yamada, Y., Yoneda, T. (2000). A new method for qualitative and quantitative evaluation of tooth displacement under the application of orthodontic forces using magnetic sensors. *Medical Engineering & Physics*, 22, 293-300.
175. Sato, Y., Teixeira, E., Tsuga, K., 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.
176. Sato, Y., Wadamoto, M., Tsuga, K., 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.
177. Moraes, S.L.D.d., Verri, F.R., Junior, J.F.S., Almeida, D.A.d.F., Mello, C.C.d., Pellizzer, E.P. (2013). A 3-D finite element study of the influence of crown-implant ratio on stress distribution. *Brazilian Dental Journal*,24, 635-641.
178. Pellizzer, E.P., Verri, F.R., De Moraes, S.L.D., Falcón-Antenucci, R.M., De Carvalho, P.S.P., Noritomi, P.Y. (2013). Influence of the implant diameter with different sizes of hexagon: analysis by 3-dimensional finite element method. *Journal Of Oral Implantology*,39, 425-431.
179. Wang, T.-M., Leu, L.-J., Wang, J., Lin, L.-D. (2001). Effects of prosthesis materials and prosthesis splinting on peri-implant bone stress around implants in poor-quality bone: a numeric analysis. *The International Journal Of Oral & Maxillofacial Implants*,17, 231-237.
180. Ender, A., Mörmann, W.H., Mehl, A. (2011). Efficiency of a mathematical model in generating CAD/CAM-partial crowns with natural tooth morphology. *Clinical Oral Investigations*,15, 283-289.
181. Himmlova, L., Dostálová, T.j., Kácovský, A., Konvičková, S. (2004). Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*,91, 20-25.
182. Ladd, A.J., Kinney, J.H. (1998). Numerical errors and uncertainties in finite-element modeling of trabecular bone. *Journal of Biomechanics*,31, 941-945.
183. Smedberg, J.I., Nilner, K., Rangert, B., Svensson, S., Glantz, P.O. (1996). On the influence of superstructure connection on implant preload: a methodological and clinical study. *Clinical Oral Implants Research*, 7, 55-63.
184. Cochran, D.L., Bosshardt, D.D., Grize, L., Higginbottom, F.L., Jones, A.A., Jung, R.E., Wieland, M., Dard, M. (2009). Bone response to loaded implants with non-matching

- implant-abutment diameters in the canine mandible. *Journal of Periodontology*, 80, 609-617.
185. Teixeira, M.F., Ramalho, S.A., de Mattias Sartori, I.A., Lehmann, R.B. (2010). Finite element analysis of 2 immediate loading systems in edentulous mandible: rigid and semirigid splinting of implants. *Implant Dentistry*, 19, 39-49.
 186. Lan, T.-H., Du, J.-K., Pan, C.-Y., Lee, H.-E., 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.
 187. Toniollo, M.B., Macedo, A.P., Rodrigues, R.C.S., Ribeiro, R.F., de Mattos, M.d.G.C. (2012). Three-dimensional finite element analysis of stress distribution on different bony ridges with different lengths of morse taper implants and prosthesis dimensions. *Journal of Craniofacial Surgery*, 23, 1888-1892.
 188. Lin, C.L., Wang, J.C., Chang, W.J. (2008). Biomechanical interactions in tooth–implant-supported fixed partial dentures with variations in the number of splinted teeth and connector type: a finite element analysis. *Clinical Oral Implants Research*, 19, 107-117.
 189. Ao, J., Li, T., Liu, Y., Ding, Y., Wu, G., Hu, K., Kong, L. (2010). Optimal design of thread height and width on an immediately loaded cylinder implant: a finite element analysis. *Computers In Biology And Medicine*, 40, 681-686.
 190. Park, Y.-S., Kwon, H.-B. (2013). Three-dimensional finite element analysis of implant-supported crown in fibula bone model. *The Journal Of Advanced Prosthodontics*, 5, 326-332.
 191. Faverani, L.P., Barão, V.A.R., Ramalho-Ferreira, G., Delben, J.A., Ferreira, M.B., Júnior, I.R.G., Assunção, W.G. (2014). The influence of bone quality on the biomechanical behavior of full-arch implant-supported fixed prostheses. *Materials Science and Engineering*, 37, 164-170.
 192. Huang, H.L., Huang, J.S., Ko, C.C., Hsu, J.T., Chang, C.H., Chen, M.Y. (2005). Effects of splinted prosthesis supported a wide implant or two implants: a three-dimensional finite element analysis. *Clinical Oral Implants Research*, 16, 466-472.
 193. Haraldson, T., Carlsson, G.E., Ingervall, B. (1979). Functional state, bite force and postural muscle activity in patients with osseointegrated oral implant bridges. *Acta Odontologica Scandinavica*, 37, 195-206.
 194. Geng, J., Ma, Q., Xu, W., Tan, K., Liu, G. (2004). Finite element analysis of four thread-form configurations in a stepped screw implant. *Journal of Oral Rehabilitation*, 31, 233-239.
 195. Geramy, A., Morgano, S.M. (2004). Finite element analysis of three designs of an implant-supported molar crown. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 92, 434-440.
 196. Kitamura, E., Stegaroiu, R., Nomura, S., Miyakawa, O. (2004). Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants: considerations based on a three-dimensional finite element analysis. *Clinical Oral Implants Research*, 15, 401-412.
 197. Eskitascioglu, G., Usumez, A., Sevimay, M., Soykan, E., 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.

198. Lin, C.-L., Wang, J.-C., Chang, S.-H., Chen, S.-T. (2010). Evaluation of stress induced by implant type, number of splinted teeth, and variations in periodontal support in tooth-implant-supported fixed partial dentures: a non-linear finite element analysis. *Journal of Periodontology*, 81, 121-130.
199. Quaresma, S.E., Cury, P.R., Sendyk, W.R., Sendyk, C. (2008). A finite element analysis of two different dental implants: stress distribution in the prosthesis, abutment, implant, and supporting bone. *Journal of Oral Implantology*, 34, 1-6.
200. Cruz, M., Wassall, T., Toledo, E.M., da Silva, B.L., Cruz, S. (2008). Finite element stress analysis of dental prostheses supported by straight and angled implants. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 24, 391-403.
201. Kheiralla, L.S., Younis, J.F. (2014). Peri-Implant Biomechanical Responses to Standard, Short-Wide, and Mini Implants Supporting Single Crowns Under Axial and Off-Axial Loading (an In Vitro Study). *Journal of Oral Implantology*, 40, 42-52.
202. Bahrami, B., Shahrabaf, S., Mirzakouchaki, B., Ghalichi, F., Ashtiani, M., Martin, N. (2014). Effect of surface treatment on stress distribution in immediately loaded dental implants—A 3D finite element analysis. *Dental Materials*, 30, 89-97.
203. Chen, X.-Y., Zhang, C.-Y., Nie, E.-M., Zhang, M.-c. (2012). Treatment planning of implants when 3 mandibular posterior teeth are missing: a 3-dimensional finite element analysis. *Implant dentistry*, 21, 340-343.
204. Shen, W.-L., Chen, C.-S., Hsu, M.-L. (2010). Influence of implant collar design on stress and strain distribution in the crestal compact bone: a three-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 25, 901-910.
205. Seong, W.-J., Koriath, T.W., Hodges, J.S. (2000). Experimentally induced abutment strains in three types of single-molar implant restorations. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*, 84, 318-326.
206. Desai, S.R., Karthikeyan, I., Singh, R. (2012). Evaluation of micromovements and stresses around single wide-diameter and double implants for replacing mandibular molar: a three-dimensional FEA. *ISRN dentistry*, 1-10.
207. Weinberg, L.A., Kruger, B. (1995). A comparison of implant/prosthesis loading with four clinical variables. *International Journal of Prosthodontics*, 8, 421-433.
208. Imakita, C., Shiota, M., Yamaguchi, Y., Kasugai, S., Wakabayashi, N. (2013). Failure analysis of an abutment fracture on single implant restoration. *Implant Dentistry*, 22, 326-331.
209. Hattori, Y., Satoh, C., Kunieda, T., Endoh, R., Hisamatsu, H., Watanabe, M. (2009). Bite forces and their resultants during forceful intercuspal clenching in humans. *Journal of Biomechanics*, 42, 1533-1538.
210. Raadsheer, M., Van Eijden, T., Van Ginkel, F., Prahl-Andersen, B. (1999). Contribution of jaw muscle size and craniofacial morphology to human bite force magnitude. *Journal of Dental Research*, 78, 31-42.
211. Spivey, J., Kong, W., Fotos, P., Goel, W. (1993). Stress distribution at the bone-to-implant interface: A 3-D finite element analyses. *Journal of Dental Research*, 72, 117.
212. Piattelli, A., Scarano, A., Piattelli, M., Bertolai, R., Panzoni, E. (1997). Histologic aspects of the bone and soft tissues surrounding three titanium non-submerged plasma-

- sprayed implants retrieved at autopsy: a case report. *Journal Of Periodontology*, 68, 694-700.
213. Degidi, M., Petrone, G., Iezzi, G., Piattelli, A. (2003). Bone contact around acid-etched implants: a histological and histomorphometrical evaluation of two human-retrieved implants. *Journal of Oral Implantology*, 29, 13-18.
 214. Sütüpideler, M., Eckert, S.E., Zobitz, M., 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.
 215. Uysal, H., Iplikçioğlu, H., Avci, M., Gündüz, B.O., Kural, O. (1996). An experimental analysis of the stresses on the implant in an implant-tooth-supported prosthesis: a technical note. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 12, 118-124.
 216. Reilly, D.T., Burstein, A.H. (1975). The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. *Journal of Biomechanics*, 8, 393-405.
 217. English, C., Bahat, O., Langer, B., Sheets, C. (1999). What are the clinical limitations of wide-diameter (4 mm or greater) root-form endosseous implants? *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 15, 293-296.
 218. Schmitt, A., Zarb, G.A. (1992). The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants for single-tooth replacement. *The International Journal of Prosthodontics*, 6, 197-202.
 219. Lee, C.-C., Lin, S.-C., Kang, M.-J., Wu, S.-W., 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.
 220. Ma, P., Xiong, W., Tan, B., Geng, W., Liu, J., Li, W., 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*.
 221. Clelland, N.L., Ismail, Y., Zaki, H., 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.
 222. Meijer, H., Starmans, F., Steen, W., Bosman, F. (1993). A three-dimensional finite element study on two versus four implants in an edentulous mandible. *The International Journal of Prosthodontics*, 7, 271-279.
 223. Ferreira, M.B., Barão, V.A., Delben, J.A., Faverani, L.P., Hipólito, A.C., Assunção, W.G. (2014). Non-linear 3D finite element analysis of full-arch implant-supported fixed dentures. *Materials Science and Engineering*, 38, 306-314.
 224. Kong, L., Zhao, Y., Hu, K., Li, D., Zhou, H., Wu, Z., 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.
 225. Abuhussein, H., Pagni, G., Rebaudi, A., Wang, H.L. (2010). The effect of thread pattern upon implant osseointegration. *Clinical Oral Implants Research*, 21, 129-136.
 226. Chung, S., Heo, S., Koak, J., Kim, S., Lee, J., Han, J., Han, C., Rhyu, I., 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.

227. Hegde, C., Krishna Prasad, D., Deepmala, S. (2010). Implant Restoration Materials: An Overview. *International Journal of Oral Implantology & Clinical Research*, 1, 43-48.
228. Möllers, K., Pätzold, W., Parkot, D., Kirsten, A., Güth, J.-F., Edelhoff, D., Fischer, H. (2011). Influence of connector design and material composition and veneering on the stress distribution of all-ceramic fixed dental prostheses: a finite element study. *Dental Materials*, 27, 171-175.
229. Özkurt, Z., Kazazoğlu, E. (2010). Clinical success of zirconia in dental applications. *Journal of Prosthodontics*, 19, 64-68.
230. Silva, N., Bonfante, E., Zavanelli, R., Thompson, V., Ferencz, J., Coelho, P. (2010). Reliability of metaloceramic and zirconia-based ceramic crowns. *Journal of Dental Research*, 89, 1051-1056.
231. Sailer, I., Pjetursson, B.E., Zwahlen, M., Hämmerle, C.H. (2007). A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal–ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: fixed dental prostheses. *Clinical Oral Implants Research*, 18, 86-96.
232. Beuer, F., Schweiger, J., Eichberger, M., Kappert, H.F., Gernet, W., Edelhoff, D. (2009). High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings—a new fabrication mode for all-ceramic restorations. *Dental Materials*, 25, 121-128.
233. Kern, M., Sasse, M., Wolfart, S. (2012). Ten-year outcome of three-unit fixed dental prostheses made from monolithic lithium disilicate ceramic. *The Journal of the American Dental Association*, 143, 234-240.
234. Stawarczyk, B., Özcan, M., Schmutz, F., Trottman, A., Roos, M., Hämmerle, C.H. (2013). Two-body wear of monolithic, veneered and glazed zirconia and their corresponding enamel antagonists. *Acta Odontologica Scandinavica*, 71, 102-112.
235. Iranmanesh, P., Abedian, A., Nasri, N., Ghasemi, E., Khazaei, S. (2014). Stress analysis of different prosthesis materials in implant-supported fixed dental prosthesis using 3D finite element method. *Dental Hypotheses*, 5, 109.
236. Sertgöz, A. (1997). Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *International Journal of Prosthodontics*, 10, 19-27.
237. Santiago, J.F., Pellizzer, E.P., Verri, F.R., de Carvalho, P.S.P. (2013). Stress analysis in bone tissue around single implants with different diameters and veneering materials: a 3-D finite element study. *Materials Science and Engineering*, 33, 4700-4714.
238. Dejak, B., Młotkowski, A., Langot, C. (2012). Three-dimensional finite element analysis of molars with thin-walled prosthetic crowns made of various materials. *Dental Materials*, 28, 433-441.
239. Çiftçi, Y., Canay, Ş. (2001). Stress distribution on the metal framework of the implant-supported fixed prosthesis using different veneering materials. *International Journal of Prosthodontics*, 14, 406-411.
240. De Jager, N., de Kler, M., van der Zel, J.M. (2006). The influence of different core material on the FEA-determined stress distribution in dental crowns. *Dental Materials*, 22, 234-242.

241. Karakoca, S. (2008). *Zirkonyum esaslı 3 farklı tüm porselen sisteminde, yüzey işlemlerinin, ortalama yüzey pürüzlülüğüne ve bükülme dayanıklılığına etkisinin araştırılması ve x-ray difraktometre yüzey analizleri ile incelenerek değerlendirilmesi*. Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
242. Proos, K.A., Swain, M.V., Ironside, J., Steven, G.P. (2003). Influence of core thickness on a restored crown of a first premolar using finite element analysis. *International Journal of Prosthodontics*, 16, 474-480.
243. Rekow, E.D., Harsono, M., Janal, M., Thompson, V.P., Zhang, G. (2006). Factorial analysis of variables influencing stress in all-ceramic crowns. *Dental Materials*, 22, 125-132.
244. Guazzato, M., Albakry, M., Ringer, S.P., Swain, M.V. (2004). Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dental materials*, 20, 449-456.
245. Bal, B.T., Çağlar, A., Aydın, C., Yılmaz, H., Bankoğlu, M., Eser, A. (2012). Finite element analysis of stress distribution with splinted and nonsplinted maxillary anterior fixed prostheses supported by zirconia or titanium implants. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 28, 27-38.



ÖZGEÇMİŞ**Kişisel Bilgiler**

Soyadı, adı : Fatih ERKÜN
Uyruğu : T.C.
Doğum tarihi ve yeri : 25.07.1985 ÇORUM
Medeni hali : Evli
Telefon : +905415057583
e-mail : dt.fatiherkun@hotmail.com



Eğitim		
Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet tarihi
Doktora	Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi AD.	Devam ediyor
Lisans	Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2010
Lise	Çorum Anadolu Lisesi	2004
İlkokul	Özel Pınar İlkokulu	1997

Yabancı Dil

İngilizce



GAZİ GELECEKTİR..