



**PERİİMPLANTİTİS MODELİNDE FARKLI İMPLANTLARA UYGULANAN
REMOVAL TORK KUVVETİNİN ALVEOLAR KEMİK VE İMPLANT
YÜZEYİNE ETKİSİNİN SONLU ELEMAN ANALİZİ İLE İNCELENMESİ**

Yücel ÖZDEMİR

**DOKTORA TEZİ
PERİODONTOLOJİ ANABİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

NİSAN 2019

Yücel ÖZDEMİR tarafından hazırlanan ‘**Periimplantitis Modelinde Farklı İmplantlara Uygulanan Removal Tork Kuvvetinin Alveolar Kemik ve İmplant Yüzeyine Etkisinin Sonlu Eleman Analizi ile İncelenmesi**’ adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından OY BİRLİĞİ / ~~OY ÇOKLUĞU~~ ile Gazi Üniversitesi **Periodontoloji** Anabilim Dalında DOKTORA TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Danışman: Doç. Dr. Ahu URAZ

Periodontoloji Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

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



Başkan : Prof. Dr. İ. Levent TANER

Periodontoloji Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

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



Üye : Prof. Dr. Mehmet Yaşar AYKAÇ

Periodontoloji Anabilim Dalı, Ankara Üniversitesi

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

Üye : Prof. Dr. Işıl SAYGUN

Periodontoloji Anabilim Dalı, Sağlık Bilimleri Üniversitesi

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



Üye : Prof. Dr. Deniz ÇETİNER

Periodontoloji Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

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



Tez Savunma Tarihi: 25/04/2019

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

Prof. Dr. Mustafa ASLAN
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

ETİK BEYAN

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

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

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

Yücel ÖZDEMİR

25/04/2019

PERİİMLANTİTİS MODELİNDE FARKLI İMPLANTLARA UYGULANAN
REMOVAL TORK KUVVETİNİN ALVEOLAR KEMİK VE İMPLANT YÜZEYİNE
ETKİSİNİN SONLU ELEMAN ANALİZİ İLE İNCELENMESİ

(Doktora Tezi)

Yücel ÖZDEMİR

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Nisan 2019

ÖZET

Günümüzde, dişsiz bölgelerin protetik tedavilerinde dental implantların kullanımının yaygınlaşması peri-implant hastalıklar ile karşılaşılma olasılığını da arttırmıştır. Dental implantların çevresindeki periimplantitis, süpürasyon ve kanama ile ilişkili destek kemiğin hızlı kaybı ile sonuçlanan, sert ve yumuşak dokuları etkileyen inflamatuvar bir süreçtir. Periimplantitis neticesinde meydana gelen peri-implant kemik defektleri de şekil ve boyutuna göre çeşitlilik göstermektedir. Başarısız olan bir implantın çıkartılmasına yönelik uygulanan tekniklerin sınırlamaları ve komplikasyonları mevcuttur. İmplantın çıkartılmasında anatomik koşullar, implant tasarımı, kemik kalitesi ve implant çevresinde kalan kemik miktarı gibi klinik faktörlere dayanarak bir çok teknik uygulanmış ve ters (removal) tork uygulamasının minimal invaziv, zamandan kazandıran ve maliyeti olmayan bir teknik olduğu bildirilmiştir. Bu çalışmada, 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi kullanılarak maksiller ve mandibular posterior bölgede D2 ve D3 özellikli kemiğe 4 farklı tasarıma sahip implant yerleştirilmiştir. Her implantın çevresinde 3 farklı periimplantitis defekt şekli ve defekt bulunmayan kontrol grubu oluşturularak toplam 32 model elde edilmiştir. Bu modeller üzerindeki implantlara 10 Ncm ters tork kuvveti uygulanmıştır ve implant çevresindeki kortikal ve kansellöz kemikte oluşan maksimum principle, minimum principle ve von Mises stres dağılımlarının incelenmesi ve karşılaştırılması sonrasında farklı implant tasarımları, farklı defekt tipleri için farklı ters tork kuvvetinin gerekip gerekmediğinin ortaya konması amaçlanmıştır. Farklı modellerde yaptığımız analizler sonucunda; kemik defektinin varlığı ve çeşidi, implant tasarımı ve kemik tipi faktörlerinin hepsinin gerekli olan ters tork kuvvetini etkilediğini düşünmekteyiz. İmplant ile kemik kontağının fazla olduğu modellerde ters tork kuvvetinin de buna bağlı olarak arttığını gözlemledik. İmplant geometri farklılıkları da ters tork kuvvetini etkilediğinden implant çeşidinin implant stabilitesini etkilediğini düşünmekteyiz. İmplantları çıkartırken karşılaşılacak komplikasyonları engelleyebilmek için doğru teknikleri ve uygun kuvvetleri uygulamak gerekmektedir. Çalışmamızda elde ettiğimiz veriler analitik olarak bazı noktaları aydınlatmış olsa da tüm koşulların değerlendirilmesinde ileri klinik çalışmalara gereksinim olduğu ve desteklenmesi gerektiği kanaatindeyiz.

Bilim Kodu : 1048

Anahtar Kelimeler : periimplantitis, sonlu elemanlar analizi, ters tork

Sayfa Adedi : 126

Danışman : Doç. Dr. Ahu URAZ

INVESTIGATION OF THE EFFECT OF REMOVAL TORQUE FORCE APPLIED TO
DIFFERENT IMPLANTS ON ALVEOLAR BONE AND IMPLANT SURFACE BY
FINITE ELEMENT ANALYSIS OF PERIIMPLANTITIS MODEL

(Ph. D. Thesis)

Yücel ÖZDEMİR

GAZI UNIVERSITY

INSTITUTE OF HEALTH SCIENCES

April 2019

ABSTRACT

Nowadays, widely use of dental implants in the prosthetic treatment of toothless areas has increased the encountered possibility of peri-implant diseases. The periimplantitis around the dental implants is an inflammatory process affecting the soft and hard tissues, resulting in rapid loss of supporting bone associated with bleeding and suppuration. Peri-implant bone defects occurring as a result of periimplantitis also vary according to their configuration and size. There are limitations and complications of applied techniques to remove a failed implant. Based on clinical factors such as anatomical conditions, implant design, bone quality, and the amount of bone remaining around the implant, many techniques have been reported for the removal of the implant that reverse (removal) torque is a minimally invasive, time-saving and cost-effective technique. In this study, 4 different design implants were placed in the maxillary and mandibular posterior region to the D2 and D3 bone using 3D finite element stress analysis method. A total of 32 models were obtained by creating around of each implant 3 different periimplantitis defects and control group which is none defect around implant. 10 Ncm removal torque force was applied to the implants on these models and the aim of this study, after the examination and comparison of the maximum principle, minimum principle and von Mises stress distributions of the cortical and cancellous bone around the implant, different implant designs, different removal torque for different types of defects should be revealed. As a result of our analysis on different models; the presence and variety of bone defects, implant design and bone type factors all affect the necessary removal torque force. In the models which the implant and bone contact is more than the other models, we observed that the removal torque force increased accordingly. Since implant geometry differences also affect removal torque force, we think that implant type affects implant stability. In order to prevent complications that may arise when removing implants, it is necessary to apply the proper techniques and appropriate forces. Although the data we obtained in our study have analytically clarified some points, we believe that further clinical studies are needed and supported in the evaluation of all conditions.

Science Code : 1048

Key Words : periimplantitis, finite elements method, removal torque

Page Number : 126

Advisor : Assoc. Prof. Dr. Ahu URAZ

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim ve tez çalışmam süresince desteğini her zaman hissettiğim, kıymetli bilgi, birikim ve tecrübelerini paylaşmaktan mutluluk duyan, sadece periodontoloji alanında değil her konuda yardımlarını esirgemeyen, karşılaştığım zorluklarda bilgisi ve tecrübesiyle yolumu aydınlatan, birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum değerli danışman hocam Doç. Dr. Ahu Uraz'a,

Doktora eğitimime katkıları, ilgisi ve yardımları için değerli hocam Prof. Dr. Deniz Çetiner, saygıdeğer hocam Prof. Dr. Mehmet Yalım'a ve Doç. Dr. Burcu Özdemir'e,

Doktora eğitimim süresince tüm bilgi birikimleri ile eğitimime katkıda bulunan anabilim dalımızdaki tüm öğretim üyelerine,

Doktora eğitimim süresince tecrübelerini benimle paylaşan Dr. Dt. Sıla Çağrı İşler, Dt. Samet Tunç, Dt. Miray Taştankaya, Dt. Cansu Gürsoy ve Dt. Janset Şengül'e

Birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum sevgili asistan arkadaşlarıma,

Beni bugünlere getiren, hayatım boyunca beni her konuda destekleyen, daha ileriye gitmem için çabalayan, hayatlarını çocuklarının eğitime adanmış çok değerli canım babam Abdurrahman Özdemir ve annem Necla Özdemir'e; bana bir çok konuda emeği geçen diş hekimi olmama destek veren ablam Sevinç Kılıç'a; kardeşim Sevil Özdemir'e,

Hayatıma girdiği günden beri sevgisini ve sabrını benden esirgemeyen, bu fakülteye başlamamdaki en büyük destekçilerimden, doktora eğitimim süresince yardımlarıyla hayatımı kolaylaştıran, sevgili eşim, hayat arkadaşım Dr. Dt. Emel Özdemir'e, varlığıyla hayatımı anlamlaştıran, tüm sıkıntıları unutturan güzel kızım Duru'ya ve gelişi için gün saydığımız minik kızım İnci'ye sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	x
ŞEKİLLERİN LİSTESİ.....	xii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xv
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Dental İmplantların Tanımı ve Tarihçesi	3
2.2. Osseointegrasyon.....	4
2.3. Osseointegrasyonu Etkileyen Faktörler	5
2.4. Başarı Kriterleri.....	6
2.5. Başarısızlık Kriterleri ve Nedenleri.....	8
2.6. Peri-İmplant Dokular	8
2.7. Peri-İmplant Hastalıkların Tanımı ve Sınıflandırılması.....	9
2.8. Peri-İmplant Hastalıkların Risk Faktörleri.....	10
2.9. Peri-İmplant Hastalıkların Teşhisi	10
2.10. Peri-İmplant Kemik Defektleri	11
2.11. Peri-İmplant Hastalıkların Tedavisi	13
2.12. İmplant Kaybı ve Çıkartılma Teknikleri	14
2.13. Stres Analizi Metodları ve Biyomekanik Kavramlar	18
2.13.1. Kuvvet.....	18

	Sayfa
2.13.2. Gerilme (stres)	18
2.13.3. Gerinim (strain)	19
2.13.4. Elastisite (young's) modülü	19
2.13.5. Poisson oranı.....	20
2.13.6. İzotropi ve anizotropi.....	20
2.13.7. Lineer elastik cisim.....	20
2.13.8. Asal gerilme (principle stres).....	20
2.13.9. Von Mises gerilmesi (von Mises stres)	21
2.13.10. Yield noktası (akma noktası)	21
2.13.11. Stres analizi metodları sınıflandırması	21
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	27
3.1. Çalışma Modellerinin Oluşturulması	27
3.2. Model Grupları.....	30
3.3. Düğüm ve Eleman Sayıları	40
3.4. Kuvvet Yönü ve Boyutu.....	41
3.5. Sınır Koşulları	42
3.6. Stres Değerlerinin Hesaplanması ve Sonuçlarının Değerlendirilmesi	42
4. BULGULAR	45
4.1. Maksilla ve Mandibulaya Ait Stres Dağılımları	46
4.2. Maksiller Bukkal Defekt Modellerine Ait Kortikal Kemikte Oluşan Stresler ...	48
4.3. Maksiller Bukkal Defekt Modellerine Ait Kansellöz Kemikte Oluşan Stresler.	51
4.4. Maksiller Horizontal Defekt Modellerine Ait Kortikal Kemikte Oluşan Stresler	54
4.5. Maksiller Horizontal Defekt Modellerine Ait Kansellöz Kemikte Oluşan Stresler	57
4.6. Maksiller Sirküler Defekt Modellerine Ait Kortikal Kemikte Oluşan Stresler..	60

Sayfa

4.7. Maksiller Sirküler Defekt Modellerine Ait Kansellöz Kemikte Oluşan Stresler	63
4.8. Maksiller Defekt Olmayan Kontrol Modellerine Ait Kortikal Kemikte Oluşan Stresler	66
4.9. Maksiller Defekt Olmayan Kontrol Modellerine Ait Kansellöz Kemikte Oluşan Stresler	69
4.10. Mandibular Bukkal Defekt Modellerine Ait Kortikal Kemikte Oluşan Stresler	72
4.11. Mandibular Bukkal Defekt Modellerine Ait Kansellöz Kemikte Oluşan Stresler	75
4.12. Mandibular Horizontal Defekt Modellerine Ait Kortikal Kemikte Oluşan Stresler	78
4.13. Mandibular Horizontal Defekt Modellerine Ait Kansellöz Kemikte Oluşan Stresler	81
4.14. Mandibular Sirküler Defekt Modellerine Ait Kortikal Kemikte Oluşan Stresler	84
4.15. Mandibular Sirküler Defekt Modellerine Ait Kansellöz Kemikte Oluşan Stresler	87
4.16. Mandibular Defekt Olmayan Kontrol Modellerine Ait Kortikal Kemikte Oluşan Stresler	90
4.17. Mandibular Defekt Olmayan Kontrol Modellerine Ait Kansellöz Kemikte Oluşan Stresler	93
4.18. Dayanım Kapasitesine Göre Gerekli Olan Ters Tork Kuvvetlerinin Hesaplanması	96
5. TARTIŞMA	101
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	111
KAYNAKLAR	113
ÖZGEÇMİŞ	125

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 2.1. İmplant Sağlık Kalitesi Skalası.....	7
Çizelge 3.1. Modellerde kullanılan materyaller ve mekanik özellikleri.....	28
Çizelge 3.2. Modellere ait düğüm ve eleman sayıları.....	41
Çizelge 4.1. U1A-U2A-U3A-U4A Modellerine ait kortikal kemikte oluşan stres değerleri.....	49
Çizelge 4.2. U1A-U2A-U3A-U4A Modellerine ait kansellöz kemikte oluşan stres değerleri.....	52
Çizelge 4.3. U1B-U2B-U3B-U4B Modellerine ait kortikal kemikte oluşan stres değerleri.....	55
Çizelge 4.4. U1B-U2B-U3B-U4B Modellerine ait kansellöz kemikte oluşan stres değerleri.....	58
Çizelge 4.5. U1C-U2C-U3C-U4C Modellerine ait kortikal kemikte oluşan stres değerleri.....	61
Çizelge 4.6. U1C-U2C-U3C-U4C Modellerine ait kansellöz kemikte oluşan stres değerleri.....	64
Çizelge 4.7. U1D-U2D-U3D-U4D Modellerine ait kortikal kemikte oluşan stres değerleri.....	67
Çizelge 4.8. U1D-U2D-U3D-U4D Modellerine ait kansellöz kemikte oluşan stres değerleri.....	70
Çizelge 4.9. L1A-L2A-L3A-L4A Modellerine ait kortikal kemikte oluşan stres değerleri.....	73
Çizelge 4.10. L1A-L2A-L3A-L4A Modellerine ait kansellöz kemikte oluşan stres değerleri.....	76
Çizelge 4.11. L1B-L2B-L3B-L4B Modellerine ait kortikal kemikte oluşan stres değerleri.....	79
Çizelge 4.12. L1B-L2B-L3B-L4B Modellerine ait kansellöz kemikte oluşan stres değerleri.....	82
Çizelge 4.13. L1C-L2C-L3C-L4C Modellerine ait kortikal kemikte oluşan stres değerleri.....	85
Çizelge 4.14. L1C-L2C-L3C-L4C Modellerine ait kansellöz kemikte oluşan stres değerleri.....	88

Çizelge	Sayfa
Çizelge 4.15. L1D-L2D-L3D-L4D Modellerine ait kortikal kemikte oluşan stres değerleri.....	91
Çizelge 4.16. L1D-L2D-L3D-L4D Modellerine ait kansellöz kemikte oluşan stres değerleri.....	94
Çizelge 4.17. Maksiller bukkal defekte sahip modeller için gerekli ters tork kuvveti...	97
Çizelge 4.18. Maksiller horizontal defekte sahip modeller için gerekli ters tork kuvveti.....	97
Çizelge 4.19. Maksiller sirküler defekte sahip modeller için gerekli ters tork kuvveti..	98
Çizelge 4.20. Maksiller defekt olmayan kontrol modelleri için gerekli ters tork kuvveti.....	98
Çizelge 4.21. Mandibular bukkal defekte sahip modeller için gerekli ters tork kuvveti	99
Çizelge 4.22. Mandibular horizontal defekte sahip modeller için gerekli ters tork kuvveti.....	99
Çizelge 4.23. Mandibular sirküler defekte sahip modeller için gerekli ters tork kuvveti	100
Çizelge 4.24. Mandibular defekt olmayan kontrol modelleri için gerekli ters tork kuvveti.....	100

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. Sınıf I defektlerin şekilleri	12
Şekil 2.2. Sınıf II horizontal defekt.....	13
Şekil 2.3. Lekholm ve Zarb tarafından yapılan kemik sınıflaması	16
Şekil 2.4. Misch'in maksilla ve mandibulada dişsiz bölgelerde tanımladığı kemik yoğunluğu sınıflaması	17
Şekil 3.1. Maksilla ve mandibula modelleri	28
Şekil 3.2. İmplant modelleri.....	29
Şekil 3.3. Mandibular defekt tiplerinin modelleri.....	29
Şekil 3.4. Maksiller defekt tiplerinin modelleri	29
Şekil 3.5. Maksillaya ait modellerin görselleri	34
Şekil 3.6. Mandibulaya ait modellerin görselleri.....	39
Şekil 3.7. Üç boyutlu 8 nodlu, 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu, 4 nodlu Bricks elemanlar	40
Şekil 3.8. Saat yönünün tersine doğru uygulanmış ters tork hareketi.....	42
Şekil 4.1. Mandibulaya ait modellerin stres dağılımlarının genel görüntüleri	46
Şekil 4.2. Maksillaya ait modellerin stres dağılımlarının genel görüntüleri	47
Şekil 4.3. U1A-U2A-U3A-U4A Modellerine ait kortikal kemikte oluşan streslerin değerlendirilmesi	48
Şekil 4.4. U1A-U2A-U3A-U4A Modellerinde kortikal kemikte oluşan streslerin dağılımları	50
Şekil 4.5. U1A-U2A-U3A-U4A Modellerine ait kansellöz kemikte oluşan streslerin değerlendirilmesi	51
Şekil 4.6. U1A-U2A-U3A-U4A Modellerinde kansellöz kemikte oluşan streslerin dağılımları	53
Şekil 4.7. U1B-U2B-U3B-U4B Modellerine ait kortikal kemikte oluşan streslerin değerlendirilmesi	54
Şekil 4.8. U1B-U2B-U3B-U4B Modellerinde kortikal kemikte oluşan streslerin dağılımları	56

Şekil	Sayfa
Şekil 4.9. U1B-U2B-U3B-U4B Modellerine ait kansellöz kemikte oluşan streslerin değerlendirilmesi	57
Şekil 4.10. U1B-U2B-U3B-U4B Modellerinde kansellöz kemikte oluşan streslerin dağılımları	59
Şekil 4.11. U1C-U2C-U3C-U4C Modellerine ait kortikal kemikte oluşan streslerin değerlendirilmesi.....	60
Şekil 4.12. U1C-U2C-U3C-U4C Modellerinde kortikal kemikte oluşan streslerin dağılımları	62
Şekil 4.13. U1C-U2C-U3C-U4C Modellerine ait kansellöz kemikte oluşan streslerin değerlendirilmesi.....	63
Şekil 4.14. U1C-U2C-U3C-U4C Modellerinde kansellöz kemikte oluşan streslerin dağılımları	65
Şekil 4.15. U1D-U2D-U3D-U4D Modellerine ait kortikal kemikte oluşan streslerin değerlendirilmesi.....	66
Şekil 4.16. U1D-U2D-U3D-U4D Modellerinde kortikal kemikte oluşan streslerin dağılımları	68
Şekil 4.17. U1D-U2D-U3D-U4D Modellerine ait kansellöz kemikte oluşan streslerin değerlendirilmesi.....	69
Şekil 4.18. U1D-U2D-U3D-U4D Modellerinde kansellöz kemikte oluşan streslerin dağılımları	71
Şekil 4.19. L1A-L2A-L3A-L4A Modellerine ait kortikal kemikte oluşan streslerin değerlendirilmesi.....	72
Şekil 4.20. L1A-L2A-L3A-L4A Modellerinde kortikal kemikte oluşan streslerin dağılımları	74
Şekil 4.21. L1A-L2A-L3A-L4A Modellerine ait kansellöz kemikte oluşan streslerin değerlendirilmesi.....	75
Şekil 4.22. L1A-L2A-L3A-L4A Modellerinde kansellöz kemikte oluşan streslerin dağılımları	77
Şekil 4.23. L1B-L2B-L3B-L4B Modellerine ait kortikal kemikte oluşan streslerin değerlendirilmesi.....	78
Şekil 4.24. L1B-L2B-L3B-L4B Modellerinde kortikal kemikte oluşan streslerin dağılımları	80
Şekil 4. 25. L1B-L2B-L3B-L4B Modellerine ait kansellöz kemikte oluşan streslerin değerlendirilmesi.....	81

Şekil	Sayfa
Şekil 4.26. L1B-L2B-L3B-L4B Modellerinde kansellöz kemikte oluşan streslerin dağılımları	83
Şekil 4.27. L1C-L2C-L3C-L4C Modellerine ait kortikal kemikte oluşan streslerin değerlendirilmesi.....	84
Şekil 4.28. L1C-L2C-L3C-L4C Modellerinde kortikal kemikte oluşan streslerin dağılımları	86
Şekil 4.29. L1C-L2C-L3C-L4C Modellerine ait kansellöz kemikte oluşan streslerin değerlendirilmesi.....	87
Şekil 4.30. L1C-L2C-L3C-L4C Modellerinde kansellöz kemikte oluşan streslerin dağılımları	89
Şekil 4.31. L1D-L2D-L3D-L4D Modellerine ait kortikal kemikte oluşan streslerin değerlendirilmesi.....	90
Şekil 4.32. L1D-L2D-L3D-L4D Modellerinde kortikal kemikte oluşan streslerin dağılımları	92
Şekil 4.33. L1D-L2D-L3D-L4D Modellerine ait kansellöz kemikte oluşan streslerin değerlendirilmesi.....	93
Şekil 4.34. L1D-L2D-L3D-L4D Modellerinde kansellöz kemikte oluşan streslerin dağılımları	95

SİMGELER VE KISALTMALAR

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

Simgeler	Açıklamalar
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)
%	Yüzde
<	Küçük işareti
>	Büyük işareti

Kısaltmalar	Açıklamalar
A	Cismin kesit alanı
CD	Cep derinliği
cm ²	Santimetrekare
F	Kuvvet
GPa	Gigapaskal
Kg	Kilogram
Maks.	Maksimum
m ²	Metrekare
mm	Milimetre
mm ²	Milimetrekare
MPa	Megapaskal (N/mm ²)
N	Newton
Ncm	Newtonsantimetre
P	Paskal
S	Stres

1. GİRİŞ

Günümüz diş hekimliğinde dental implantlar ve protetik üst yapıları fonksiyonel ve estetik başarıları yüksek olan tedavi seçeneklerindendir. Oral implantolojinin klinik açıdan hedefi; peri-implant dokuların sağlığının devamlılığı, çiğneme ve fonksiyonda oluşan kuvvetlere karşı dayanıklı, olması gereken oklüzyon kriterlerini sağlamış, estetik görünümün mümkün olduğunca dişlerini kaybetmeden önceki durumuna benzetilmesi olarak belirtilmektedir. Ancak dental implantların kullanımının yaygınlaşması ile beraber peri-implant hastalıklar ile karşılaşılma olasılığı da artmıştır [1].

Dental implantların çevresindeki periimplantitis, süpürasyon ve kanama ile ilişkili destek kemiğin hızlı kaybı ile sonuçlanan, sert ve yumuşak dokuları etkileyen inflamatuvar bir süreçtir [2]. İmplant çevresinde ileri kemik kaybının varlığında farklı tedavi seçenekleri uygulanabilir. Bunların arasında implantın çıkartılması, implant çıkartılması ile beraber reimplantasyon, rejeneratif yöntemler ve cerrahi olmayan tedavi sayılabilir [3].

İmplantın çıkartılmasına yönelik uygulanan çeşitli teknikler sırasında ortaya çıkabilecek sınırlamalar ve komplikasyonlar mevcuttur. Anatomik koşullar, implant tasarımı, implant bağlantısının durumu, kemik kalitesi ve implant çevresinde kalan kemik miktarı gibi spesifik klinik faktörlere dayanarak, klinisyenlerin en uygun minimal invaziv tekniği belirlemesi gerekmektedir. Daha sonra yapılacak tedaviler için kalan kemik miktarının önemi vurgulanmaktadır. Bu yüzden implant çıkartma işleminde ters torklu raşet uygulamasının bir implantın çıkartılması için minimal invaziv, zamandan kazandıran ve maliyeti olmayan bir teknik olduğunu bildirmişlerdir [4].

İmplant çevresindeki kortikal ve kansellöz kemikte oluşan streslerin in vivo araştırmalarla elde edilmesi mümkün değildir. Bu streslerin ve dağılımlarının analizi için biyomekanik çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır. Peri-implant dokularda oluşan stresleri değerlendirmek için sıklıkla 3 boyutlu sonlu elemanlar stress analizi yöntemi kullanılmaktadır. Bu streslerin tanımlanması, potansiyel implant kırılması ve kemik atrofisi görülebilecek bölgelerin işaretçisidir [5].

Bu çalışmada, maksiller ve mandibular posterior bölgede D2 ve D3 özellikli kemiğe yerleştirilmiş 4 farklı tasarıma sahip implantın periimplantitisin 4 farklı modelinde ters

(removal) tork uygulanması sonucu implant çevresindeki kortikal ve kansellöz kemikte oluşan çekme, basma ve von Mises stres dağılımlarının 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile incelenmesi ve karşılaştırılması ve sonrasında farklı implant tasarımları, farklı defekt tipleri için farklı ters tork kuvvetinin gerekip gerekmediğinin ortaya konması amaçlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplantların Tanımı ve Tarihçesi

Günümüzde dental implantlar bir veya daha fazla diş eksikliğinin tedavisinde en sık uygulanan tedavi seçeneklerinden biri olarak karşımıza çıkmaktadır [6].

Dental implant terimler sözlüğüne göre; sabit veya hareketli protezler için retansiyon ve stabilite sağlamak amacıyla ağız dokularına mukozal ve/veya periostal tabakanın altına ve kemiğin üstüne veya içine implante edilen, alloplastik materyalden yapılmış protetik aygıt; sabit veya hareketli protezleri desteklemek için çene kemiğinin üzerine veya içerisine yerleştirilen cisimler olarak tanımlanmaktadır [7].

Diş hekimliğinde implant uygulamaları sayesinde kısmen veya tamamen dişsiz hastada, fonksiyon, estetik ve konfor geri kazandırılır [8].

Kaybedilen dişlerin yerine konması için yapılan uygulamalar eski Mısır ve Güney Amerika uygarlıklarına kadar uzanmaktadır. Eski Mısır yazıtlarında yer alan oyma fildişi ve hayvan dişleri, ilkel implantolojinin en eski örneklerini oluşturmaktadır [9].

Maya uygarlığı döneminde, diş çekim soketine konulan deniz kabukları, yaşayan bir kişiye yapılan ilk dental implantın kanıtı olarak tarihe geçmiştir. 1970'lerde bulunan Maya halkına ait kalıntılardan çekilen radyografilerinde mandibula da kemik-implant çevresinde görülen kompakt kemik formasyonu dikkat çekmektedir [10].

1809 yılında Maggiolo, yeni çekilmiş diş soketine diş kökü şekli vererek altından yapılmış implant yerleştirmiş ve postoperatif komplikasyon olarak şiddetli ağrı ve dişeti iltihabı bildirmiş, ve doku iyileşmesinin tamamlanmasından sonra bu altın alt yapının üzerine protetik restorasyon yapmıştır [9, 10].

Strock, 1938 yılında simante bir protetik restorasyon yapılabilmesi için gerekli olan koni şeklinde bir koronal kısma sahip kobalt-krom-molibden alaşımından yapılmış ilk uzun süreli endoosseöz implantı yerleştirmiştir. Ayrıca, uygulanan bu implantın hasta 1955 yılında vefat edene kadar stabil ve asemptomatik olarak kaldığını bildirmiştir [9, 11].

1940 yılında Gustav Dahl ilk kez subperiostal implant yerleştirmiş ve patentini almıştır. 1948 yılında ise Gershkoff ve Goldberg, vitalyum (kobalt-krom-molibden) materyalinden yapılmış subperiostal implantı ilk kez tam proteze destek olarak uygulamışlardır. Daha sonra bir çok araştırmacı bu implantın tekniğini ve tasarımını geliştirerek farklı modifikasyonlarını tanıtmıştır [12].

Strock, 1946 yılında ilk kez titanyumu mukoza altında iki parçalı vidalı implant olarak uygulamıştır. Abutment post ve bireysel kuron iyileşme tamamlandıktan sonra ilave edilmiştir. Strock tarafından tarif edilmek istenen; implantın kemikle birleştiği arayüzü ankiloz olarak adlandırılan doğrudan kemik-implant bağlantısıdır. Aynı araştırmacı tarafından 1948 yılında yapılmış iki aşamalı endosteal lateral diş implantının 38 yıl boyunca fonksiyonel görevini yerine getirmeye devam ettiği rapor edilmiştir [13].

1968’de Linkow dental implantolojide alveol kemiğinin genişlik boyutunu da değerlendirerek blade implantları tasarlamıştır [14].

Branemark’ın 1952 yılında başlattığı deneysel çalışmalar ise implant uygulamalarının yönünü değiştirmiştir. İlk olarak 1965 yılında, titanyumdan yapılmış kök formundaki implantları 34 yaşındaki bir kadın hastaya iki aşamalı olarak uygulamış ve takipleri sonrasında osseointegrasyonunun sağlandığını, uygulanan implantlarda 40 yıldan fazla bir süre sağkalım görüldüğünü bildirmiştir. Branemark iki aşamalı titanyumdan yapılmış kök formu implantları ilk defa 1978 yılında Kuzey Amerika’da yapılan Toronto konsensusunda sunmuştur [9, 15, 16].

2.2. Osseointegrasyon

Osseointegrasyon, kemik içine yerleştirilmiş dental implant materyalinin klinik olarak semptom göstermeyen rijit fiksasyonunun elde edildiği ve fonksiyonel yükler altında immobilitenin devamlılığının sağlandığı süreç olarak tanımlanmaktadır [17].

Osseointegrasyon tanımı ilk olarak 1969’da Branemark tarafından ortaya atılmıştır ve yaşayan sağlıklı kemik ve yük taşıyan implant yüzeyi arasındaki direk yapısal ve fonksiyonel bağlantı şeklinde tanımlanmıştır [18]. Schröder ve arkadaşları ise bu implant-kemik birleşimini ‘fonksiyonel ankilozis’ olarak betimlemişlerdir [19].

Branemark'ın ayrıca ışık mikroskobu altında, implant yüzeyi ile canlı kemik dokusu arasındaki bağlantıyı incelemiş ve doğrudan bir temas olduğunu bildirmiştir. Bu sayede osseointegrasyonun klinik bir tanımdan ziyade histolojik bir tanım olduğu anlaşılmaktadır [20].

Osseointegrasyonun zamanla ilerleyen bir durum olduğu düşünülmektedir. Albrektsson ve Johansson, yaptıkları araştırmada; implant yerleştirildikten birkaç hafta sonra osseointegrasyona ait yeterli veri bulamazken, implant yerleştirildikten birkaç ay sonra daha yüksek oranda kemik-implant kontağı olduğunu bildirmişlerdir [21]. Trisi ve arkadaşları da implant yerleştirmesi sonrasında ilerleyen zamanlarda kemik implant kontağı yüzdelерinin arttığını gözlemlemişlerdir. Bu da, osseointegrasyon olayının, zamanla dereceli olarak artan biyolojik bir süreç olduğunun bir kanıtı olarak gösterilmiştir [22].

Cerrahi olarak hazırlanmış bir sokete implant yerleştirildiğinde bir dizi vasküler ve immünolojik olay meydana gelmektedir. Zamanla kemik ve implant arasında yeni kemik oluşumu gerçekleşmekte ve bu durum implantın klinik olarak osseointegrasyonu ile sonuçlanmaktadır [23].

Dental implantın yerleştirilmesini takiben çevre kemikte gerçekleşen iyileşme süreci zamana bağlı olarak şu şekilde sıralanabilir [9]:

İlk 3 gün: İnflamasyon fazı

İlk 1 ay: Granülasyon dokusu oluşumu, anjiogeneز ve fibroplazi

4 hafta-2 ay: Primer kemik oluşumu

2. aydan sonra: Sekonder kemik oluşumu

3. aydan sonra: Kemğin yeniden şekillenmesinin devam etmesi

2.3. Osseointegrasyonu Etkileyen Faktörler

Osseointegrasyonu etkileyebilecek faktörler, hastaya bağlı faktörler ve implant tasarımı ve cerrahi uygulama şekline bağlı faktörler olarak temel iki başlık altında incelenebilir [24-27].

Hastaya bağı faktörler:

- Yaş
- Tedavi edilmemiş dental hastalıklar
- Parafonksiyonel alışkanlıklar
- Mukozal lezyonlar
- Tütün ürünlerinin tüketimi, alkol ve kötü amaçlı ilaç bağımlılığı
- Kemik kalitesi
- Geçmiş radyoterapi uygulamaları
- Kontrol altında olmayan sistemik hastalıklar
- Kanama bozuklukları

İmplant tasarımı ve cerrahi uygulama şekline bağı faktörler:

- İmplant materyalinin karakteristiğı
- İmplant dizaynı
- İmplantın yüzey özellikleri
- İmplantın yükleme zamanı
- İmplant yerleştirilecek bölgedeki kemiğin kalite ve kantitesi
- Uygulanan cerrahi tekniktir.

2.4. Başarı Kriterleri

Günümüzde dental implantların uzun dönem başarıları diş hekimliğinin en fazla odaklandığı konular arasındadır. Osseointegrasyon kavramının ortaya çıkmasını takiben uzun bir süre klinik başarı yalnızca osseointegrasyon ile ölçülmüştür [28]. Halbuki osseointegre bir implantın, klinik olarak başarılı kabul edilebilmesi için; işlevsel, estetik ve fizyolojik fonksiyonlarını yerine getirmesi gerekmektedir [29, 30]. Bu kriterleri yerine getirmeksizin sadece kemik içindeki stabilitesini devam ettiriyor olması implant başarısı tanımını için yetersiz kalmaktadır [31].

İmplant başarı kriterleri günümüze kadar birçok araştırmacı tarafından incelenmiştir. Zarb ve Albrektsson'a göre bu kriterler [32] ;

- Klinik olarak test edildiğinde implantlar mobilite göstermemelidir.
- Radyografide peri-implant bölgede radyolusent alanlar olmamalıdır.
- İmplantın yerleştirildiği ilk yıl için kemik kaybı en fazla 0,4-0,5 mm, birinci yıl sonrası her yıl için kemik kaybı 0,2 mm'den az olmalıdır.
- İmplanttan kaynaklanan kalıcı ağrı, enfeksiyon, nöropati, parestezi gibi belirtiler olmamalıdır.
- İmplantın 5 yıllık başarı oranı %85'ten, 10 yıllık başarı oranı ise %80'den az olmamalıdır.

2007 yılında gerçekleştirilen konsensusta başarılı implant kriterleri 4 ana başlık altında toplanmıştır [33].

Çizelge 2.1. İmplant Sağlık Kalitesi Skalası

İmplant Kalite Skalası Grubu	Klinik Durum
I. Başarılı (ideal sağlık)	a) Fonksiyonda ağrı veya hassasiyet olmaması b) 0 mobilite c) Başlangıca göre <2 mm radyografik kemik kaybı d) Eksüdasyon hikayesinin olmaması
II. Tatmin edici sağ kalım	a) Fonksiyonda ağrı olmaması b) 0 mobilite c) 2-4 mm radyografik kemik kaybı d) Eksüdasyon hikayesinin olmaması
III. Riskli sağ kalım	a) Fonksiyon sırasında hassasiyet olabilir b) 0 mobilite c) >4mm radyografik kemik kaybı (implant boyunun yarısından az) d) sondalanan cep derinliği (CD)>7mm e) Eksüdasyon hikayesi olabilir
IV. Başarısız (klinik veya kesin başarısızlık)	Aşağıdakilerden herhangi biri: a) Fonksiyon sırasında ağrı b) Mobilite c) İmplant boyunun yarısından fazla kemik kaybı d) Eksüdasyon e) Ağız içerisinde olmaması

Söz konusu hedefler; mevcut dokuların sağlığının korunması, hastanın beklentilerini karşılayacak şekilde uygun oklüzyon ile fonksiyonel ve estetik restorasyonların sağlanması ve bunların devamlılığının korunmasıdır. Günümüze kadar sıklıkla kullanılan implant başarı kriterleri ve sağ kalım tanımlamaları artık tam anlamıyla başarıyı ifade etmekte yetersiz kalmaktadır. Başarı ve sağ kalım terimleri hekimin tedavi ile ilgili teknik başarısıdır ancak tedavinin hastanın üzerinde yarattığı etkileri kapsamamaktadır [29, 34, 35].

2.5. Başarısızlık Kriterleri ve Nedenleri

İmplant başarısızlığı erken ve geç olmak üzere iki dönemde değerlendirilir [36]:

Erken dönem başarısızlıklar; osseointegrasyondan önce gerçekleşen başarısızlıklardır, birincil olarak cerrahi operasyon esnasında ve operasyonu takiben gelişen komplikasyonları kapsamaktadır.

Geç dönem başarısızlıklar; osseointegrasyon periyodundan sonra gerçekleşen başarısızlıklardır, genellikle restoratif safha ya da sonrasında ortaya çıkmaktadır.

İmplantların başarısızlığına neden olan faktörler ise [37];

- Travmatik cerrahi
- Asepsi ve antisepsi şartlarına uyulmaması
- Hekimin cerrahi, protez ve diğer aşamalarda yaptığı hatalar
- İmplant üzerinde stres meydana getirebilecek aşırı protez yükü
- Hastanın psikolojik sorunlarının bulunması
- İmplant yüzeyinde oluşabilecek organik ve inorganik kontaminasyon
- Yetersiz kemik kalitesi ve kantitesi olarak bildirilmiştir.

2.6. Peri-İmplant Dokular

İmplantı çevreleyen yumuşak doku, peri-implant mukoza olarak tanımlanmaktadır. İmplantın cerrahi olarak yerleştirilmesini takiben yumuşak dokuda yara iyileşmesi başlar. Hayvan çalışmalarının histolojik bulgularına göre implant etrafındaki yumuşak doku

bağlantısı 1,5-2 mm epitelyal ataşman, 1-1,5 mm bağ dokusu ataşmanından oluşmaktadır [38].

Yapılan histolojik çalışmalarda peri-implant mukoza ile periodontal dokular karşılaştırılmış ve her ikisinde de dişeti oluşu, uzun bağlantı epiteli ve bağ dokusu ataşmanının alveol kemiğinin üzerinde yer aldığı bildirilmiştir. İmplant çevresindeki serbest dişetinin, doğal dişlere benzer şekilde implant çevresindeki oluşun yumuşak doku duvarını meydana getirdiği, oluk epiteli ile apikalindeki bağlantı epitelinin ise epitelyal ataşmanı oluşturduğu bildirilmiştir. Epitel, diş yüzeyine olduğu gibi titanyum yüzeyine de bazal lamina ve hemidesmozomlar aracılığıyla tutunmaktadır. Periodontal dokulardaki damarlanma suprapariostal ve periodontal ligament kaynaklı iken, peri-implant dokularda periodontal ligament bulunmadığından damarlanma sadece suprapariostal kaynaklıdır [1, 39-41].

Peri-implant mukozadaki bağ dokusunun morfolojisi dişeti bağ dokusuna oldukça benzemektedir. Ancak periodontal dokulardaki periodontal ligament, sement, ve bu iki doku arasındaki fibriller, peri-implant bağ dokusunda yer almamaktadır. Peri-implant bağ dokusu daha az fibroblast, daha fazla kollajen içerdiğinden skar dokusuna benzetilmektedir. Ayrıca bağ dokusunda yer alan fibriller periodontal dokularda diş yüzeyine dik bir şekilde uzanırken, peri-implant dokularda implant yüzeyine paralel seyretmektedir [1, 42, 43].

2.7. Peri-İmplant Hastalıklarının Tanımı ve Sınıflandırılması

İmplantların çevresindeki dokularda gelişen inflamatuvar lezyonlar genel olarak peri-implant hastalıklar olarak tanımlanmaktadır. Periodontal hastalıkların sınıflaması ile uyumlu olarak peri-implant hastalıklar iki gruba ayrılır. Peri-implant mukozitis; fonksiyondaki implantı çevreleyen yumuşak dokulardaki geri dönüşümlü inflamatuvar reaksiyon olarak ifade edilirken, periimplantitis; fonksiyondaki implantın etrafındaki destek kemiğin yıkımı ile karakterize inflamatuvar bir reaksiyondur. Periimplantitis ilk kez Avrupa Periodontoloji Workshop’unda tarif edilmiştir [2, 44, 45].

2.8. Peri-İmplant Hastalıkların Risk Faktörleri

Peri-implant hastalık, implantın kemik ile başarılı bir şekilde osseointegrasyonunu takiben bakteriler ile konak cevabı arasındaki dengenin bozulması sonucu oluşur. Kötü ağız hijyeni, sigara kullanımı, periodontitis geçmişi, diyabet, genetik faktörler, aşırı alkol tüketimi ve implant yüzey özelliklerinin peri-implant hastalıkların gelişmesinde potansiyel risk faktörleri olabileceği bildirilmektedir [2, 46, 47].

Uzun dönem implant başarısında; implant çevresi yumuşak dokunun keratinize özellikte ve kalın bir biyotipte olmasının, inflamasyona karşı dirençli bir bariyer oluşturmanın yanı sıra hastanın ağız hijyenini sağlayabilmesi için oldukça önemli olduğu bildirilmiştir [48-50].

Peri-implant hastalıkların gelişimi, periodontitiste olduğu gibi uzun zaman içerisinde gelişir ve ilerler. Periodontitise yatkın bireylerde yatkın olmayanlara göre mikrobiyal değişimler daha farklıdır, bu nedenle de periodontitis hikayesi olan hastalarda peri-implantitis gelişme riski daha yüksektir [46].

Diyabet, enfeksiyona yatkınlığı arttıran ve yara iyileşmesini geciktiren sistemik bir hastalık olması sebebiyle peri-implant hastalıklar için önemli bir risk faktörüdür [51].

Periimplantitiste görülen doku yıkım mekanizmasındaki en önemli etken enfeksiyona karşı verilen konak cevabı olduğu için bireyin genetik yatkınlığı da büyük önem taşımaktadır [52].

2.9. Peri-İmplant Hastalıkların Teşhisi

Peri-implant mukozitisin klinik özellikleri bir çok açıdan gingivitise benzemektedir; eritem ve ödem gibi inflamasyonun klasik belirtilerini içerir ancak peri-implant mukozanın morfolojisindeki değişimler, implantın metal kısmının ışık geçirgenliğinin olmaması nedeniyle inflamasyonun görünen belirtilerini maskeleyebilir. Peri-implant mukozitisin teşhisi; sondlamada kanamanın değerlendirilmesi ile yapılmaktadır. Sondlamada kanama; peri-implant mukozitisi ortaya çıkaran bir göstergedir. Yapılan çalışmalarda peri-implant mukozitisin prevalansı %24-91 arasında değiştiği bildirilmiştir [44, 53].

Periimplantitis; peri-implant mukozadaki inflamatuvar bir lezyonu ve peri-implant kemik kaybını içeren klinik durumdur. Bu nedenle peri-implantitisin teşhisinde; sondlamada kanama ve radyografik incelemede kemik yıkımının da değerlendirilmesi gerekmektedir. Periimplantitis başlangıç olarak peri-implant dokuların marjinal kısmını etkiler ve bu evrede implant stabil ve fonksiyonda kalabilir. Periimplantitisin semptomları; lezyonun enfeksiyöz doğasıyla ilişkilidir. Hafif sondlamada kanama kadar mukozada ödem, hiperemi ve süpürasyon da sıklıkla rastlanan bulgulardır. Bununla birlikte kemik kaybı genellikle krater şeklinde radyografik görüntüye sahiptir. İmplant uzun süre mobilite olmadan kalabilir. Yapılan çalışmalarda peri-implantitis prevalansının %5-10 arasında değiştiği bildirilmiştir [53, 54].

2.10. Peri-İmplant Kemik Defektleri

2007 yılında Schwarz ve arkadaşları tarafından yapılan bir çalışmada oluşturulan deneysel periimplantitis defektleri karşılaştırılmıştır ve bir sınıflama yapılmıştır. Bu çalışmada peri-implant defektlerin sınıflaması için şu terimler kullanılmıştır [55]:

1-s(a-v/o): Defektin vertikal dehisens komponentidir, vestibüler/oral (v/o) yüzeyde alveoler kret ile implantın transmukozal parçası arasındaki uzaklık

2-s(b-v/o):Defektin horizontal komponentidir, (v/o) yüzeydeki kemik duvarına uzaklığın maximum değeridir.

3-(c-v/o): Defektin çevresel komponentidir. Mid vestibüler/oral uzaklık ile alveol kemik iç yüzeyindeki implant yüzeyi arasındaki uzaklık ölçümüdür. Dehisens varlığında alveol kemiğin en dıştaki yüzeyi işaret noktası olarak alınır (negatif değerler; implant gövdesinin alveoler kemiğin en dıştaki yüzeyini geçmesidir).

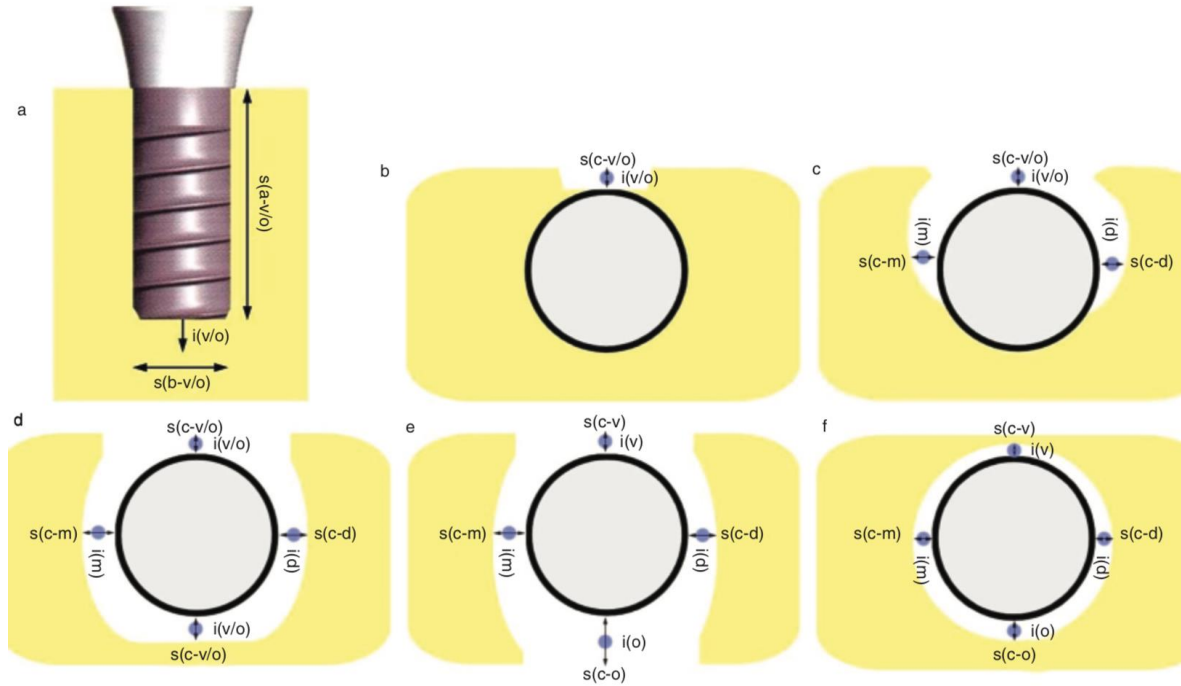
4-s(c-m): Defektin çevresel komponentidir, implant yüzeyine bakan defektin mesial kemik duvarından yapılan ölçümdür.

5-s(c-d): Defektin çevresel komponentidir, implant yüzeyine bakan defektin distal kemik duvarından yapılan ölçümdür.

6-i(v/o,m,d): Defektin kemik içi komponentidir, defektin en derin noktası ile alveoler

kemik kreti arası uzaklığın her yüzeyde ölçümüdür.

7-s(a): Defektin alveol üzerinde kalan komponentidir. Alveoler kemik kreti ile implantın transmukozal parçası arasında kalan maksimum distal/mesial uzaklıktır.



Şekil 2.1. Sınıf I defektlerin şekilleri: (a) Sınıf Ia-vestibuler/oral görüntü; (b) Sınıf Ia-okluzal görüntü; (c) Sınıf Ib; (d) Sınıf Ic; (e) Sınıf Id; (f) Sınıf Ie

Schwarz ve arkadaşlarının yaptığı bu sınıflamada periimplantitis defektleri iki ana gruba ayrılmaktadır. Sınıf I grubu defektin vertikal komponentini içerirken, Sınıf II defektler horizontal kısmı içermektedir. Sınıf I grubu kendi içinde şu şekilde ayrılmaktadır:

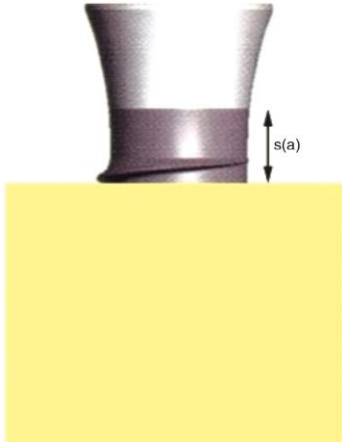
I a- Bukkal dehisens

I b- Bukkal dehisens ile beraber kemik içi defekt

I c- Bukkal dehisens ile beraber çanak şeklinde çevresel defekt

I d- Bukkal ve lingual dehisens ve çanak şeklinde defektin beraber olduğu defekt

I e- Çevresel defekt



Şekil 2.2. Sınıf II horizontal defekt

Schwarz sınıflaması defektin cerrahi olarak açılmasından sonra tespit edilen bir sınıflama tipidir.

2.11. Peri-İmplant Hastalıkların Tedavisi

Ağız içerisindeki mikroorganizmaların bir araya gelmesiyle meydana gelen biyofilm, periodontal dokularda olduğu gibi, peri-implant dokularda da inflamasyona yol açabilmektedir. İmplant yüzeyinde biriken biyofilm, peri-implant hastalıkların başlamasına ve ilerlemesine sebep olmaktadır. Dolayısıyla peri-implant hastalıkların tedavisindeki esas amaç, bu biyofilm tabakasının uzaklaştırılmasıdır [56].

Peri-implant mukozitisin mekanik tedavisi; implant yüzeyindeki ve implant ile abutment arasındaki supragingival ve subgingival birikintilerin uzaklaştırılmasıdır. Tedavideki esas amaç biyofilm tabakasının uzaklaştırılması sonucu sağlıklı bir peri-implant mukozanın elde edilmesidir. Peri-implant mukozitisin mekanik tedavisinde küretler (titanyum kaplı, karbon fiber, teflon ve plastik) ve ultrasonik aletler kullanılır [57].

Periimplantitisin cerrahi olmayan tedavisinde; küret ve ultrasonik cihazlar yardımıyla mekanik tedavi, lazer kullanımı ve antimikrobiyal tedavi gibi farklı alternatifler mevcuttur [58, 59]. Ancak bütün bu tedavi yöntemleri periimplantitisin tam tedavisinde yeterli olmadığından, ileri cerrahi tedavi önerilmektedir [60].

Periimplantitisin cerrahi tedavisinde, rezektif veya rejeneratif tedaviler ile birlikte yüzey dekontaminasyonu uygulanmaktadır. Peri-implant dokuların iyileşmesini hızlandırmak için

biyofilmin uzaklaştırılması yani implant yüzeyinin dekontamine edilmesi gerekmektedir. Mekanik yolla dekontaminasyon, özel uçlara sahip küretler ve ultrasonik cihazlar yardımıyla ya da implant yüzeyinin frezlerle düzleştirilmesi (implantoplasti) ile gerçekleştirilmektedir [61]. Dekontaminasyon aynı zamanda sitrik asit, hidrojen peroksit, korheksidin ile kimyasal yollarla ya da lazer aracılığıyla uygulanabilmektedir [62]. Ancak bu farklı tekniklerin birbirlerine üstünlüğü henüz kanıtlanmamıştır [60].

Her ne kadar periimplantitisin cerrahi tedavisinde farklı teknikler ve malzemeler kullanılıyor olsa da tedavi şeklini belirlemede peri-implant defekt morfolojisinin etkili olduğu belirtilmekte; çevresel ve kemik içi defektlerin varlığında rejeneratif tedavi, kemik üstü defektlerin varlığında rezektif tedavi yöntemleri önerilmektedir [60].

2.12. İmplant Kaybı ve Çıkartılma Teknikleri

İmplant çevresinde ileri kemik kaybının varlığında farklı tedavi seçenekleri uygulanabilir. Bunların arasında implantın çıkartılması, implant çıkartılması ile beraber reimplantasyon, rejeneratif yöntemler ve cerrahi olmayan tedavi sayılabilir. Mobil olmayan bir implantı tedavi etme veya çıkarma kararının verilmesinde implantı çevreleyen kemik rezorpsiyonunun derecesinin belirlenmesi gerekmektedir. Yapılan çalışmalarda %50 kemik kaybını gösteren mobil olmayan bir tabloda implantın başarısız olduğu ve çıkarılması gerektiği öne sürülmüştür [3, 33].

İmplant kaybının biyolojik, mekanik, iyatrojenik ve fonksiyonel olmak üzere 4 olası nedenden kaynaklı olabileceği ileri sürülmektedir [63].

Biyolojik nedenler arasında osseointegrasyonun sağlanamaması, periimplant hastalıklar veya osseointegrasyonu sürdürmede başarısızlık sayılabilir. Mekanik olarak alveolar kemiğin yapım-yıkım potansiyelini aşması sonucu osseointegrasyon bozulabilir. İyatrojenik faktörler arasında; cerrahi aşamada meydana gelmiş aşırı kemik ısınması veya operasyon bölgesi kontaminasyonu, ve yanlış açıldırılmış implantlar sayılabilir. Ayrıca fonksiyonel olarak kötü tasarlanmış bir protez de mekanik aşırı yüklenmeye ve kemik kaybına veya implant ya da abutment kırıklarına neden olarak implant kaybına yol açabilir [3, 24, 64-66].

İmplantın çıkartılmasına yönelik uygulanan çeşitli teknikler sırasında ortaya çıkabilecek sınırlamalar ve komplikasyonlar mevcuttur. Anatomik koşullar, implant tasarımı, implant bağlantısının durumu, kemik kalitesi ve implant çevresinde kalan kemik miktarı gibi spesifik klinik faktörlere dayanarak, klinisyenlerin en uygun minimal invaziv tekniği belirlemesi gerekmektedir [4].

Mobilite gözlenen implantlar bir davye yardımı ile kolayca çıkarılabilir ve implant etrafındaki granülamatöz doku da periodontal küretler yardımıyla uzaklaştırılabilir. İmplant çıkartmanın periodontal ligamenti olan bir dişi çıkarmaktan oldukça farklı olduğu unutulmamalıdır [3].

Froum ve arkadaşları implantların çıkartılmasıyla ilgili farklı yöntemleri kemik tip ve durumuna göre değerlendirdikleri çalışmalarında; ters tork raşet uygulaması, piezo uçları, yüksek hızlı frezler, elevatörler, davyeler, ters vida uygulaması, trefan frezler ve bunların kombinasyonlarını kullanmışlardır. Ters torklu raşet uygulamasını bir implantın çıkartılması için minimal invaziv, zamandan kazandıran ve maliyeti olmayan bir teknik olduğunu bildirmişlerdir [4].

Bir eksternal bağlantılı implant, implant gövdesine altıgen şeklinde iç bağlantısı ile girer. Eksternal bağlantılı altıgen iç yapı bir implantı ters tork tekniği ile çıkartırken bir adaptör yardımı gerektirir. Anahtar (implant drive) doğrudan iç konnektöre bağlandığında yani internal bağlantılı bir implantın ters torkla çıkarılması daha kolaydır. Ters torklu raşet kullanılarak internal üçgen bağlantılı bir implantı çıkartılırken de komplikasyonlar meydana gelebilir. Bu tip implantların boyun kısmının (özellikle dar çaplı olanlarında) ters torkun 45 Ncm'den fazla olması durumunda çıkartma işlemi sırasında kırıldığı gözlenmiştir [4].

Bir implantın dış çapı 0,1 mm arttığında ve iç çap değişmeden kaldığında mukavemeti %30 arttığı, dış çap değişmeden kaldığında ve iç çap 0,1 mm azaldığında mukavemetinde %16'lık bir artış olduğu bildirilmiştir [67]. Bu nedenle her iki senaryoda da metal kalınlığının benzer olmasına rağmen dış çaptaki artışın gövde duvarı mukavemeti üzerinde daha önemli bir etkiye sahip olduğu, bu sebeple de komplikasyonları önlemek için aşırı tork kuvveti uygulamandan kaçınılması gerektiği bildirilmiştir [4, 67].

İmplant geometrisinde yiv şekli ve derinliği de implant tasarımının önemli bir özelliğidir. Yiv şekilleri arasında payanda, kare, V şekilli ve ters payanda bulunmaktadır. V şekilli ve ters payanda yivli implantlar benzer kemik-implant kontakt yüzeylerine sahipken, kare yiv tasarımına sahip implantlar ise daha fazla kontakt yüzeye sahiptir [68].

Dış çap ile implant gövdesi arasındaki mesafe olarak tanımlanan yiv derinliği genel implant geometrisinin bir başka özelliğidir. Düz (straight) implant ile aynı platform çapına sahip kök formuna sahip açılı (tapered) bir implant açılı olmasından dolayı apikale doğru daralan bir forma sahiptir. Bundan dolayı apikal bölgeye doğru yiv derinliği azalmakta ve bu bölgeye doğru daha az kemik-implant kontakt yüzeyi görülmektedir [4].

Bazı implant sistemleri genellikle apikal bölgede implant gövdesine dahil edilen anti-rotasyon özelliğine sahiptir. En yaygın tasarım apikal bölgede oluşturulan bir delik veya boşluktur. Teorik olarak kemik apikal delikten büyüyebilir ve implanta uygulanan rotasyonel yüklere direnç gösterebilir [4].

Kemik kalitesi için en çok kullanılan 2 sınıflama, 1985 yılında Lekholm ve Zarb ve 1988 yılında Misch tarafından yapılan sınıflamalardır [69, 70].

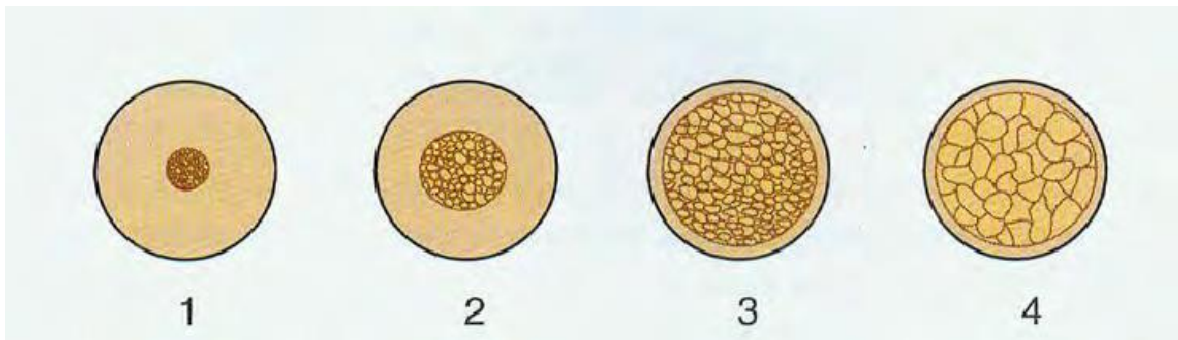
Lekholm ve Zarb kemiği kalitesine göre 4'e ayırmışlardır;

Tip 1: Homojen kompakt kemikten oluşur.

Tip 2: Yoğun trabeküler kemik etrafında kalın kortikal kemik tabakasından oluşur.

Tip 3: Yeterli dayanıma sahip yoğun trabeküler kemik etrafında ince kortikal kemik tabakasından oluşur.

Tip 4: Düşük yoğunlukta trabeküler kemik etrafında, ince kortikal kemikten oluşur.



Şekil 2.3. Lekholm ve Zarb tarafından yapılan kemik sınıflaması.

Misch ise kemiğin makroskobik veya trabeküler özelliklerine göre bir sınıflama yapmıştır;

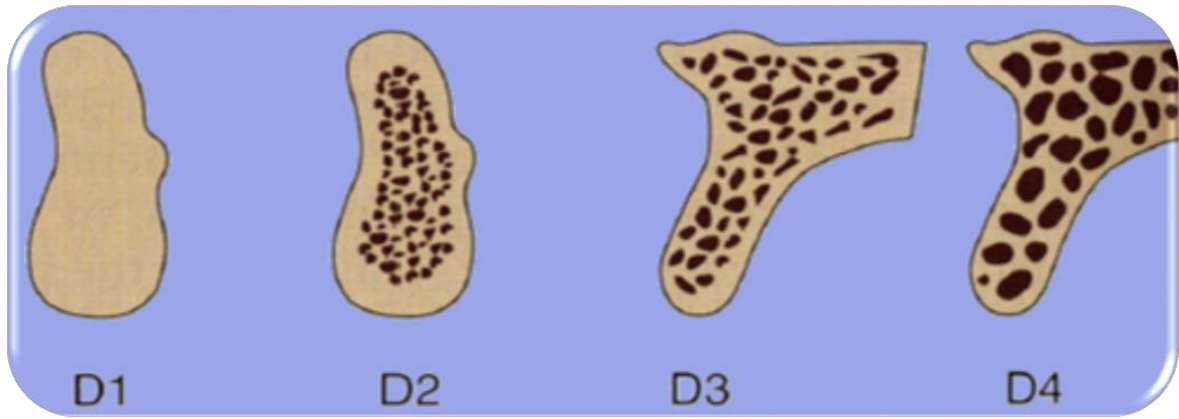
D1: Yoğun kortikal kemik

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



Şekil 2.4. Misch'in maksilla ve mandibulada dişsiz bölgelerde tanımladığı kemik yoğunluğu sınıflaması

Fonksiyonel yüzey alanı, başlangıç yüklemesi üzerine kemik yoğunluğu ile ilgili değişken kemik-implant kontakt bölgelerinde önemli rol oynar. En yoğun kemik olan D1 özellikteki kemik en sert elastisite modülüne ve en yüksek başlangıç kemik-implant kontağına (yaklaşık %80) sahiptir. D2, D3, D4 özellikteki kemikler ile giderek azalan temas yüzey yüzdeleri vardır. D4 özellikteki bir kemik ile implantın ilk iyileşmesindeki oran ise yaklaşık %25'lik bir ara yüz teması gösterir [71]. Sonuç olarak kemik yoğunluğu ile implant geometrik gövde tasarımı fonksiyonel yüzey alanı ile ilgilidir. En zayıf biyokimyasal mukavemet ve kemik-implant arayüzündeki bağlantı D4 kemikte bulunur [72].

Başarısız bir implantın çıkartılmasından sonra aynı seans bir implantın yerleştirilmesi genellikle kalan kemik miktarına bağlıdır. Bazı araştırmacılar, implant ve implant yüzeyini çevreleyen kemik duvarları ile arasındaki 2 mm'lik boş kalan mesafeyi ve boşluklar olmaksızın dört duvarlı soket alanları için yönlendirilmiş kemik rejenerasyonu prosedürlerinin gereksiz olduğunu belirtmişlerdir [73, 74]. Bununla birlikte defekt 3

duvardan az ise yönlendirilmiş kemik rejenerasyonunun yapılmasının ve çekim soket tipinin sınıflandırılmasının tedavi planlamasında yararlı olduğu belirtilmiştir [75]. Her halükarda implantın çıkartılması sırasında kemiğin korunmasının, implant yerleşimini desteklemek için ogmentasyon prosedürlerinin gerekliliğini ortadan kaldırmaya veya azaltmaya yardımcı olacağı bildirilmiştir. Çünkü literatürlerde reimplante edilmiş implantların sağ kalım oranının azalmış olabileceği belirtilmiştir [76].

2.13. Stres Analizi Metodları ve Biyomekanik Kavramlar

Bir cisme uygulanan kuvvetlerin yoğunlaştığı bölgelerin tespit edilmesini ve cismin uygulanan kuvvetler karşısındaki davranışının belirlenmesini sağlayan yöntemlere stres analizi yöntemleri denir [77]. Stres analizi yöntemlerini değerlendirmek için bazı biyomekanik kavramları bilmemiz gerekmektedir.

2.13.1. Kuvvet

Hareket eden bir cismi durduran ve duran bir cismi hareket ettiren, cisimlerin şekil, yön ve doğrultularını değiştiren etkiye kuvvet denir. Kuvvetin birimi ‘Newton (N)’ olarak ifade edilir. Büyüklük, süre, yön, tip ve büyütme faktörleri ile tanımlanabilir. Kuvvetin uygulama noktası, miktarı, ve uygulama yönü olmak üzere üç özelliği vardır. Kuvvet uygulaması sonucunda; sıkışma, gerilme ve makaslama olmak üzere üç tip stres oluşabilmektedir [78].

2.13.2. Gerilme (Stres)

Gerilme (Stres) birim alana düşen kuvvet miktarıdır. Stresin büyüklüğü; uygulanan kuvvetin büyüklüğü ve dağıldığı alana bağlıdır [71]. Bir cisme kuvvet uygulandığı zaman, cismin içindeki kuvvetle aynı miktarda ancak ters yönde bir tepki oluşur. Kuvvet karşısında oluşan bu tepki, stres olarak adlandırılır. Hem uygulanan kuvvet, hem de içerdeki gerilme direnci, cismin tüm yüzeyine yayılır [79].

Stress (S) = Kuvvet (F) / Alan (A) olarak formulize edilir. Birimi ise Paskal’dır ($P=N/m^2$). Ancak yapılan çalışmalarda, genellikle gerilme birimi olarak Megapaskal (MPa) kullanılmaktadır. 1 MPa, 1 N/mm^2 ’ye eşittir [80, 81].

Bir cisme dışarıdan kuvvet uygulanması sonucunda; yapının içinde çekme, basma ve makaslama gerilmesi olmak üzere 3 bileşke bulunur [71, 77].

Çekme gerilmesi: Bir cismin moleküllerinin birbirinden ayırmaya zorlayan aynı düzlemde, fakat ters yönde iki kuvvetin uygulanması sonucunda meydana gelen gerilmelerdir.

Basma gerilmesi: Bir cismin moleküllerinin birbirine yaklaştırmaya zorlayan aynı düzlemde, fakat ters yönde iki kuvvetin uygulanması sonucu meydana gelen gerilmelerdir.

Makaslama gerilmesi: Bir cisme farklı düzlemlerde fakat ters yönde uygulanan kuvvetler sonucunda, moleküllerin cismin yüzeyine paralel, ters yönde kayması sonucunda oluşan gerilmelerdir.

2.13.3. Gerinim (Strain)

Cisme kuvvet uygulandığında, yani stres oluştuğunda, cismin her alanında meydana gelen birim uzunluk değişimi, cismin fiziksel deformasyonu (elastik veya plastik) olarak tanımlanır. Yani uzunluktaki değişimin, orjinal uzunluğuna oranı olup, ölçü birimi yoktur. Stresin olduğu her durumda, gerinim de söz konusudur. Gerinim ve gerilme, birbirinden farklı niceliklerdir. Gerilim, büyüklük ve yönü olan bir kuvvet iken, gerinim bir kuvvet değil sadece büyüklüktür [77].

2.13.4. Elastisite (Young's) modülü

Cisimlerin üzerine etkiyen kuvvetin kaldırılmasıyla, ilk durumuna dönme yetisine elastisite denmektedir. Üzerindeki yükün kaldırılmasıyla, tamamen ilk durumuna dönen cisimlere elastik cisim denir [82].

Elastisite modülü, gerilmenin gerinime oranı olup (stres/strain) materyalin sertlik ölçüsünü verir. Birimi Gigapaskal (GPa)'dır. Elastisite modülü, kg/cm^2 cinsinden ölçülür. Her madde kendine özgü bir elastisite modülüne sahiptir. Elastisite modülü arttıkça, cismin kalınlığı da artar. Yüksek bir elastisite modülüne sahip cisim, aynı kuvvetler altında, düşük elastisite modülüne sahip bir cisimden daha az deformasyona uğrar [77].

2.13.5. Poisson oranı

Poisson oranı, bir objeye uygulanan belirli bir kuvvet altında, materyalin boyca gösterdiği deformasyonun, kesitsel alanda gösterdiği deformasyona oranıdır [77].

Poisson oranı = Endeki birim boyut değişimi / Boydaki birim boyut değişimi

2.13.6. İzotropi ve anizotropi

Üç asal eksen (x,y,z) yönünde farklı elastik özellikler gösteren maddelere anizotropik, benzer özellik gösteren malzemelere ise izotropik denmektedir. Anizotrop maddelerden, üç asal ekseninde de farklı özellik gösterenlerine ortotropik cisim, üç ekseninden birinde farklı özellik gösteren cisimlere ise transvers izotropik cisim denilmektedir. İzotrop cisimler, farklı doğrultularda uygulanan kuvvetlerle meydana gelen çekme, sıkışma ve makaslama streslerinde aynı elastik modülüne sahip olmaktadır. Anizotrop cisimler ise farklı doğrultularda, farklı elastik modülüne sahip olmaktadır [83].

2.13.7. Lineer elastik cisim

Cismin yapısında oluşan deformasyonun veya gerinimin, uygulanan kuvvetler ile orantılı olarak değiştiği cisimdir [84].

2.13.8. Asal gerilme (Principle stres)

Üç boyutlu bir elemanda, en büyük stres değerleri, bütün makaslama stres bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşmakta ve oluşan basma ve çekme streslerine ‘asal gerilme’ denilmektedir. 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 [85].

σ_1 : Maksimum asal stresi simgeler, pozitif değerdir ve tipik olarak en yüksek gerilme (çekme) stresini simgeler.

σ_3 : Minimum asal stresi simgeler, negatif değerdir ve tipik olarak en yüksek sıkışma (basma) stresini simgeler.

2.13.9. Von Mises gerilmesi (von Mises stres)

Von Mises gerilmesi; çekilebilir malzemeler için, şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanır. Bir yapının belirli bir bölümündeki iç enerji, belli bir sınır değerini (yield noktası) aşarsa, yapı bu noktada şekil değiştirir. Von Mises gerilmesi, metal gibi çekilebilir materyaller için deformasyonun başlangıcı olarak tanımlanır ve üç asal gerilme değeri kullanılarak aşağıdaki formülle hesaplanmaktadır[77].

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

Kırılgan materyaller için asal gerilme değerleri önemlidir. Çünkü maksimum asal stres, en yüksek gerilme dayanıklılığına eşit veya daha büyük değerde olduğunda ve minimum asal stresin mutlak değeri, en yüksek sıkışma dayanıklılığına eşit veya daha büyük olduğu zaman başarısızlık olur. Kemik ve implant ara yüzündeki stres dağılımları ise kuvvetlerin bileşkesini temsil eden von Mises stres analizi ile değerlendirilir [86].

2.13.10. Yield noktası (Akma noktası)

Von Mises değerleri, plastik deformasyondan sorumlu distorsiyon enerjisi ile ilgilidir ve yield (akma) noktasını tanımlamak için kullanılır. Bir materyalin akma noktasının aşılması durumunda materyal elastik davranış gösteremeyip, deformasyona maruz kalır [86].

2.13.11. Stres analizi metodları sınıflandırması

- Fotoelastik stres analiz yöntemi
- Gerinim ölçer stres analiz yöntemi
- Kırılgan vernik kaplama yöntemi ile stres analizi
- Holografik interferometri (lazer ışını) ile kuvvet analizi
- Termografik kuvvet analizi yöntemi
- Radyotelemetri kuvvet analizi yöntemi
- Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi [85]

Fotoelastik stres analiz yöntemi

Diğer analiz yöntemlerine kıyasla, modeldeki iç baskı ve gerinimleri gözle görülür ışıık taslaklarına dönüştürerek, gerinimi doğrudan gözlemlenebilir hale getiren bir analiz yöntemidir. İki temel prensiple çalışmaktadır. Bunlar bazı ortamların kuvvet altında çift kırılıcılık göstermesi ve ışığın polarizasyonudur. Işıık, Nicol prizmasından geçerek polarize hale gelmektedir. Bu polarize ışık hüzmesi, yüklenmiş fotoelastik materyalden geçtiğinde, maddeyi farklı hızlarda geçen dikey titreşimlere dönüşür. Bu faz farkı polariskopla gözlemlenerek stress düzeyleri tespit edilir [87].

Bu geleneksel yöntem, osteosentetik aygıtların gelişimden, yapay bacaklarda ve diz bağlantılarında oluşan kuvvetlerin değerlendirilmesinde kullanılmıştır. Diş hekimliğinde ise; travma olgularında kullanılan splintleme, kompozit restorasyonlarda meydana gelen stress dağılımını değerlendirmede kullanılmıştır. İöplant uygulamaları ile ilgili olarak da implant abutment arasındaki açı, implant abutment arayüzlerinin tasarımı, retansiyon mekanizmaları ve implant diş destekli sabit köprülerin yük transferi konulu çalışmalarda kullanılmıştır [88].

Yöntemin avantajları arasında; ucuz ve kullanışlı olması, mekanik sorunlar hakkında genel bilgi sağlaması ve obje içerisinde yükleme koşulları sergilemesi sayılabilir. Dezavantajları olarak da; in vivo çalışmalarda kullanılamaması, fotoelastik rezin kullanımını gerekli kılması, internal rezidüel streslerin ölçüm sonuçlarında hataya neden olabilmesi ve nicel ölçümler için kullanımının zor olması sayılabilir [88].

Gerinim ölçer stres analiz yöntemi

Gerinim ölçer analizi yöntemi, uygulanan yükler altında, cisimlerde oluşan doğrusal şekil değişikliklerinin değerlendirildiği yöntemdir. Bu yöntemde kalibre edilmiş direnç elemanları kullanılarak stres altında oluşan boyutsal değişiklikler ölçülür. Bu aletler mekanik, mekanik-optik, optik, akustik, elektrik ve elektronik özelliklidir [88].

Gerinim ölçer yöntemi; kırık fiksasyonunun biyomekanik analizinde, tibia-femoral bileşkenin dinamik hareketlerinde, topukta meydana gelen makaslama kuvvetinin ölçümünde kullanılabilir. Diş hekimliğinde ise; kompozitlerin polimerizasyon

büzülmesinde, endodontik tedavilerde oluşan kök deformasyonlarının kaydedilmesinde ve dental implantların çevresinde oluşan yüklerin farklı koşullar altında gözlemlenmesi ve farklı ölçü tekniklerinin doğruluğunu karşılaştırılmasında kullanılmaktadır [88].

Yöntemin avantajları arasında, nicel değerlendirmeyi mümkün kılması, verilerin matematiksel işlemler için kullanılabilmesi ve in vivo uygulamalarda kullanılabilirliğidir. Dezavantajları arasında ise, gerinim ölçerlerin boyutları nedeniyle, küçük objelerde kullanımının sınırlı olması ve farklı güçler altında benzer gerinim sonuçlarının ölçülebilmesi sayılabilir [88].

Kırılğan vernik kaplama yöntemi ile stres analizi

Bu yöntemde yükleme öncesi, model üzerine özel bir vernik sürüldükten sonra fırınlama gerçekleştirilir. Kuvvetlerin yoğunlaştığı bölgelerde çatlaklar meydana gelerek kuvvet hatlarının doğrultusu belirlenmiş olur [87].

Holografik interferometri ile kuvvet analizi

Lazer ışınları kullanılarak cismin 3 boyutlu görüntüsünün holografik film üzerinde kaydedilmesini sağlayan optik bir yöntemdir. Bu yöntemler, yüzey deformasyonları nanometer ölçeklerinde algılanıp görünür ışın demetlerine dönüştürülerek analiz edilir [87].

Termografik kuvvet analizi yöntemi

Homojen, izotropik bir amteriyale, periyodik olarak yükleme yapıldığında, ısıda oluşan değişiklikler materyalin ilgili noktalarındaki asal streslerin toplamı ile doğru orantılıdır. Termografik kuvvet analiz yöntemi, bu esasa dayanır [87].

Radyotelemetri ile kuvvet analizi yöntemi

Yöntem, bir donanım ve yazılım yardımı ile elde edilen verilerin, herhangi bir materyale bağlantısı olmadan transferi üzerine kuruludur. Bu teknikte, bir güç kaynağı, radyotransmitter, alıcı, örneğe yapıştırılmış gerinim ölçerlerler, gerinim ölçer yükselticisi, anten ve bir veri kaydedicisi mevcuttur. Gerinim ölçerde oluşan direnç farklılıkları, voltaj

düşüşlerine sebep olmakta ve bu da radyotelemetrinin frekansını etkileyip sonuçlarını oluşturmaktadır. En büyük avantajı, veri iletiminin kablosuz olmasıdır [87].

Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi

Sonlu elemanlar yöntemi ‘parçadan bütüne gitme’ genel prensibine dayanmaktadır. Sonlu eleman; iki veya üç boyutlu yapıların bir parçası veya bir bölgesidir. Bu yöntemin ilk ve en geniş uygulama alanı gerilme analizidir. Sonraları ısı analizi, akışkan analizi, piezo elektririk analizi, elektrik analizi gibi alanlarda da kullanılmıştır [89].

Bu yöntem ilk olarak 1950 yılında uzay mühendisliğinde kullanılmaya başlanmıştır. İlk kullanıcılar Boeing, Bell Aerospace ve Rolls Royce firmaları olmuştur. Yöntemin ana fikrini oluşturan ilk makale 1956 yılında Turner ve arkadaşları tarafından yayınlanmıştır. Teknolojinin ilerlemesine paralel olarak 1970’lerde olgun hale gelen yöntem günümüzde makine, elektrik, uçak, inşaat, hidrodinamik, atom gibi çeşitli mühendislik alanlarının yanı sıra, tıpta ortopedi, kalp ve damar cerrahisi, estetik cerrahi dallarında da kullanılmaktadır [90].

Diş hekimliğinde sonlu elemanlar gerilme analizi ile ilgili yapılan ilk çalışma Ledley ve Huang’ın 1968’de yaptıkları araştırmadır. Bu çalışmada, matematik modeli elde edilmiş bir dişe çeşitli yönlerde kuvvetler uygulanmış ve bu kuvvetlerin dişi destekleyen kemik dokusunda meydana getirdikleri gerilmeler değerlendirilmiştir [91]. Yöntemin bugünkü anlamıyla oral implantolojide uygulanması ise 1973 yılında Tesk ve Widera’nın yaptıkları araştırma ile başlamıştır. Bu çalışmada iki boyutlu ve aksisimetrik sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile implant çevresindeki kemikte oluşan stres dağılımları incelenmiştir [92].

Sonlu elemanlar gerilme analizinde gerçek cismin, tam olarak formüle edilmesinin güçlüğü nedeniyle, bilgisayarda hesaplanması kolay olan elemanlardan oluşturulmaktadır. Daha sonra bilinen bütün fizik kuralları daha basit geometriye sahip olan bu küçük elemanların her birine uygulanmaktadır. Bütün cismin elemanlara bölünebilmesi için bir ağ yapısına ihtiyaç duyulmaktadır. Cismin boyutuna ve geometrisine uygun olarak seçilmiş elemanlara bölünmüş haline sayısal model denilmektedir. Sayısal modeli oluşturan elemanların birbirlerine temas ettiği yüzeylerde düğüm noktaları oluşturulmaktadır. Mümkün

olduğunca çok sayıda eleman kullanmak, kuvvet dağılımının daha duyarlı ölçülebilmesi açısından önemlidir. Belirli bir başlangıç noktasına göre tüm düğümlerin x, y, z eksenleri üstündeki koordinatları saptanarak bilgisayara aktarılmaktadır. Ayrıca, geometrik şekli oluşturan tüm malzeme özelliklerini belirleyen, poisson oranı ve elastisite modülü değerleri bilgisayar programına tanıtılmaktadır. Oluşturulan matematik modelde, düğüm noktalarına dışarıdan en basit dış etken ve sınır şartlarının uygulanmasıyla meydana gelen değişiklik durumları için matrisler oluşmakta, bu matrisler bilgisayar yardımıyla çözülmektedir. Bu yolla her bir elemandaki ve dolayısıyla elemanların oluşturdukları cismin tamamındaki gerilme ve şekil değiştirmeler elde edilmektedir [93].

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin diğer yöntemlere göre birçok avantajı bulunmaktadır [77]. Bunlar;

- Karmaşık geometriye sahip katı cisimler modellenenebilir.
- Gerçeğe çok yakın model, bilgisayar yazılımları sayesinde oluşturulabilir.
- İstenilen sayıda değişik malzeme ile farklı modeller oluşturulabilir.
- Gerilme dağılımı ve lokalizasyonları hassas bir şekilde elde edilebilir.
- Uygulanan kuvvetlerin malzeme özelliklerinin, geometrilerinin kolayca değiştirilebilmesi ve analizin kolayca tekrarlanabilmesi mümkündür.
- Analiz sonuçları çok kısa sürede elde edilebilir.

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 gerilmeleri ifade eder. Pozitif değerler çekme streslerini, negatif değerler ise basma streslerini belirtmektedir. Sayısal çözümleme sonunda her yük durumu için modelin herhangi bir noktasındaki tüm gerilmeler, gerinimler ve yer değiştirmeler bulunur [87].

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu araştırma, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Periodontoloji Anabilim Dalı ile gerçekleştirilmiştir.

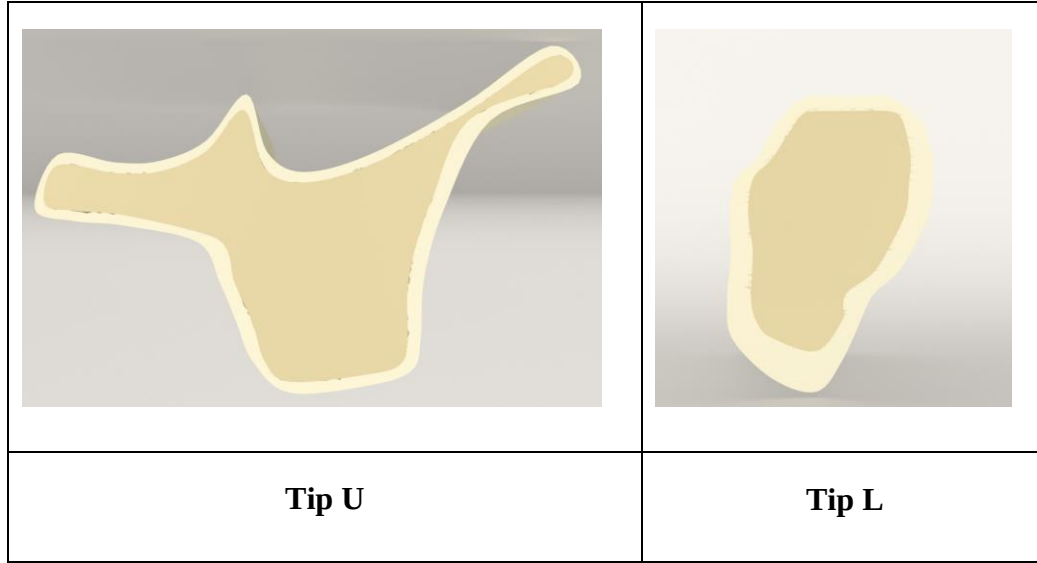
Bu tez çalışmasında, maksiller ve mandibular posterior bölgede D2 ve D3 özellikli kemiğe yerleştirilmiş 4 farklı tasarıma sahip implantın peri-implantitisin 4 farklı modelinde ters (removal) tork uygulanması sonucu implant çevresindeki kortikal ve kansellöz kemikte oluşan çekme, basma ve von Mises stres dağılımlarının 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile incelenmesi ve karşılaştırılması ve sonrasında farklı implant tasarımları, farklı defekt tipleri için farklı ters tork kuvvetinin gerekip gerekmediğini ortaya konması amaçlanmıştır.

3.1. Çalışma Modellerinin Oluşturulması

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, 500gb Hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayardan, Activity 880 (smart optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcısı ile 3 boyutlu tarama cihazından, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) 3 boyutlu modelleme yazılımından, VRMesh Studio (VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, USA) ve Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) analiz programından yararlanılmıştır.

İlk aşama olarak analiz edilecek yapının 3 boyutlu ve gerçek boyutla orantılı geometrik ana modeli olan maksilla ve mandibula modeli hazırlanmıştır. Kemiği ifade eden taban parçasının oluşturulmasında maksilla ve mandibula, implant ve implant parçaları smartOptics tarayıcı kullanılarak taranmıştır. Çekilen filmler, 3D-Doctor yazılımına geçirilmiş ve burada ‘Interactive Segmentation’ yöntemi ile Hounsfield değerlerine bakılarak kemik dokusu ayrıştırılmıştır. Bu şekilde mandibula ve maksillada kortikal ve spongios kemik ile implantlar gerçek morfolojisini yansıtacak şekilde modele taşınmıştır.

Maksiller posterior bölgede Lekholm ve Zarb'ın ve Misch'in kemik kalite sınıflaması dikkate alınarak bu sınıflamada yer alan yeterli dayanıma sahip yoğun trabeküler kemik etrafında ince kortikal kemik tabakasından oluşan D3 maksiller kemik belirlenmiştir. Mandibular posterior bölgede ise yoğun trabeküler kemik etrafında kalın kortikal kemik tabakası özelliğine sahip D2 kemik belirlenerek modele aktarılmıştır. Çizelge 3.1.'de modellenen yapıların analiz programına girecek değerlerini göstermektedir [94].



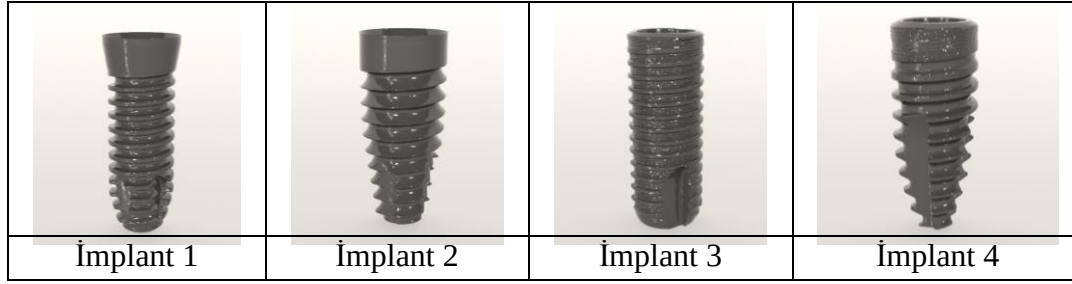
Şekil 3.1. Maksilla ve mandibula modelleri

Tip U: Maksilla modeli, **Tip L:** Mandibula modeli

Çizelge 3.1. Modellerde kullanılan materyaller ve mekanik özellikleri

Materyal	Elastik Modülü	Possion Oranı
Kortikal Kemik	13 Gpa	0,30
D3 Kansellöz Kemik (Maksilla)	1,6 Gpa	0,30
D2 Kansellöz Kemik (Mandibula)	5,5 Gpa	0,30
Titanyum	110 Gpa	0,35

4 farklı implant modeli ise silindirik ve açılı şekilli, paralel duvarlı, kare ve V kesitli mikro ve makro yivlere sahip, internal bağlantılı kemik seviyesinde belirlenerek modellenmiştir.



Şekil 3.2. İmplant modelleri

İmplant 1: 4 mm çap, 10.5 mm uzunluk, silindirik şekilli, kare kesit yivli; **İmplant 2:** 3,8 mm çap, 10,5 mm uzunluk, kök formu açılı şekilli, V kesit yivli; **İmplant 3:** 4 mm çap, 11 mm uzunluk, silindirik şekilli, mikro ve makro yivlere sahip; **İmplant 4:** 4,3 mm çap, 11 mm uzunluk, kök formu açılı şekilli, boyun kısmında mikro, apikale doğru makro yivlere sahip.

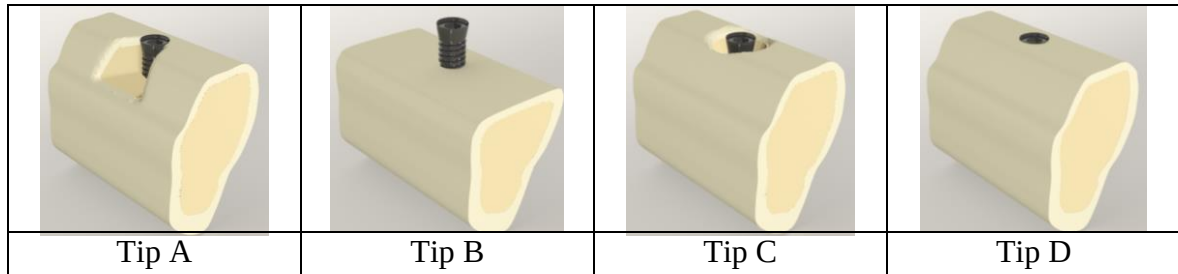
Schwarz'ın periimplantitis sınıflamasından yola çıkarak hazırlanan 3 farklı defekte ve kontrol grubuna ait modeller ;

İmplantı çevreleyen bukkal kemiğin %50'sinin kaybı

İmplantı çevreleyen kemiğin sirküler olarak apikale doğru %50'sinin kaybı

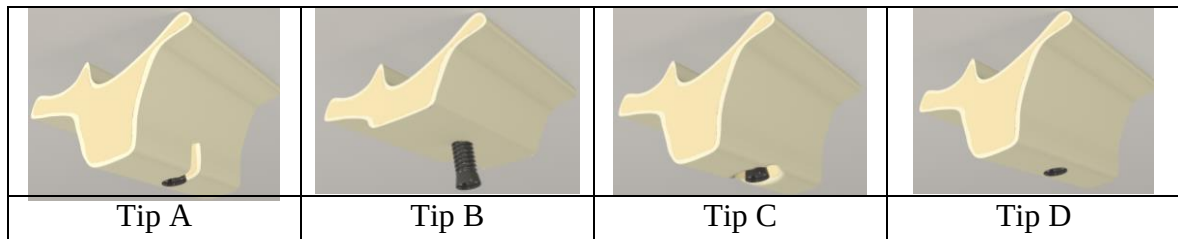
İmplantı çevreleyen kemiğin horizontal olarak %50'sinin kaybı

Kontrol grubu olarak ise tam osseointegre kemik olacak şekilde hazırlanmıştır.



Şekil 3.3. Mandibular defekt tiplerinin modelleri

Tip A: İmplantı çevreleyen bukkal kemiğin %50'sinin kaybı; **Tip B:** İmplantı çevreleyen kemiğin horizontal olarak %50'sinin kaybı; **Tip C:** İmplantı çevreleyen kemiğin sirküler olarak apikale doğru %50'sinin kaybı; **Tip D:** Kontrol grubu defekt olmayan tam osseointegre



Şekil 3.4. Maksiller defekt tiplerinin modelleri

Tip A: İmplantı çevreleyen bukkal kemiğin %50'sinin kaybı; **Tip B:** İmplantı çevreleyen kemiğin horizontal olarak %50'sinin kaybı; **Tip C:** İmplantı çevreleyen kemiğin sirküler olarak apikale doğru %50'sinin kaybı; **Tip D:** Kontrol grubu defekt olmayan tam osseointegre

Yapılan modellemeler Rhinoceros ve VRMesh yazılımında 3 boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirilmiş ve modelleme işlemi tamamlanmıştır. Modeller, VRMesh yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, stl formatında Algor Fempro (Algor Inc, USA) yazılımına aktarılmıştır. Stl formatı 3 boyutlu modelleme programları için evrensel değer taşımaktadır. Stl formatında düğümlerin koordinat bilgileri Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra, burada Bricks ve Tetrahedra katı modele çevrilmiştir. Bricks ve Tetrahedra katı modelleme sisteminde, Fempro modelde oluşturulabildiği kadar 8 nodlu elemanlar kullanılır. 8 nodlu elemanların gerekli detayları vermediği durumlarda 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar kullanılır.

3.2. Model Grupları

Maksilla'ya ait modeller

Model U1A:

Bu modelde, maksilla posterior bölgede D3 özellikli kemiğe 4 mm çapında, 10,5 mm uzunluğunda implant yerleştirilmiştir. Yerleştirilen implant; silindirik şekilli, paralel duvarlı, kare kesit yivli, internal bağlantılı ve kemik seviyesinde bir implanttır. Ayrıca bu modelde implant çevresindeki bukkal kemikte %50 oranında rezorbsiyon oluşturulmuştur.

Model U1B:

Bu modelde, maksilla posterior bölgede D3 özellikli kemiğe 4 mm çapında, 10,5 mm uzunluğunda implant yerleştirilmiştir. Yerleştirilen implant; silindirik şekilli, paralel duvarlı, kare kesit yivli, internal bağlantılı ve kemik seviyesinde bir implanttır. Ayrıca bu modelde implant çevresindeki alveolar kemikte horizontal olarak %50 oranında rezorbsiyon oluşturulmuştur.

Model U1C:

Bu modelde, maksilla posterior bölgede D3 özellikli kemiğe 4 mm çapında, 10,5 mm uzunluğunda implant yerleştirilmiştir. Yerleştirilen implant; silindirik şekilli, paralel duvarlı, kare kesit yivli, internal bağlantılı ve kemik seviyesinde bir implanttır. Ayrıca bu

modelde implant çevresindeki kemikte sirküler olarak apikale doğru %50 oranında rezorbsiyon oluşturulmuştur.

Model U1D:

Bu modelde, maksilla posterior bölgede D3 özellikli kemiğe 4 mm çapında, 10,5 mm uzunluğunda implant yerleştirilmiştir. Yerleştirilen implant; silindirik şekilli, paralel duvarlı, kare kesit yivli, internal bağlantılı ve kemik seviyesinde bir implanttır. Bu modelde implant çevresinde herhangi bir rezorbsiyon oluşturulmamıştır.

Model U2A:

Bu modelde, maksilla posterior bölgede D3 özellikli kemiğe 3,8 mm çapında, 10,5 mm uzunluğunda implant yerleştirilmiştir. Yerleştirilen implant; kök formu açılı şekilli, paralel duvarlı, V kesit yivli, internal bağlantılı ve kemik seviyesinde bir implanttır. Ayrıca bu modelde implant çevresindeki bukkal kemikte %50 oranında rezorbsiyon oluşturulmuştur.

Model U2B:

Bu modelde, maksilla posterior bölgede D3 özellikli kemiğe 3,8 mm çapında, 10,5 mm uzunluğunda implant yerleştirilmiştir. Yerleştirilen implant; kök formu açılı şekilli, paralel duvarlı, V kesit yivli, internal bağlantılı ve kemik seviyesinde bir implanttır. Ayrıca bu modelde implant çevresindeki alveolar kemikte horizontal olarak %50 oranında rezorbsiyon oluşturulmuştur.

Model U2C:

Bu modelde, maksilla posterior bölgede D3 özellikli kemiğe 3,8 mm çapında, 10,5 mm uzunluğunda implant yerleştirilmiştir. Yerleştirilen implant; kök formu açılı şekilli, paralel duvarlı, V kesit yivli, internal bağlantılı ve kemik seviyesinde bir implanttır. Ayrıca bu modelde implant çevresindeki kemikte sirküler olarak apikale doğru %50 oranında rezorbsiyon oluşturulmuştur.

Model U2D:

Bu modelde, maksilla posterior bölgede D3 özellikli kemiğe 3,8 mm çapında, 10,5 mm uzunluğunda implant yerleştirilmiştir. Yerleştirilen implant; kök formu açılı şekilli, paralel duvarlı, V kesit yivli, internal bağlantılı ve kemik seviyesinde bir implanttır. Bu modelde implant çevresinde herhangi bir rezorbsiyon oluşturulmamıştır.

Model U3A:

Bu modelde, maksilla posterior bölgede D3 özellikli kemiğe 4 mm çapında, 11 mm uzunluğunda implant yerleştirilmiştir. Yerleştirilen implant; silindirik şekilli, mikro ve makro yivlere sahip, internal bağlantılı ve kemik seviyesinde bir implanttır. Ayrıca bu modelde implant çevresindeki bukkal kemikte %50 oranında rezorbsiyon oluşturulmuştur.

Model U3B:

Bu modelde, maksilla posterior bölgede D3 özellikli kemiğe 4 mm çapında, 11 mm uzunluğunda implant yerleştirilmiştir. Yerleştirilen implant; silindirik şekilli, mikro ve makro yivlere sahip, internal bağlantılı ve kemik seviyesinde bir implanttır. Ayrıca bu modelde implant çevresindeki alveolar kemikte horizontal olarak %50 oranında rezorbsiyon oluşturulmuştur.

Model U3C:

Bu modelde, maksilla posterior bölgede D3 özellikli kemiğe 4 mm çapında, 11 mm uzunluğunda implant yerleştirilmiştir. Yerleştirilen implant; silindirik şekilli, mikro ve makro yivlere sahip, internal bağlantılı ve kemik seviyesinde bir implanttır. Ayrıca bu modelde implant çevresindeki kemikte sirküler olarak apikale doğru %50 oranında rezorbsiyon oluşturulmuştur.

Model U3D:

Bu modelde, maksilla posterior bölgede D3 özellikli kemiğe 4 mm çapında, 11 mm uzunluğunda implant yerleştirilmiştir. Yerleştirilen implant; silindirik şekilli, mikro ve

makro yivlere sahip, internal bağlantılı ve kemik seviyesinde bir implanttır. Bu modelde implant çevresinde herhangi bir rezorbsiyon oluşturulmamıştır.

Model U4A:

Bu modelde, maksilla posterior bölgede D3 özellikli kemiğe 4,3 mm çapında, 11 mm uzunluğunda implant yerleştirilmiştir. Yerleştirilen implant; kök formu açılı şekilli, mikro ve makro yivlere sahip, internal bağlantılı ve kemik seviyesinde bir implanttır. Ayrıca bu modelde implant çevresindeki bukkal kemikte %50 oranında rezorbsiyon oluşturulmuştur.

Model U4B:

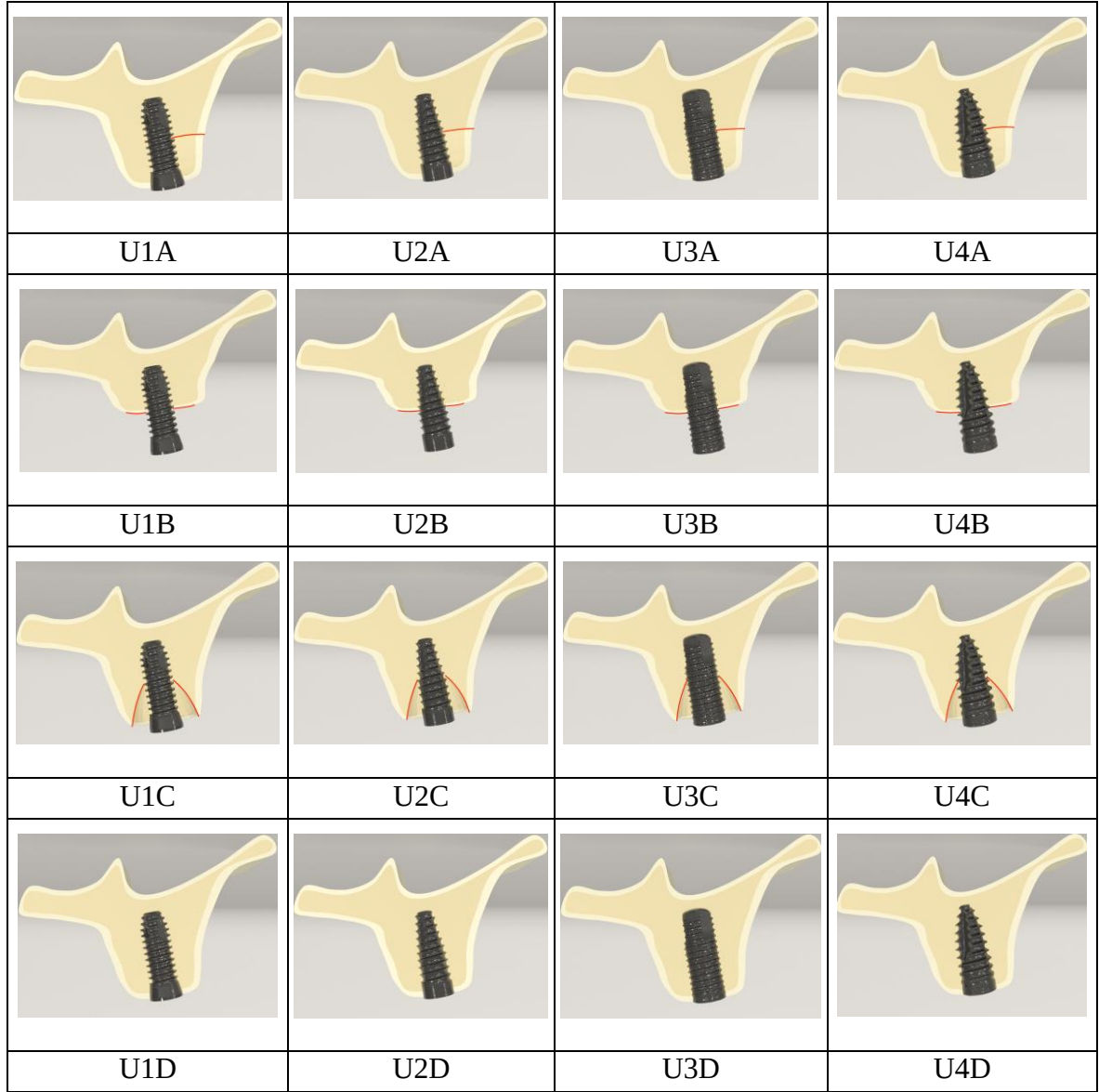
Bu modelde, maksilla posterior bölgede D3 özellikli kemiğe 4,3 mm çapında, 11 mm uzunluğunda implant yerleştirilmiştir. Yerleştirilen implant; kök formu açılı şekilli, mikro ve makro yivlere sahip, internal bağlantılı ve kemik seviyesinde bir implanttır. Ayrıca bu modelde implant çevresindeki alveolar kemikte horizontal olarak %50 oranında rezorbsiyon oluşturulmuştur.

Model U4C:

Bu modelde, maksilla posterior bölgede D3 özellikli kemiğe 4,3 mm çapında, 11 mm uzunluğunda implant yerleştirilmiştir. Yerleştirilen implant; kök formu açılı şekilli, mikro ve makro yivlere sahip, internal bağlantılı ve kemik seviyesinde bir implanttır. Ayrıca bu modelde implant çevresindeki kemikte sirküler olarak apikale doğru %50 oranında rezorbsiyon oluşturulmuştur.

Model U4D:

Bu modelde, maksilla posterior bölgede D3 özellikli kemiğe 4,3 mm çapında, 11 mm uzunluğunda implant yerleştirilmiştir. Yerleştirilen implant; kök formu açılı şekilli, mikro ve makro yivlere sahip, internal bağlantılı ve kemik seviyesinde bir implanttır. Bu modelde implant çevresinde herhangi bir rezorbsiyon oluşturulmamıştır.



Şekil 3.5. Maksilla'ya ait modellerin görselleri

U1A: maksilla, tip 1 kare kesit silindirik implant, bukkal defekte sahip model, **U2A:** maksilla, tip 2 V kesit kök formu açılı implant, bukkal defekte sahip model, **U3A:** maksilla, tip 3 mikro ve makro yivli silindirik implant, bukkal defekte sahip model, **U4A:** maksilla, tip 4 boyun kısmında mikro apikale doğru makro yivli kök formu açılı implant, bukkal defekte sahip model, **U1B:** maksilla, tip 1 kare kesit silindirik implant, horizontal defekte sahip model, **U2B:** maksilla, tip 2 V kesit kök formu açılı implant, horizontal defekte sahip model, **U3B:** maksilla, tip 3 mikro ve makro yivli silindirik implant, horizontal defekte sahip model, **U4B:** maksilla, tip 4 boyun kısmında mikro apikale doğru makro yivli kök formu açılı implant, horizontal defekte sahip model, **U1C:** maksilla, tip 1 kare kesit silindirik implant, sirküler defekte sahip model, **U2C:** maksilla, tip 2 V kesit kök formu açılı implant, sirküler defekte sahip model, **U3C:** maksilla, tip 3 mikro ve makro yivli silindirik implant, sirküler defekte sahip model, **U4C:** maksilla, tip 4 boyun kısmında mikro apikale doğru makro yivli kök formu açılı implant, sirküler defekte sahip model, **U1D:** maksilla, tip 1 kare kesit silindirik implant, defekt olmayan kontrol model, **U2D:** maksilla, tip 2 V kesit kök formu açılı implant, defekt olmayan kontrol model, **U3D:** maksilla, tip 3 mikro ve makro yivli silindirik implant, defekt olmayan kontrol model, **U4D:** maksilla, tip 4 boyun kısmında mikro apikale doğru makro yivli kök formu açılı implant, defekt olmayan kontrol modeli

Mandibula'ya ait modeller

Model L1A:

Bu modelde, mandibula posterior bölgede D2 özellikli kemiğe 4 mm çapında, 10,5 mm uzunluğunda implant yerleştirilmiştir. Yerleştirilen implant; silindirik şekilli, paralel duvarlı, kare kesit yivli, internal bağlantılı ve kemik seviyesinde bir implanttır. Ayrıca bu modelde implant çevresindeki bukkal kemikte %50 oranında rezorbsiyon oluşturulmuştur.

Model L1B:

Bu modelde, mandibula posterior bölgede D2 özellikli kemiğe 4 mm çapında, 10,5 mm uzunluğunda implant yerleştirilmiştir. Yerleştirilen implant; silindirik şekilli, paralel duvarlı, kare kesit yivli, internal bağlantılı ve kemik seviyesinde bir implanttır. Ayrıca bu modelde implant çevresindeki alveolar kemikte horizontal olarak %50 oranında rezorbsiyon oluşturulmuştur.

Model L1C:

Bu modelde, mandibula posterior bölgede D2 özellikli kemiğe 4 mm çapında, 10,5 mm uzunluğunda implant yerleştirilmiştir. Yerleştirilen implant; silindirik şekilli, paralel duvarlı, kare kesit yivli, internal bağlantılı ve kemik seviyesinde bir implanttır. Ayrıca bu modelde implant çevresindeki kemikte sirküler olarak apikale doğru %50 oranında rezorbsiyon oluşturulmuştur.

Model L1D:

Bu modelde, mandibula posterior bölgede D2 özellikli kemiğe 4 mm çapında, 10,5 mm uzunluğunda implant yerleştirilmiştir. Yerleştirilen implant; silindirik şekilli, paralel duvarlı, kare kesit yivli, internal bağlantılı ve kemik seviyesinde bir implanttır. Bu modelde implant çevresinde herhangi bir rezorbsiyon oluşturulmamıştır.

Model L2A:

Bu modelde, mandibula posterior bölgede D2 özellikli kemiğe 3,8 mm çapında, 10,5 mm uzunluğunda implant yerleştirilmiştir. Yerleştirilen implant; kök formu açılı şekilli, paralel duvarlı, V kesit yivli, internal bağlantılı ve kemik seviyesinde bir implanttır. Ayrıca bu modelde implant çevresindeki bukkal kemikte %50 oranında rezorbsiyon oluşturulmuştur.

Model L2B:

Bu modelde, mandibula posterior bölgede D2 özellikli kemiğe 3,8 mm çapında, 10,5 mm uzunluğunda implant yerleştirilmiştir. Yerleştirilen implant; kök formu açılı şekilli, paralel duvarlı, V kesit yivli, internal bağlantılı ve kemik seviyesinde bir implanttır. Ayrıca bu modelde implant çevresindeki alveolar kemikte horizontal olarak %50 oranında rezorbsiyon oluşturulmuştur.

Model L2C:

Bu modelde, mandibula posterior bölgede D2 özellikli kemiğe 3,8 mm çapında, 10,5 mm uzunluğunda implant yerleştirilmiştir. Yerleştirilen implant; kök formu açılı şekilli, paralel duvarlı, V kesit yivli, internal bağlantılı ve kemik seviyesinde bir implanttır. Ayrıca bu modelde implant çevresindeki kemikte sirküler olarak apikale doğru %50 oranında rezorbsiyon oluşturulmuştur.

Model L2D:

Bu modelde, mandibula posterior bölgede D2 özellikli kemiğe 3,8 mm çapında, 10,5 mm uzunluğunda implant yerleştirilmiştir. Yerleştirilen implant; kök formu açılı şekilli, paralel duvarlı, V kesit yivli, internal bağlantılı ve kemik seviyesinde bir implanttır. Bu modelde implant çevresinde herhangi bir rezorbsiyon oluşturulmamıştır.

Model L3A:

Bu modelde, mandibula posterior bölgede D2 özellikli kemiğe 4 mm çapında, 11 mm uzunluğunda implant yerleştirilmiştir. Yerleştirilen implant; silindirik şekilli, mikro ve

makro yivlere sahip, internal bağlantılı ve kemik seviyesinde bir implanttır. Ayrıca bu modelde implant çevresindeki bukkal kemikte %50 oranında rezorbsiyon oluşturulmuştur.

Model L3B:

Bu modelde, mandibula posterior bölgede D2 özellikli kemiğe 4 mm çapında, 11 mm uzunluğunda implant yerleştirilmiştir. Yerleştirilen implant; silindirik şekilli, mikro ve makro yivlere sahip, internal bağlantılı ve kemik seviyesinde bir implanttır. Ayrıca bu modelde implant çevresindeki alveolar kemikte horizontal olarak %50 oranında rezorbsiyon oluşturulmuştur.

Model L3C:

Bu modelde, mandibula posterior bölgede D2 özellikli kemiğe 4 mm çapında, 11 mm uzunluğunda implant yerleştirilmiştir. Yerleştirilen implant; silindirik şekilli, mikro ve makro yivlere sahip, internal bağlantılı ve kemik seviyesinde bir implanttır. Ayrıca bu modelde implant çevresindeki kemikte sirküler olarak apikale doğru %50 oranında rezorbsiyon oluşturulmuştur.

Model L3D:

Bu modelde, mandibula posterior bölgede D2 özellikli kemiğe 4 mm çapında, 11 mm uzunluğunda implant yerleştirilmiştir. Yerleştirilen implant; silindirik şekilli, mikro ve makro yivlere sahip, internal bağlantılı ve kemik seviyesinde bir implanttır. Bu modelde implant çevresinde herhangi bir rezorbsiyon oluşturulmamıştır.

Model L4A:

Bu modelde, mandibula posterior bölgede D2 özellikli kemiğe 4,3 mm çapında, 11 mm uzunluğunda implant yerleştirilmiştir. Yerleştirilen implant; kök formu açılı şekilli, mikro ve makro yivlere sahip, internal bağlantılı ve kemik seviyesinde bir implanttır. Ayrıca bu modelde implant çevresindeki bukkal kemikte %50 oranında rezorbsiyon oluşturulmuştur.

Model L4B:

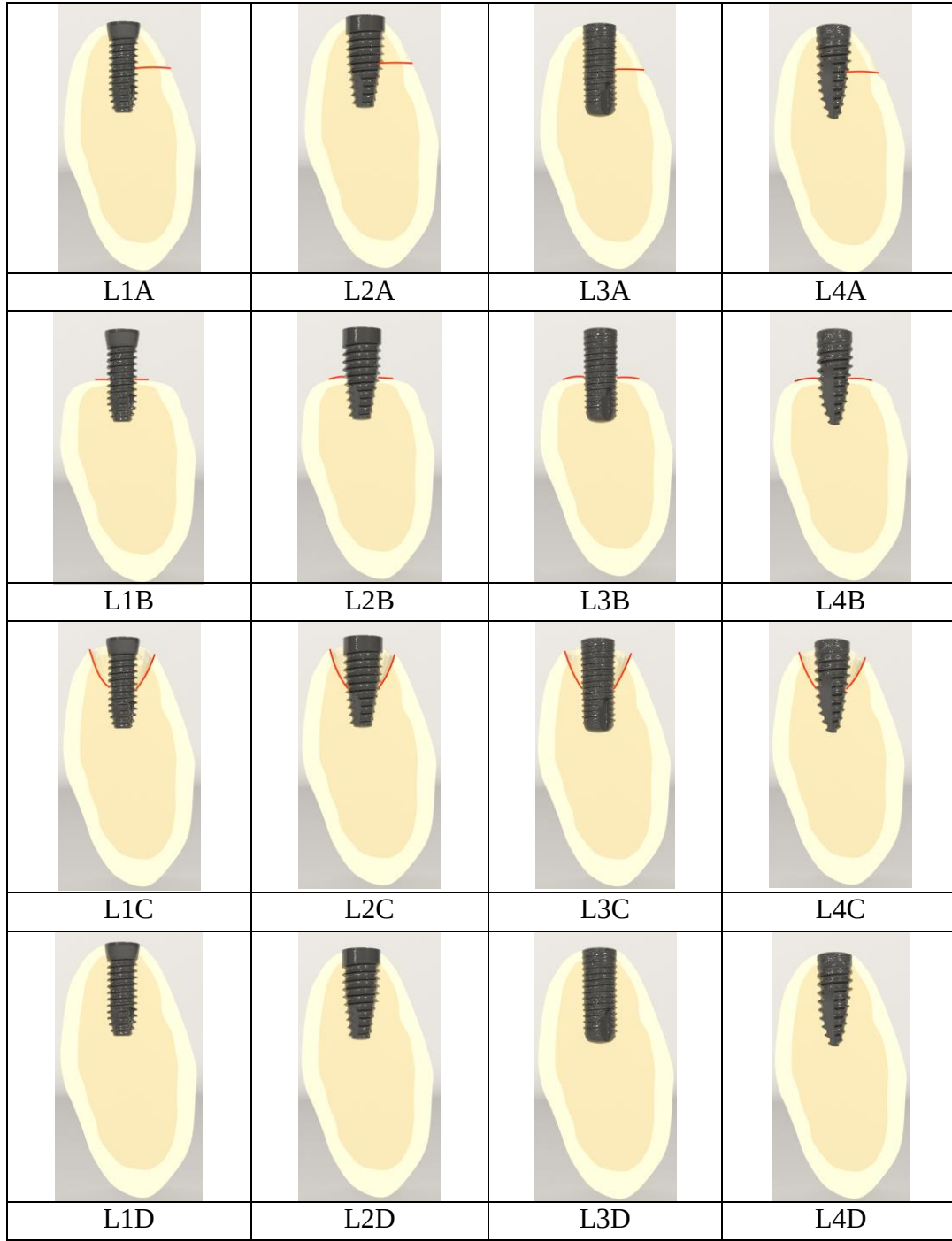
Bu modelde, mandibula posterior bölgede D2 özellikli kemiğe 4,3 mm çapında, 11 mm uzunluğunda implant yerleştirilmiştir. Yerleştirilen implant; kök formu açılı şekilli, mikro ve makro yivlere sahip, internal bağlantılı ve kemik seviyesinde bir implanttır. Ayrıca bu modelde implant çevresindeki alveolar kemikte horizontal olarak %50 oranında rezorbsiyon oluşturulmuştur.

Model L4C:

Bu modelde, maksilla posterior bölgede D2 özellikli kemiğe 4,3 mm çapında, 11 mm uzunluğunda implant yerleştirilmiştir. Yerleştirilen implant; kök formu açılı şekilli, mikro ve makro yivlere sahip, internal bağlantılı ve kemik seviyesinde bir implanttır. Ayrıca bu modelde implant çevresindeki kemikte sirküler olarak apikale doğru %50 oranında rezorbsiyon oluşturulmuştur.

Model L4D:

Bu modelde, mandibula posterior bölgede D2 özellikli kemiğe 4,3 mm çapında, 11 mm uzunluğunda implant yerleştirilmiştir. Yerleştirilen implant; kök formu açılı şekilli, mikro ve makro yivlere sahip, internal bağlantılı ve kemik seviyesinde bir implanttır. Bu modelde implant çevresinde herhangi bir rezorbsiyon oluşturulmamıştır.



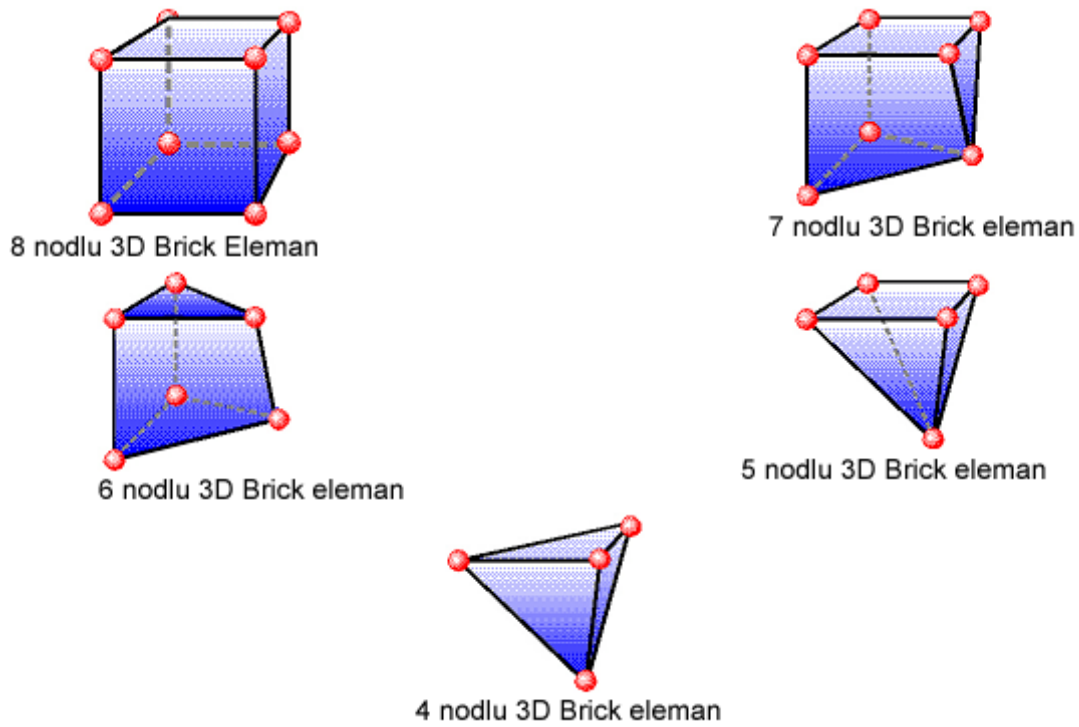
Şekil 3.6. Mandibulaya ait modellerin görselleri

L1A: mandibula, tip 1 kare kesit silindirik implant, bukkal defekte sahip model, **L2A:** mandibula, tip 2 V kesit kök formu açılı implant, bukkal defekte sahip model, **L3A:** mandibula, tip 3 mikro ve makro yivli silindirik implant, bukkal defekte sahip model, **L4A:** mandibula, tip 4 boyun kısmında mikro apikale doğru makro yivli kök formu açılı implant, bukkal defekte sahip model, **L1B:** mandibula, tip 1 kare kesit silindirik implant, horizontal defekte sahip model, **L2B:** mandibula, tip 2 V kesit kök formu açılı implant, horizontal defekte sahip model, **L3B:** mandibula, tip 3 mikro ve makro yivli silindirik implant, horizontal defekte sahip model, **L4B:** mandibula, tip 4 boyun kısmında mikro apikale doğru makro yivli kök formu açılı implant, horizontal defekte sahip model, **L1C:** mandibula, tip 1 kare kesit silindirik implant, sirküler defekte sahip model, **L2C:** mandibula, tip 2 V kesit kök formu açılı implant, sirküler defekte sahip model, **L3C:** mandibula, tip 3 mikro ve makro yivli silindirik implant, sirküler defekte sahip model, **L4C:** mandibula, tip 4 boyun kısmında mikro apikale doğru makro yivli kök formu açılı implant, sirküler defekte sahip model, **L1D:** mandibula, tip 1 kare kesit silindirik implant, defekt olmayan kontrol model, **L2D:** mandibula, tip 2 V kesit kök formu açılı implant, defekt olmayan kontrol model, **L3D:** mandibula, tip 3 mikro ve makro yivli silindirik implant, defekt olmayan kontrol model, **L4D:** mandibula, tip 4 boyun kısmında mikro apikale doğru makro yivli kök formu açılı implant, defekt olmayan kontrol model

3.3. Dügüm ve Eleman Sayıları

Rhinoceros yazılımında yapılan modeller, Algor yazılımına .stl şeklinde yüzey verisi olarak atılmıştır. Algor yazılımında analizlerinin yapılabilmesi için, içi dolu şekilde meshlenmesi gerekmektedir.

Meshleme işleminde, modeller mümkün olabildiğince 10 düğüm noktalı (brick tipi) elemanlardan oluşturulmuştur. Modellerdeki yapıların merkezine yakın bölgelerde gerektiğinde yapının tamamlanabilmesi için daha az düğüm noktalı elemanlar kullanılmıştır. Bu modelleme tekniği sayesinde hesaplamayı kolaylaştırmak üzere mümkün olan en yüksek düğüm noktalı elemanlar ile en yüksek kalitede ağ yapısı oluşturulmasına çalışılmıştır. Modellerde bulunan ve analiz işlemini zorlaştıran dik ve dar bölgeler çizgisel elemanlardan arındırılarak düzenli hale getirilmiştir.



Şekil 3.7. Üç boyutlu 8 nodlu, 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu, 4 nodlu Bricks elemanlar

Çalışmanın gerçekçi sonuçlar vermesi için programın el verdiği ölçüde mümkün olduğunca fazla eleman sayısı seçilmiştir. Modellere ait düğüm ve eleman sayıları Çizelge 3.2.'de verilmiştir.

Çizelge 3.2. Modellere ait düğüm ve eleman sayıları

MODEL	Düğüm (Node) sayıları	Eleman (Element) sayıları	MODEL	Düğüm (Node) sayıları	Eleman (Element) sayıları
U1A	165998	902610	L1A	172984	957320
U1B	146504	746619	L1B	142287	730511
U1C	145485	733623	L1C	153536	792436
U1D	171877	961743	L1D	180989	1028321
U2A	157578	851191	L2A	167128	919903
U2B	138784	689925	L2B	133316	673406
U2C	135231	670349	L2C	140826	712860
U2D	165365	921000	L2D	174317	985092
U3A	165034	893201	L3A	171259	943339
U3B	148980	740955	L3B	144686	735472
U3C	148445	742824	L3C	154611	789789
U3D	170756	951489	L3D	178205	957705
U4A	164304	884636	L4A	171951	944069
U4B	143319	706420	L4B	142187	710812
U4C	143530	704057	L4C	153314	772926
U4D	169930	941053	L4D	178184	1003103

3.4. Kuvvet Yönü ve Boyutu

İmplantların çıkartılması için saat yönünün tersine doğru 10 Ncm ters tork kuvveti uygulanmıştır.

Modellerde kullanılan materyal özellikleri homojen, izotropik ve lineer elastiktir. Kortikal kemiğin dayanım kapasitesi maksimum principle (çekme) stresleri için 121-135 MPa ve minimum principle (basma) stresleri için 167-205 MPa arasında, kansellöz kemik için ise en fazla 20 MPa olarak kabul edilmiştir. Lineer elastik olarak kabul edilen modellerin analizlerinde elde edilecek stres değerlerinin dayanım kapasitesi için gerekli kuvvet miktarı doğru orantılı artışla hesaplanmıştır.



Şekil 3.8. Saat yönünün tersine doğru uygulanmış ters tork hareketi

3.5. Sınır koşulları

Uzayda duran modelin analizinin yapılabilmesi için periferik noktalardan bağlanması ve sınırlarının tanımlanması gerekmektedir.

Çalışmada kullanılan modellerin tümünde ön, arka ve alt kısımlara sıfır serbestlik derecesi verilmiştir.

3.6. Stres Değerlerinin Hesaplanması ve Sonuçlarının Değerlendirilmesi

Ters tork uygulaması sonucunda oluşan stresler arasında modellerde meydana gelen maksimum principle (çekme), minimum principle (basma) ve von Mises stresleri ve dağılımları hesaplandı.

Bu çevresel ölçümlerden elde edilen değerler her bölgede 4 referans noktası belirlenerek karşılaştırıldı. Her referans bölgesinde 1'er düğüm noktası belirlendi. Bu referans noktalarının yerleşim bölgeleri mezial, bukkal, distal ve lingual-palatinal olarak seçilmiştir ve ayrıca en yüksek ve en düşük noktalarda belirtilmiştir.

Üç boyutlu bir elemanda, en büyük stres değerleri, bütün makaslama stres bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşmakta ve oluşan basma ve çekme streslerine 'asal gerilme' denilmektedir. 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 [85].

σ_1 : maksimum asal stresi simgeler, pozitif değerdir ve tipik olarak en yüksek gerilme (ekme) stresini simgeler.

σ_3 : minimum asal stresi simgeler, negatif değerdir ve tipik olarak en yüksek sıkışma (basma) stresini simgeler.

Sonlu elemanlar stres analizleri sonucunda elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu ortaya çıktığı için istatistiksel analizler yapılamamıştır. Bu çalışmada, kesit görüntülerinin ve düğümlerdeki stres miktarları ve dağılımları değerlendirilerek ve yorumlanmıştır.

Oluşan streslerin karşılaştırılmasını kolaylaştırmak için, her stres değerinin farklı renklerle gösterildiği bir değer skalası tanımlanmıştır.

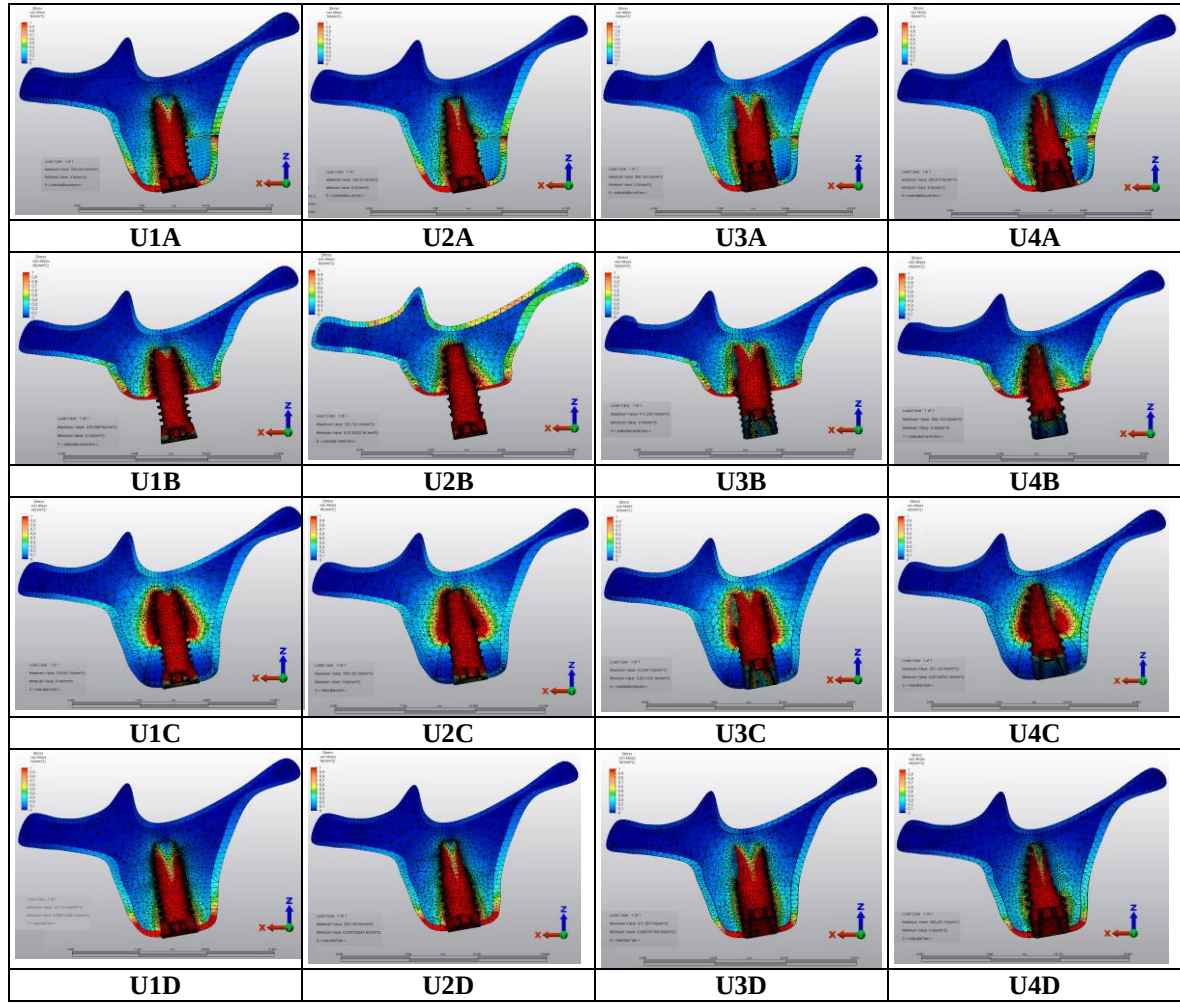
4. BULGULAR

Stres dağılımlarını gösteren kesit görüntülerinin sol üst tarafındaki skaladan (bilgisayar programında, stres miktarlarını kolay yorumlayabilmek için verilen renk skalası), renklere göre sayısal olarak stres değerleri görülmektedir. Şekillerde her renk bir stres aralığını (MPa) temsil eder. Skalalar aynı yükleme ve aynı yapı için sabitlenmiştir. Skala renk aralıklarının sabit tutulması şekillerin birbiriyle karşılaştırılmasına imkan vermektedir.

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

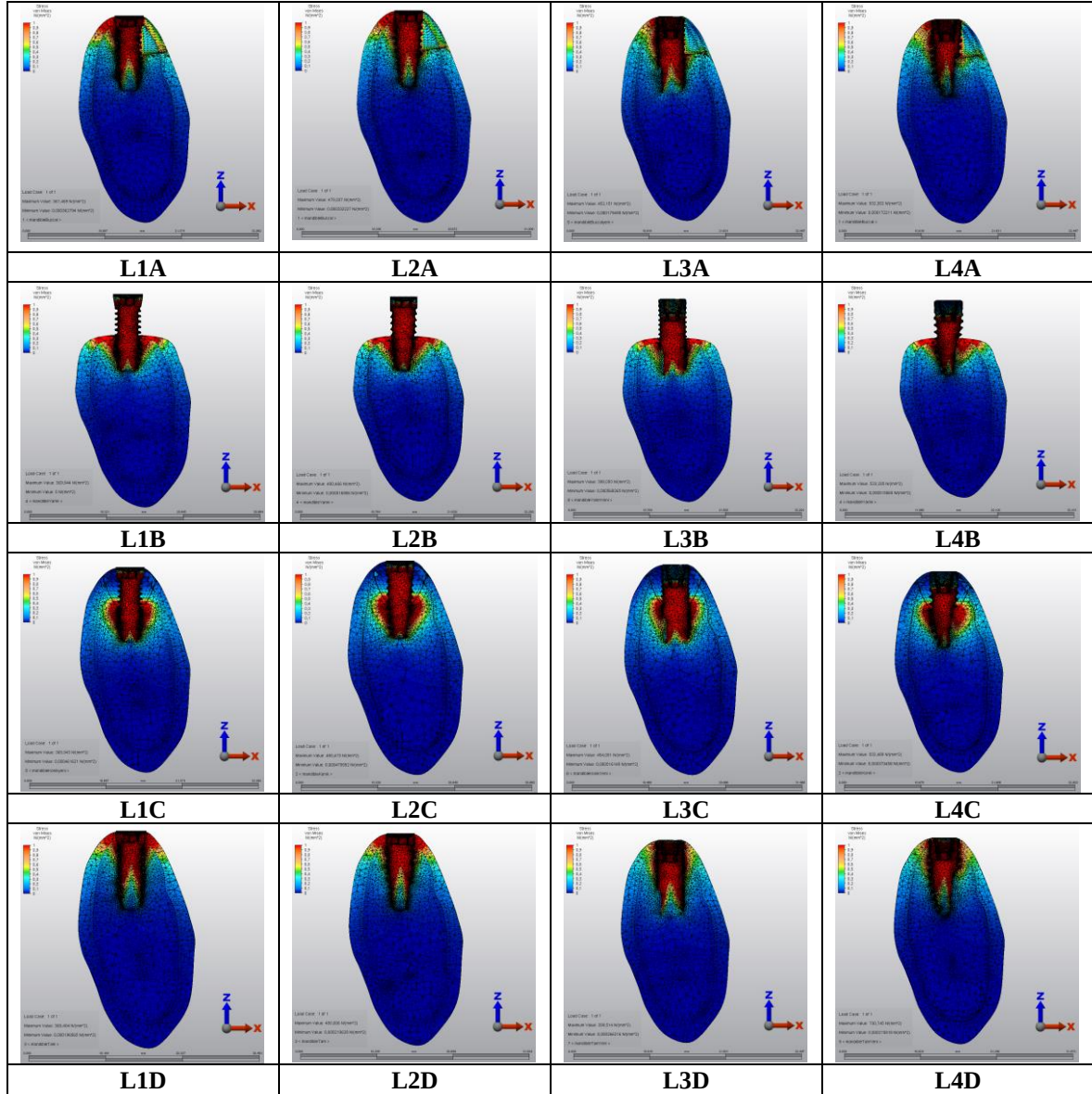
Sol alt bölgedeki sayısal değerlerde ise kesitteki en yüksek ve en düşük stres değerleri gösterilmektedir.

4.1. Maksilla ve Mandibulaya Ait Stres Dağılımları



Şekil 4.1. Maksillaya ait modellerin stres dağılımlarının genel görüntüleri

U1A: maksilla, tip 1 kare kesit silindirik implant, bukkal defekte sahip model, **U2A:** maksilla, tip 2 V kesit kök formu açılı implant, bukkal defekte sahip model, **U3A:** maksilla, tip 3 mikro ve makro yivli silindirik implant, bukkal defekte sahip model, **U4A:** maksilla, tip 4 boyun kısmında mikro apikale doğru makro yivli kök formu açılı implant, bukkal defekte sahip model, **U1B:** maksilla, tip 1 kare kesit silindirik implant, horizontal defekte sahip model, **U2B:** maksilla, tip 2 V kesit kök formu açılı implant, horizontal defekte sahip model, **U3B:** maksilla, tip 3 mikro ve makro yivli silindirik implant, horizontal defekte sahip model, **U4B:** maksilla, tip 4 boyun kısmında mikro apikale doğru makro yivli kök formu açılı implant, horizontal defekte sahip model, **U1C:** maksilla, tip 1 kare kesit silindirik implant, sirküler defekte sahip model, **U2C:** maksilla, tip 2 V kesit kök formu açılı implant, sirküler defekte sahip model, **U3C:** maksilla, tip 3 mikro ve makro yivli silindirik implant, sirküler defekte sahip model, **U4C:** maksilla, tip 4 boyun kısmında mikro apikale doğru makro yivli kök formu açılı implant, sirküler defekte sahip model, **U1D:** maksilla, tip 1 kare kesit silindirik implant, defekt olmayan kontrol model, **U2D:** maksilla, tip 2 V kesit kök formu açılı implant, defekt olmayan kontrol model, **U3D:** maksilla, tip 3 mikro ve makro yivli silindirik implant, defekt olmayan kontrol model, **U4D:** maksilla, tip 4 boyun kısmında mikro apikale doğru makro yivli kök formu açılı implant, defekt olmayan kontrol model

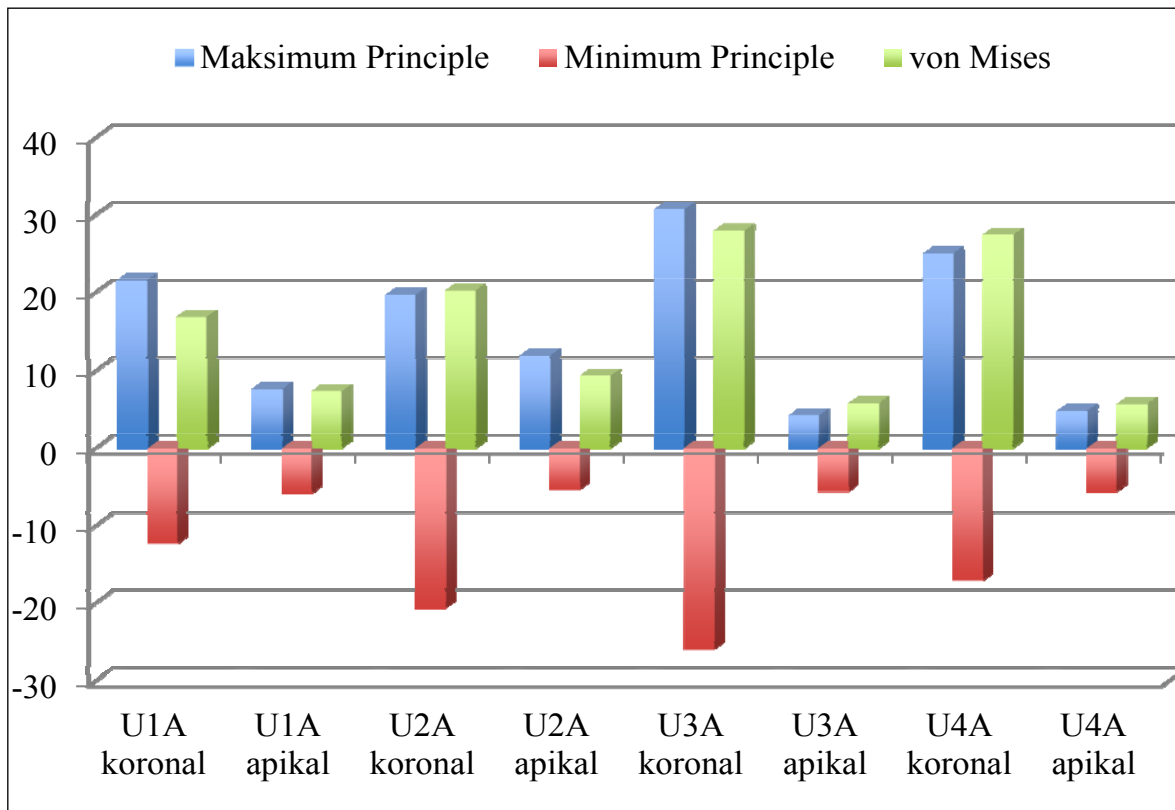


Şekil 4.2. Mandibulaya ait modellerin stres dağılımlarının genel görüntüleri

L1A: mandibula, tip 1 kare kesit silindirik implant, bukkal defekte sahip model, **L2A:** mandibula, tip 2 V kesit kök formu açılı implant, bukkal defekte sahip model, **L3A:** mandibula, tip 3 mikro ve makro yivli silindirik implant, bukkal defekte sahip model, **L4A:** mandibula, tip 4 boyun kısmında mikro apikale doğru makro yivli kök formu açılı implant, bukkal defekte sahip model, **L1B:** mandibula, tip 1 kare kesit silindirik implant, horizontal defekte sahip model, **L2B:** mandibula, tip 2 V kesit kök formu açılı implant, horizontal defekte sahip model, **L3B:** mandibula, tip 3 mikro ve makro yivli silindirik implant, horizontal defekte sahip model, **L4B:** mandibula, tip 4 boyun kısmında mikro apikale doğru makro yivli kök formu açılı implant, horizontal defekte sahip model, **L1C:** mandibula, tip 1 kare kesit silindirik implant, sirküler defekte sahip model, **L2C:** mandibula, tip 2 V kesit kök formu açılı implant, sirküler defekte sahip model, **L3C:** mandibula, tip 3 mikro ve makro yivli silindirik implant, sirküler defekte sahip model, **L4C:** mandibula, tip 4 boyun kısmında mikro apikale doğru makro yivli kök formu açılı implant, sirküler defekte sahip model, **L1D:** mandibula, tip 1 kare kesit silindirik implant, defekt olmayan kontrol model, **L2D:** mandibula, tip 2 V kesit kök formu açılı implant, defekt olmayan kontrol model, **L3D:** mandibula, tip 3 mikro ve makro yivli silindirik implant, defekt olmayan kontrol model, **L4D:** mandibula, tip 4 boyun kısmında mikro apikale doğru makro yivli kök formu açılı implant, defekt olmayan kontrol model

4.2. Maksiller Bukkal Defekt Modellerine Ait Kortikal Kemikte Oluşan Stresler

Modellere ait bulgular Çizelge 4.1., Şekil 4.3. ve 4.4.'de verilmiştir. Maksillada bukkal defekti bulunan modellerde yapılan analizlerde kortikal kemikte koronal kısımda apikal kısma göre daha yoğunlaştığı görülmüştür. Maksimum principle değerinin en yüksek olduğu bölge U3A modelinin kortikal koronal bölgesinde 30,7600 MPa değerine sahiptir. Maksimum principle değerlerinde sıralama $3>4>1>2$ şeklindedir. Minimum principle değerinin en yüksek olduğu bölge U3A modelinin kortikal koronal bölgesinde -26,0140 MPa değerine sahiptir. Minimum principle değerlerinde sıralama $3>2>4>1$ şeklindedir. Von Mises değerinin en yüksek olduğu bölge U3A modelinin kortikal koronal bölgesinde 27,9825 MPa değerine sahiptir. Von Mises değerlerinde sıralama $3>4>2>1$ şeklindedir.



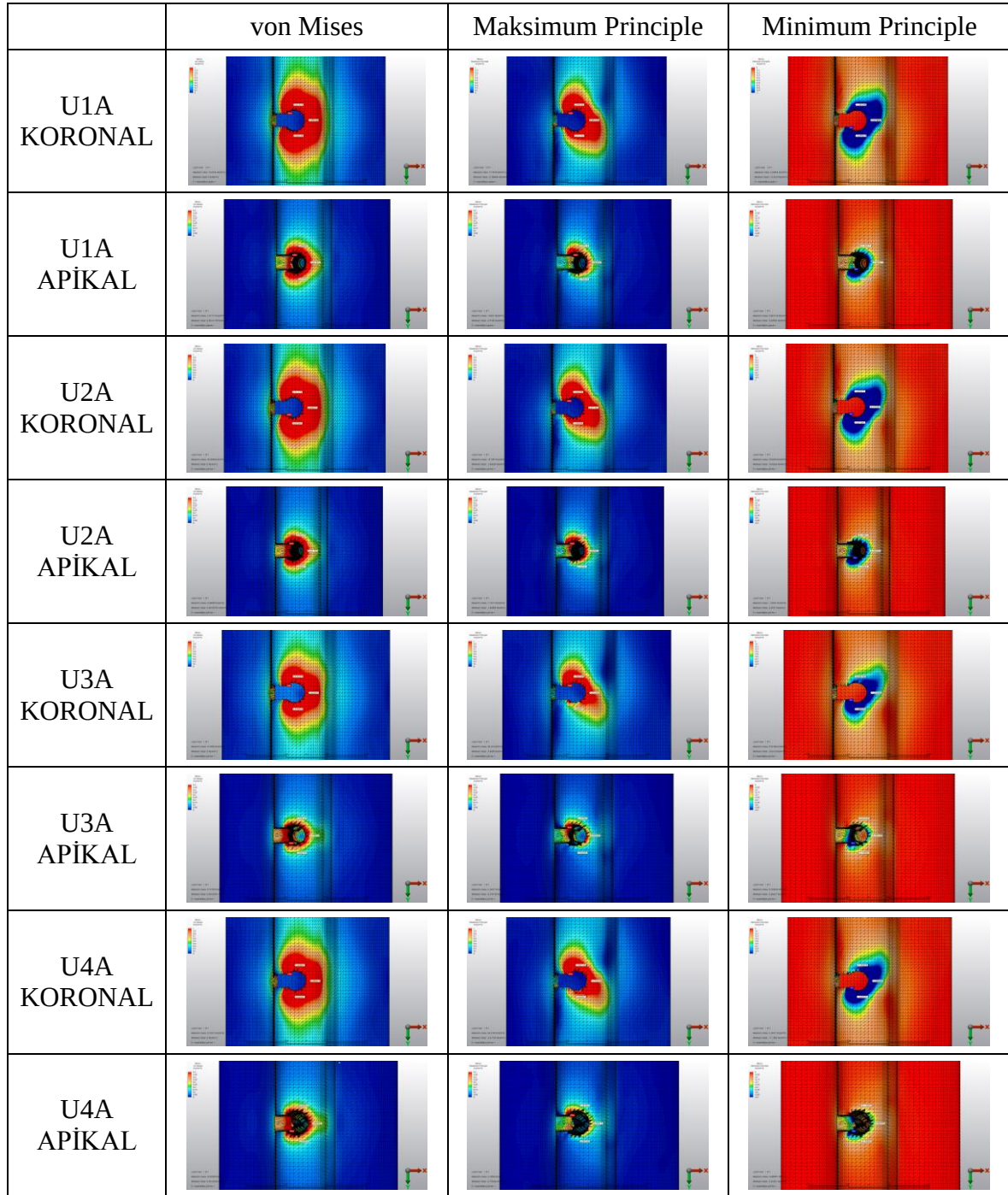
Şekil 4.3. U1A-U2A-U3A-U4A Modellerine ait kortikal kemikte oluşan stres değerlerinin değerlendirilmesi

U1A: maksilla, tip 1 kare kesit silindirik implant, bukkal defekte sahip model; **U2A:** maksilla, tip 2 V kesit kök formu açılı implant, bukkal defekte sahip model; **U3A:** maksilla, tip 3 mikro ve makro yivli silindirik implant, bukkal defekte sahip model; **U4A:** maksilla, tip 4 boyun kısmında mikro apikale doğru makro yivli kök formu açılı implant, bukkal defekte sahip model

Çizelge 4.1. U1A-U2A-U3A-U4A Modellerine ait kortikal kemikte oluşan stres değerleri

		KORTİKAL KEMİK									
		KORONAL					APIKAL				
		Distal	Palatinal	Mezial	Bukkal	Maks.	Distal	Palatinal	Mezial	Bukkal	Maks.
U1A	Maksimum Principle	1,3111	2,8070	2,5461		21,5578	0,1541	0,3668	0,2937		7,5627
	Minimum Principle	-2,6533	-2,6738	-1,2092		-12,3315	-0,3169	-0,3499	-0,1402		-5,8390
	von Mises	3,5041	4,7557	3,3519		16,8794	0,4151	0,6215	0,3853		7,2777
U2A	Maksimum Principle	1,0300	2,0711	2,3942		19,7357	0,1133	0,3595	0,2651		11,8713
	Minimum Principle	-2,3715	-2,1373	-1,0872		-20,6346	-0,2856	-0,3560	-0,1368		-5,3527
	von Mises	3,0223	3,6463	3,1111		20,3038	0,3694	0,6217	0,3551		9,2805
U3A	Maksimum Principle	0,4659	1,6753	1,5991		30,7600	0,0642	0,3083	0,1875		4,1487
	Minimum Principle	-1,3882	-1,5794	-0,6487		-26,0140	-0,1658	-0,2381	-0,0814		-5,6042
	von Mises	1,6702	2,8269	2,0161		27,9825	0,2042	0,4789	0,2367		5,7102
U4A	Maksimum Principle	0,6688	1,7170	1,7601		25,0192	0,0957	0,2946	0,1973		4,7354
	Minimum Principle	-1,6337	-1,6944	-0,7639		-17,1368	-0,1936	-0,2669	-0,1124		-5,6228
	von Mises	2,0460	2,9589	2,2484		27,4577	0,2530	0,4869	0,26991		5,6325

U1A: maksilla, tip 1 kare kesit silindirik implant, bukkal defekte sahip model; **U2A:** maksilla, tip 2 V kesit kök formu açılı implant, bukkal defekte sahip model; **U3A:** maksilla, tip 3 mikro ve makro yivli silindirik implant, bukkal defekte sahip model; **U4A:** maksilla, tip 4 boyun kısmında mikro apikale doğru makro yivli kök formu açılı implant, bukkal defekte sahip model

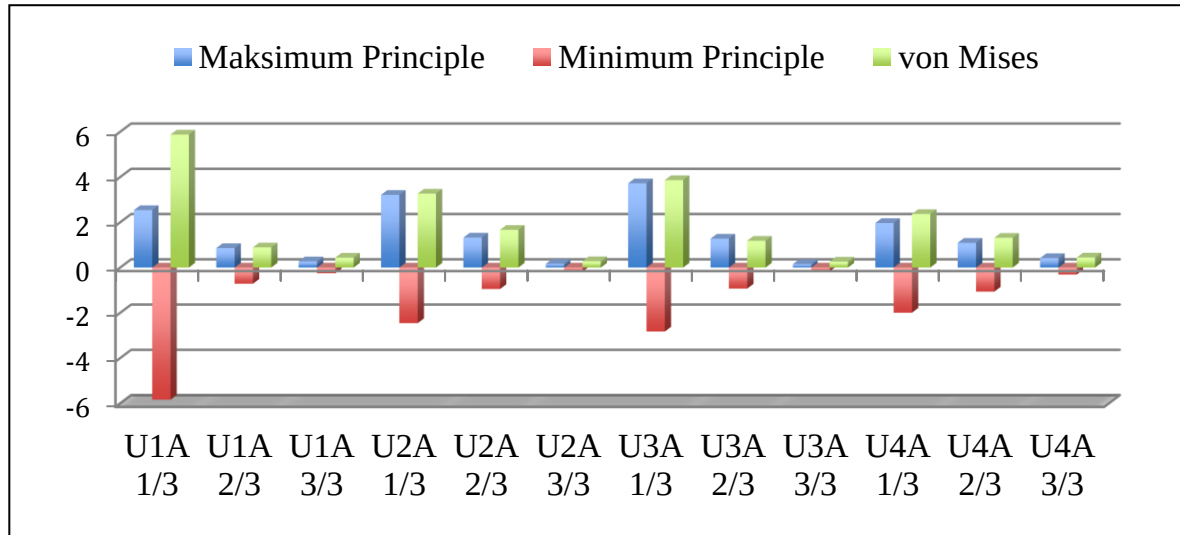


Şekil 4.4. U1A-U2A-U3A-U4A Modellerinde kortikal kemikte oluşan streslerin dağılımları

U1A: maksilla, tip 1 kare kesit silindirik implant, bukkal defekte sahip model; **U2A:** maksilla, tip 2 V kesit kök formu açılı implant, bukkal defekte sahip model; **U3A:** maksilla, tip 3 mikro ve makro yivli silindirik implant, bukkal defekte sahip model; **U4A:** maksilla, tip 4 boyun kısmında mikro apikale doğru makro yivli kök formu açılı implant, bukkal defekte sahip model

4.3. Maksiller Bukkal Defekt Modellerine Ait Kansellöz Kemikte Oluşan Stresler

Modellere ait bulgular Çizelge 4.2., Şekil 4.5. ve 4.6.'da verilmiştir. Maksillada bukkal defekti bulunan modellerde yapılan analizlerde implantın kemikle temas eden kansellöz kemiğin 1/3'lük kısmında maksimum principle, minimum principle ve von Mises stres değerleri apikale doğru olan 2/3 ve 3/3 bölgelerine göre daha yoğun çıkmıştır. En yüksek maksimum principle değeri 3,7242 MPa değeri ile U3A modeline aittir. Modellerle göre sıralamada 3>2>1>4 şeklindedir. En yüksek minimum principle değeri -5,8390 MPa değeri ile U1A modeline aittir. Modellerle göre sıralamada ise 1>3>2>4 şeklindedir. En yüksek von Mises değeri de yine 5,8773 MPa değeri ile yine U1A modeline aittir. Modellerle göre sıralamada ise yine 1>3>2>4 şeklindedir.



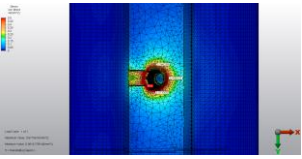
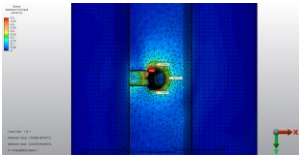
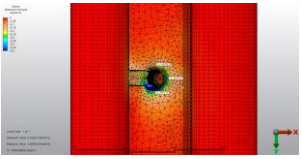
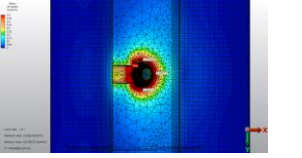
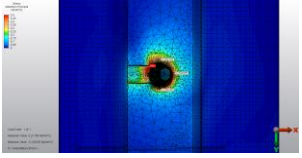
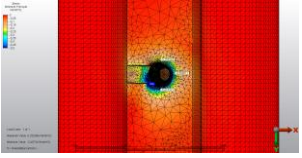
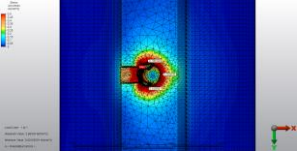
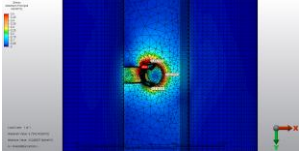
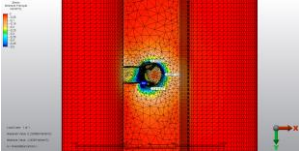
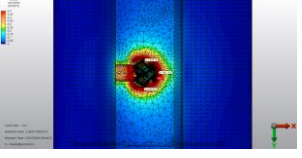
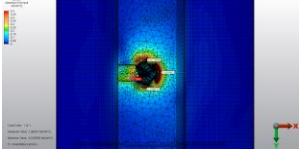
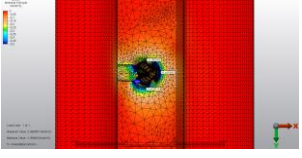
Şekil 4.5. U1A-U2A-U3A-U4A Modellerine ait kansellöz kemikte oluşan streslerin değerlendirilmesi

U1A: maksilla, tip 1 kare kesit silindirik implant, bukkal defekte sahip model; **U2A:** maksilla, tip 2 V kesit kök formu açılı implant, bukkal defekte sahip model; **U3A:** maksilla, tip 3 mikro ve makro yivli silindirik implant, bukkal defekte sahip model; **U4A:** maksilla, tip 4 boyun kısmında mikro apikale doğru makro yivli kök formu açılı implant, bukkal defekte sahip model

Çizelge 4.2. U1A-U2A-U3A-U4A Modellerine ait kansellöz kemikte oluşan stres değerleri

KANSELLÖZ KEMİK															
1/3						2/3					3/3				
	Distal	Palatinal	Mezial	Bukkal	Maks.	Distal	Palatinal	Mezial	Bukkal	Maks.	Distal	Palatinal	Mezial	Bukkal	Maks
U1A	Maksimum Principle	0,1780	0,2643	0,2598	2,5388	0,0900	0,2109	0,1811	0,2265	0,8614	0,0969	0,1634	0,0815	0,0578	0,2747
	Minimum Principle	-0,2977	-0,2644	-0,1609	-5,8390	-0,1349	-0,2027	-0,1810	-0,2192	-0,7141	-0,0769	-0,1856	-0,1136	-0,0609	-0,2545
	von Mises	0,4130	0,4580	0,3662	5,8773	0,1955	0,3584	0,3139	0,3862	0,8907	0,1510	0,3028	0,1701	0,1033	0,4382
U2A	Maksimum Principle	0,3030	0,3053	0,3667	3,2119	0,1367	0,2054	0,1856	0,1658	1,3246	0,0897	0,1085	0,0655	0,0428	0,1662
	Minimum Principle	-0,4153	-0,3068	-0,3068	-2,4573	-0,1749	-0,2075	-0,1634	-0,1900	-0,9489	-0,0656	-0,1048	-0,0873	-0,0439	-0,1789
	von Mises	0,6242	0,5303	0,5397	3,2656	0,2702	0,3577	0,3025	0,3085	1,6665	0,1354	0,1850	0,1331	0,0756	0,2796
U3A	Maksimum Principle	0,3142	0,4318	0,4821	3,7242	0,2283	0,2479	0,2004	0,2164	1,2767	0,1049	0,1089	0,0804	0,0362	0,1527
	Minimum Principle	-0,4114	-0,4491	-0,3235	-2,8269	-0,2247	0,2142	-0,2407	-0,2096	-0,9296	-0,1113	-0,1117	-0,0918	-0,0300	-0,1719
	von Mises	0,6289	0,7632	0,7003	3,8653	0,3927	0,4004	0,3827	0,3690	1,1850	0,1878	0,1915	0,1497	0,0588	0,2618
U4A	Maksimum Principle	0,2866	0,4309	0,6778	1,9693	0,1235	0,2845	0,2189	0,1639	1,0946	0,0684	0,1159	0,0493	0,0210	0,4178
	Minimum Principle	-0,4098	-0,4458	-0,1600	-1,9948	-0,2482	-0,2901	-0,1106	-0,1541	-1,0618	-0,0486	-0,1274	-0,0990	-0,0168	-0,3084
	von Mises	0,6043	0,7601	0,7440	2,3653	0,3241	0,4978	0,2867	0,2757	1,3163	0,1018	0,2110	0,1301	0,0338	0,4435

U1A: maksilla, tip 1 kare kesit silindirik implant, bukkal defekte sahip model; **U2A:** maksilla, tip 2 V kesit kök formu açılı implant, bukkal defekte sahip model; **U3A:** maksilla, tip 3 mikro ve makro yivli silindirik implant, bukkal defekte sahip model; **U4A:** maksilla, tip 4 boyun kısmında mikro apikale doğru makro yivli kök formu açılı implant, bukkal defekte sahip model

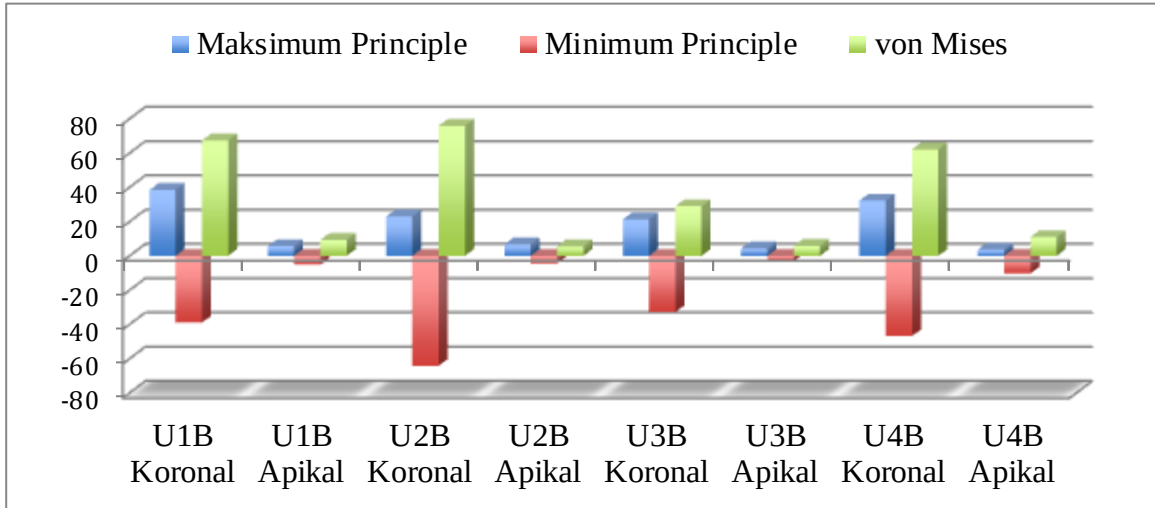
	von Mises	Maksimum Principle	Minimum Principle
U1A			
U2A			
U3A			
U4A			

Şekil 4.6. U1A-U2A-U3A-U4A Modellerinde kansellöz kemikte oluşan streslerin dağılımları

U1A: maksilla, tip 1 kare kesit silindirik implant, bukkal defekte sahip model; **U2A:** maksilla, tip 2 V kesit kök formu açılı implant, bukkal defekte sahip model; **U3A:** maksilla, tip 3 mikro ve makro yivli silindirik implant, bukkal defekte sahip model; **U4A:** maksilla, tip 4 boyun kısmında mikro apikale doğru makro yivli kök formu açılı implant, bukkal defekte sahip model

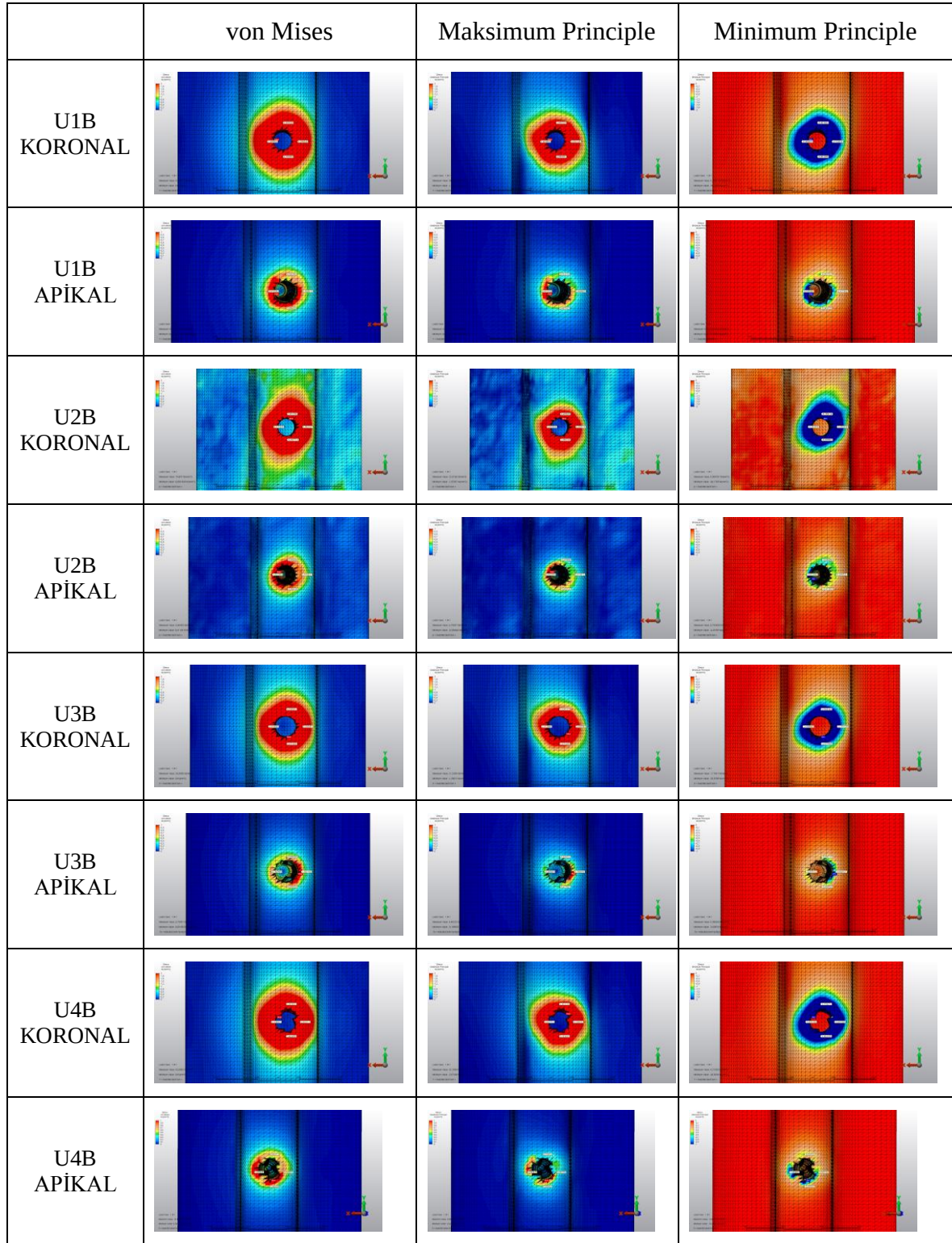
4.4. Maksiller Horizontal Defekt Modellerine Ait Kortikal Kemikte Oluşan Stresler

Modellere ait bulgular Çizelge 4.3., Şekil 4.7. ve 4.8.'de verilmiştir. Maksillada horizontal defekti bulunan modellerde yapılan analizlerde kortikal kemikte koronal kısımda apikal kısma göre daha yoğunlaştığı görülmüştür. Maksimum principle değerinin en yüksek olduğu bölge U1B modelinin kortikal koronal bölgesinde 38,3975 MPa değerine sahiptir. Maksimum principle değerlerinde sıralama 1>4>2>3 şeklindedir. Minimum principle değerinin en yüksek olduğu bölge U2B modelinin kortikal koronal bölgesinde -64,1769 MPa değerine sahiptir. Minimum principle değerlerinde sıralama 2>4>1>3 şeklindedir. Von Mises değerinin en yüksek olduğu bölge U2B modelinin kortikal koronal bölgesinde 75,8070 MPa değerine sahiptir. Von Mises değerlerinde sıralama ise yine 2>4>1>3 şeklindedir.



Şekil 4.7. U1B-U2B-U3B-U4B Modellerine ait kortikal kemikte oluşan streslerin değerlendirilmesi

U1B: maksilla, tip 1 kare kesit silindirik implant, horizontal defekte sahip model; **U2B:** maksilla, tip 2 V kesit kök formu açılı implant, horizontal defekte sahip model; **U3B:** maksilla, tip 3 mikro ve makro yivli silindirik implant, horizontal defekte sahip model; **U4B:** maksilla, tip 4 boyun kısmında mikro apikale doğru makro yivli kök formu açılı implant, horizontal defekte sahip model

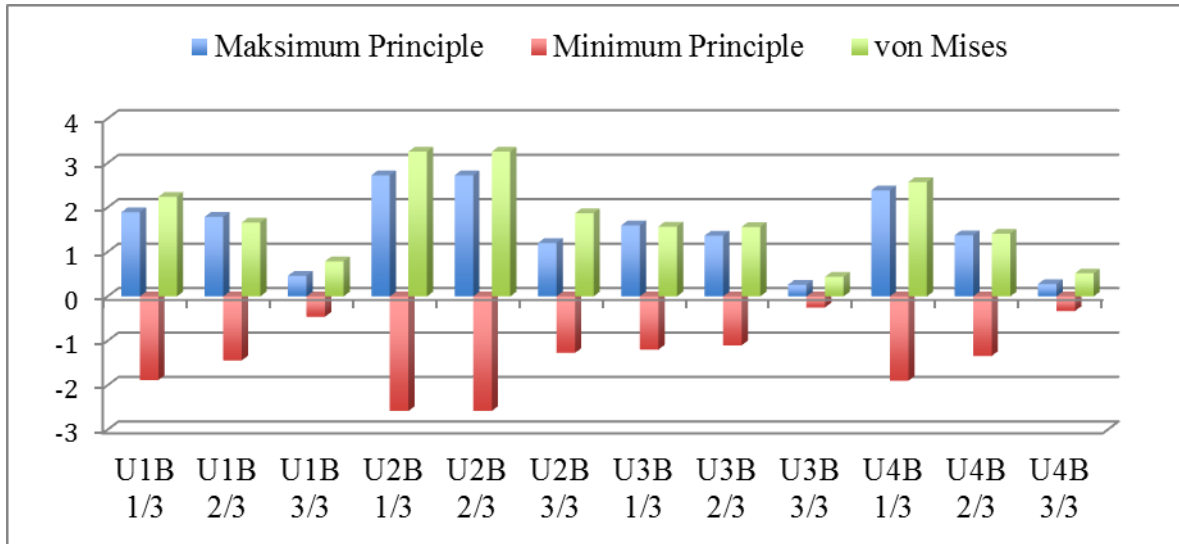


Şekil 4.8. U1B-U2B-U3B-U4B Modellerinde kortikal kemikte oluşan streslerin dağılımları

U1B: maksilla, tip 1 kare kesit silindirik implant, horizontal defekte sahip model; **U2B:** maksilla, tip 2 V kesit kök formu açılı implant, horizontal defekte sahip model; **U3B:** maksilla, tip 3 mikro ve makro yivli silindirik implant, horizontal defekte sahip model; **U4B:** maksilla, tip 4 boyun kısmında mikro apikale doğru makro yivli kök formu açılı implant, horizontal defekte sahip model

4.5. Maksiller Horizontal Defekt Modellerine Ait Kansellöz Kemikte Oluşan Stresler

Modellere ait bulgular Çizelge 4.4. ve Şekil 4.9. ve 4.10.'da verilmiştir. Maksillada horizontal defekti bulunan modellerde yapılan analizlerde implantın kemikle temas eden kansellöz kemiğin 1/3'lük kısmında maksimum principle, minimum principle ve von Mises stres değerleri apikale doğru olan 2/3 ve 3/3 bölgelerine göre daha yoğun çıkmıştır. En yüksek maksimum principle değeri 2,7264 MPa değeri ile U2B modeline aittir. En yüksek minimum principle değeri -2,5786 MPa değeri ile U2B modeline aittir. En yüksek von Mises değeri de yine 3,2566 MPa değeri ile yine U2B modeline aittir. Modelleri göre sıralamada ise $2 > 4 > 1 > 3$ şeklindedir.



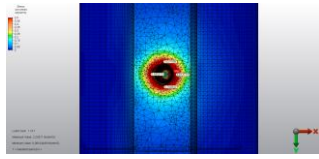
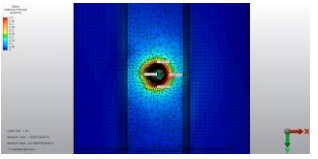
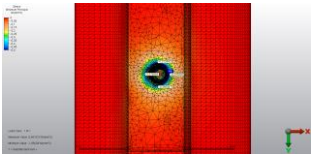
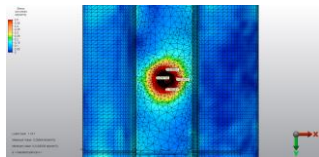
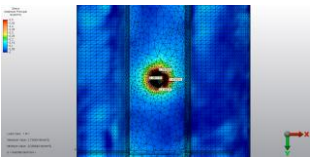
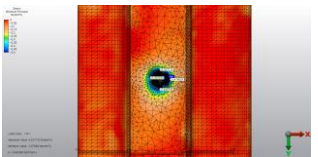
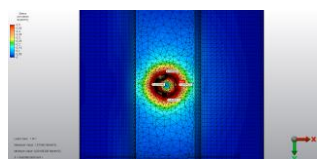
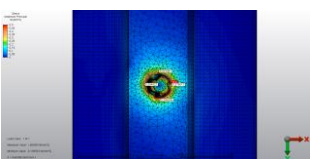
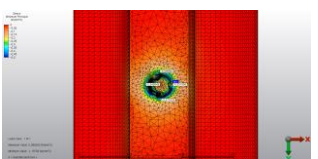
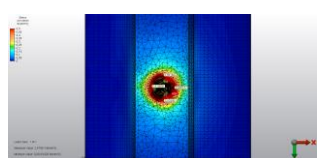
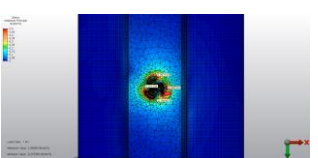
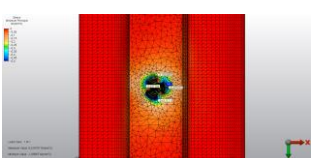
Şekil 4.9. U1B-U2B-U3B-U4B Modellerine ait kansellöz kemikte oluşan streslerin değerlendirilmesi

U1B: maksilla, tip 1 kare kesit silindirik implant, horizontal defekte sahip model; **U2B:** maksilla, tip 2 V kesit kök formu açılı implant, horizontal defekte sahip model; **U3B:** maksilla, tip 3 mikro ve makro yivli silindirik implant, horizontal defekte sahip model; **U4B:** maksilla, tip 4 boyun kısmında mikro apikale doğru makro yivli kök formu açılı implant, horizontal defekte sahip model

Çizelge 4.4. U1B-U2B-U3B-U4B Modellerine ait kansellöz kemikte oluşan stres değerleri

		KANSELLÖZ KEMİK														
		1/3					2/3					3/3				
		Distal	Palatinal	Mezial	Bukkal	Maks.	Distal	Palatinal	Mezial	Bukkal	Maks.	Distal	Palatinal	Mezial	Bukkal	Maks.
U1B	Maksimum Principle	0,4180	0,4684	0,3669	0,3748	1,8945	0,2698	0,3613	0,2826	0,2253	1,7907	0,2224	0,3551	0,1665	0,1465	0,4672
	Minimum Principle	-0,3903	-0,4709	-0,3729	-0,3760	-1,8822	-0,2086	-0,3351	-0,3198	-0,2149	-1,4405	-0,1441	-0,3745	-0,2501	-0,1461	-0,4558
	von Mises	0,7006	0,8137	0,6410	0,6505	2,2427	0,4152	0,6033	0,5220	0,3815	1,6622	0,3198	0,6320	0,3637	0,2554	0,7919
U2B	Maksimum Principle	0,4165	0,4588	0,5496	0,3861	2,7264	0,3216	0,4242	0,3661	0,2123	2,7264	0,2289	0,2562	0,1466	0,0273	1,2023
	Minimum Principle	-0,4897	-0,4746	-0,4271	-0,4202	-2,5786	-0,3139	-0,4044	-0,4733	-0,3205	-2,5786	-0,1656	-0,2488	-0,3420	-0,1410	-1,2713
	von Mises	0,7854	0,8086	0,8489	0,6987	3,2566	0,5509	0,7187	0,7293	0,4628	3,2566	0,3433	0,4383	0,4313	0,1535	1,8711
U3B	Maksimum Principle	0,2863	0,3786	0,3123	0,3549	1,6009	0,3121	0,3061	0,2280	0,3575	1,3681	0,1235	0,1962	0,1740	0,0970	0,2644
	Minimum Principle	-0,2774	-0,3015	-0,3059	-0,2774	-1,1973	-0,2445	-0,2543	-0,3106	-0,3489	-1,1001	-0,0913	-0,2145	-0,1685	-0,0849	-0,2473
	von Mises	0,4885	0,5894	0,5358	0,6093	1,5724	0,4827	0,4856	0,4673	0,6120	1,5657	0,1872	0,3561	0,2985	0,1591	0,4413
U4B	Maksimum Principle	0,1964	0,3807	0,3517	0,2512	2,3889	0,1938	0,2895	0,2440	0,2014	1,3769	0,1538	0,0789	0,0719	0,0465	0,2794
	Minimum Principle	-0,4111	-0,4102	-0,2260	-0,3371	-1,8998	-0,2195	-0,2864	-0,1962	-0,1372	-1,3392	-0,0727	-0,0931	-0,1653	-0,1000	-0,3275
	von Mises	0,5299	0,6851	0,5016	0,5108	2,5738	0,3582	0,4992	0,3815	0,2946	1,4114	0,1993	0,1492	0,2085	0,1292	0,5191

U1B: maksilla, tip 1 kare kesit silindirik implant, horizontal defekte sahip model; **U2B:** maksilla, tip 2 V kesit kök formu açılı implant, horizontal defekte sahip model; **U3B:** maksilla, tip 3 mikro ve makro yivli silindirik implant, horizontal defekte sahip model; **U4B:** maksilla, tip 4 boyun kısmında mikro apikale doğru makro yivli kök formu açılı implant, horizontal defekte sahip model

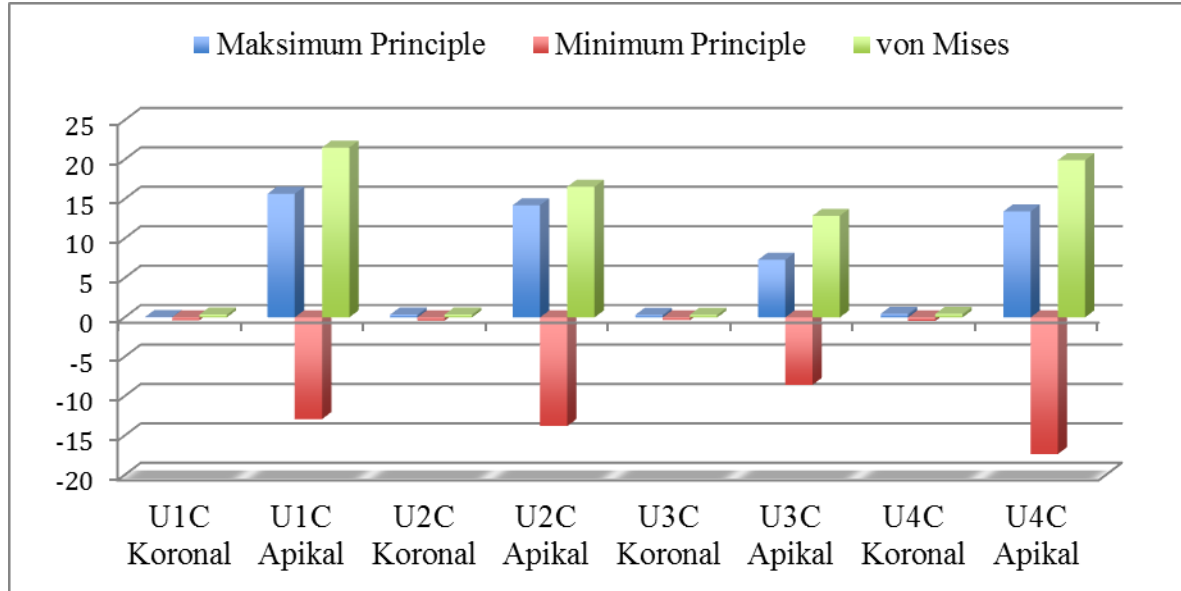
	von Mises	Maksimum Principle	Minimum Principle
U1B			
U2B			
U3B			
U4B			

Şekil 4.10. U1B-U2B-U3B-U4B Modellerinde kansellöz kemikte oluşan streslerin dağılımları

U1B: maksilla, tip 1 kare kesit silindirik implant, horizontal defekte sahip model; **U2B:** maksilla, tip 2 V kesit kök formu açılı implant, horizontal defekte sahip model; **U3B:** maksilla, tip 3 mikro ve makro yivli silindirik implant, horizontal defekte sahip model; **U4B:** maksilla, tip 4 boyun kısmında mikro apikale doğru makro yivli kök formu açılı implant, horizontal defekte sahip model

4.6. Maksiller Sirküler Defekt Modellerine Ait Kortikal Kemikte Oluşan Stresler

Modellere ait bulgular Çizelge 4.5., Şekil 4.11. ve 4.12.'de verilmiştir. Maksillada sirküler defekti bulunan modellerde yapılan analizlerde kortikal kemikte apikal kısımda koronal kısma göre daha yoğunlaştığı görülmüştür. Maksimum principle değerinin en yüksek olduğu bölge U1C modelinin kortikal apikal bölgesinde 15,6866 MPa değerine sahiptir. Maksimum principle değerlerinde sıralama 1>2>4>3 şeklindedir. Minimum principle değerinin en yüksek olduğu bölge U4C modelinin kortikal apikal bölgesinde -17,3329 MPa değerine sahiptir. Minimum principle değerlerinde sıralama 4>2>1>3 şeklindedir. Von Mises değerinin en yüksek olduğu bölge U1C modelinin kortikal apikal bölgesinde 21,5349 MPa değerine sahiptir. Von Mises değerlerinde sıralama 3>4>2>1 şeklindedir.



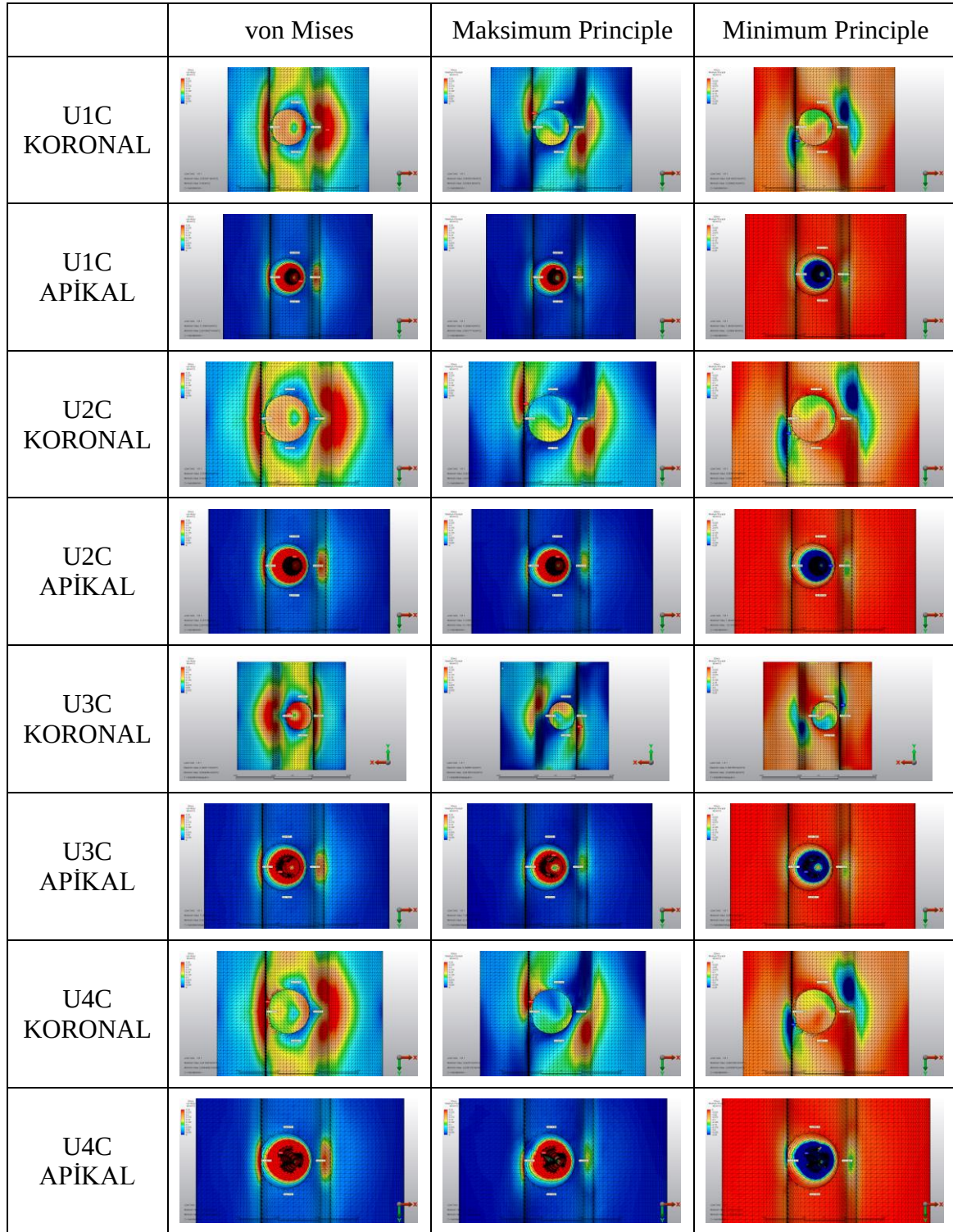
Şekil 4.11. U1C-U2C-U3C-U4C Modellerine ait kortikal kemikte oluşan streslerin değerlendirilmesi

U1C: maksilla, tip 1 kare kesit silindirik implant, sirküler defekte sahip model; **U2C:** maksilla, tip 2 V kesit kök formu açılı implant, sirküler defekte sahip model; **U3C:** maksilla, tip 3 mikro ve makro yivli silindirik implant, sirküler defekte sahip model; **U4C:** maksilla, tip 4 boyun kısmında mikro apikale doğru makro yivli kök formu açılı implant, sirküler defekte sahip model

Çizelge 4.5. U1C-U2C-U3C-U4C Modellerine ait kortikal kemikte oluşan stres değerleri

KORTIKAL KEMİK											
		KORONAL					APIKAL				
		Distal	Palatinal	Mezial	Bukkal	Maks.	Distal	Palatinal	Mezial	Bukkal	Maks.
U1C	Maksimum Principle	0,0239	0,0576	0,0415	0,0649	0,0354	0,0129	0,0200	0,0087	0,0332	15,6866
	Minimum Principle	-0,0403	-0,0593	-0,0281	-0,0521	-0,3598	-0,0076	-0,0126	-0,0122	-0,0346	-12,8966
	von Mises	0,0562	0,1022	0,0611	0,1032	0,3525	0,0181	0,0343	0,0184	0,0588	21,5349
U2C	Maksimum Principle	0,0117	0,0290	0,0502	0,0358	0,3622	0,0116	0,0161	0,0110	0,0356	14,2359
	Minimum Principle	-0,0525	-0,0241	-0,0112	-0,0372	-0,3883	-0,0091	-0,0188	-0,0111	-0,0324	-13,7740
	von Mises	0,0585	0,0467	0,0558	0,0655	0,3760	0,0181	0,0303	0,0193	0,0591	16,5720
U3C	Maksimum Principle	0,0232	0,0136	0,0385	0,0489	0,3298	0,0104	0,0098	0,0108	0,0223	7,3010
	Minimum Principle	-0,0338	-0,0270	-0,0278	-0,0268	-0,3303	-0,0099	-0,0102	-0,0120	-0,0285	-8,5521
	von Mises	0,0496	0,0357	0,0580	0,0686	0,3426	0,0176	0,0174	0,0198	0,0444	12,8844
U4C	Maksimum Principle	0,0281	0,0079	0,0561	0,0857	0,4625	0,0124	0,0096	0,0171	0,0539	13,4300
	Minimum Principle	-0,0413	-0,0185	-0,0254	-0,0390	-0,4559	-0,0125	-0,0124	-0,0084	-0,0791	-17,3329
	von Mises	0,0606	0,0244	0,0724	0,1110	0,4414	0,0217	0,0191	0,0227	0,1156	19,9307

U1C: maksilla, tip 1 kare kesit silindirik implant, sirküler defekte sahip model; **U2C:** maksilla, tip 2 V kesit kök formu açılı implant, sirküler defekte sahip model; **U3C:** maksilla, tip 3 mikro ve makro yivli silindirik implant, sirküler defekte sahip model; **U4C:** maksilla, tip 4 boyun kısmında mikro apikale doğru makro yivli kök formu açılı implant, sirküler defekte sahip model

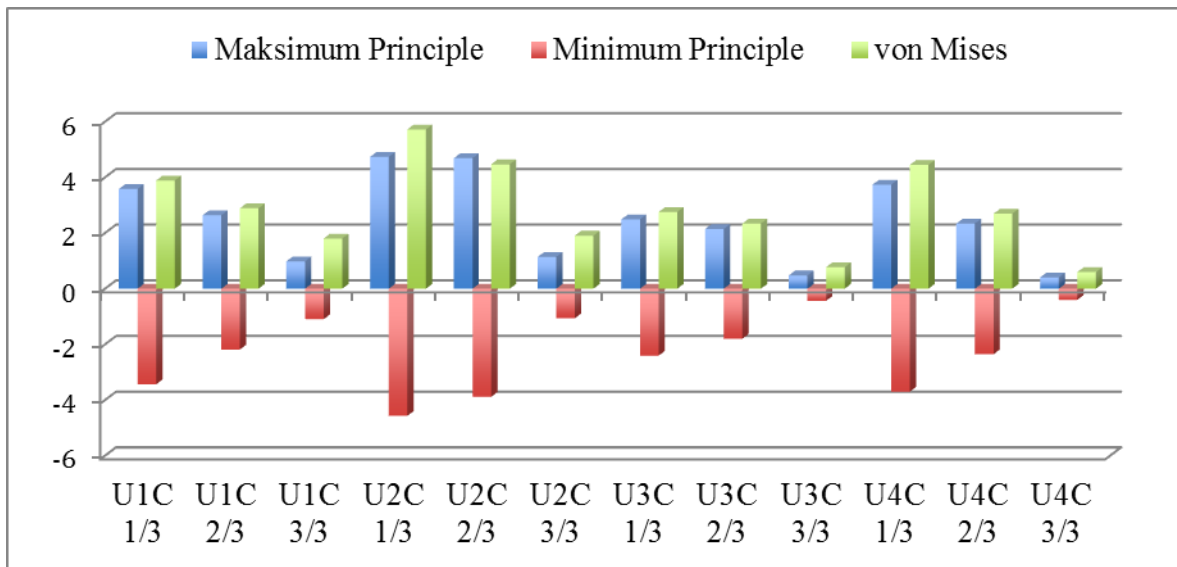


Şekil 4.12. U1C-U2C-U3C-U4C Modellerinde kortikal kemikte oluşan streslerin dağılımları

U1C: maksilla, tip 1 kare kesit silindirik implant, sirküler defekte sahip model; **U2C:** maksilla, tip 2 V kesit kök formu açılı implant, sirküler defekte sahip model; **U3C:** maksilla, tip 3 mikro ve makro yivli silindirik implant, sirküler defekte sahip model; **U4C:** maksilla, tip 4 boyun kısmında mikro apikale doğru makro yivli kök formu açılı implant, sirküler defekte sahip model

4.7. Maksiller Sirküler Defekt Modellerine Ait Kansellöz Kemikte Oluşan Stresler

Modellere ait bulgular Çizelge 4.6., Şekil 4.13. ve 4.14.'de verilmiştir. Maksillada sirküler defekti bulunan modellerde yapılan analizlerde implantın kemikle temas eden kansellöz kemiğin 1/3'lük kısmında maksimum principle, minimum principle ve von Mises stres değerleri apikale doğru olan 2/3 ve 3/3 bölgelerine göre daha yoğun çıkmıştır. En yüksek maksimum principle değeri 4,7371 MPa değeri ile U2C modeline aittir. En yüksek minimum principle değeri -4,5676 MPa değeri ile U2C modeline aittir. En yüksek von Mises değeri de yine 5,7244 MPa değeri ile yine U2C modeline aittir. Modellere göre sıralamada ise $2>4>1>3$ şeklindedir.



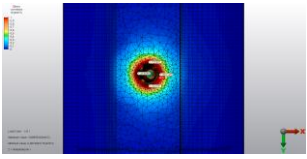
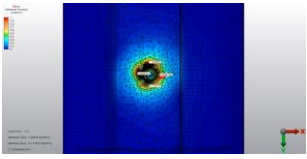
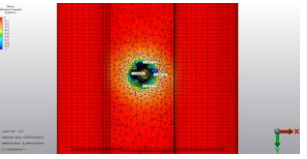
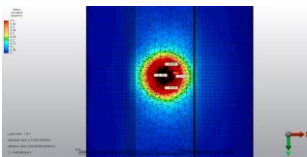
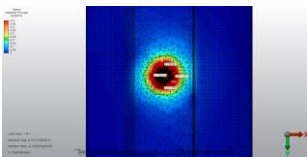
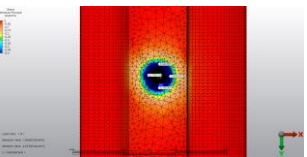
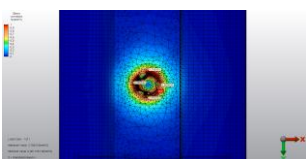
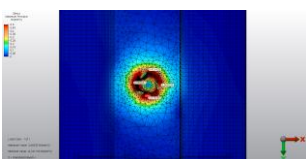
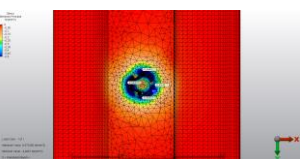
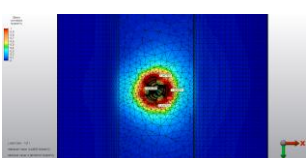
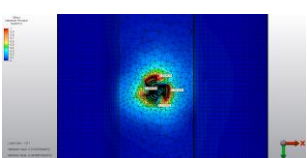
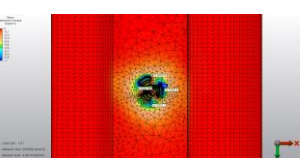
Şekil 4.13. U1C-U2C-U3C-U4C Modellerine ait kansellöz kemikte oluşan streslerin değerlendirilmesi

U1C: maksilla, tip 1 kare kesit silindirik implant, sirküler defekte sahip model; **U2C:** maksilla, tip 2 V kesit kök formu açılı implant, sirküler defekte sahip model; **U3C:** maksilla, tip 3 mikro ve makro yivli silindirik implant, sirküler defekte sahip model; **U4C:** maksilla, tip 4 boyun kısmında mikro apikale doğru makro yivli kök formu açılı implant, sirküler defekte sahip model

Çizelge 4.6. U1C-U2C-U3C-U4C Modellerine ait kansellöz kemikte oluşan stres değerleri

KANSELLÖZ KEMİK																
1/3						2/3						3/3				
		Distal	Palatinal	Mezial	Bukkal	Maks.	Distal	Palatinal	Mezial	Bukkal	Maks.	Distal	Palatinal	Mezial	Bukkal	Maks.
U1C	Maksimum Principle	0,7226	0,8487	1,0398	0,8551	3,5843	0,5840	0,6788	0,4900	0,4841	2,6396	0,3153	0,5018	0,3331	0,2460	0,9843
	Minimum Principle	-0,8055	-0,8831	-0,9477	-0,8308	-3,4368	-0,5257	-0,6727	-0,4714	-0,4718	-2,1848	-0,2641	-0,5213	-0,4083	-0,2261	-1,0980
	von Mises	1,3237	1,5011	1,7229	1,4186	3,8890	0,9620	1,1710	0,8327	0,8288	2,8898	0,5049	0,8869	0,6442	0,4110	1,8037
U2C	Maksimum Principle	0,6078	0,9112	0,7903	0,7243	4,7371	0,4118	0,7092	0,4302	0,4679	4,6900	0,3704	0,3267	0,4068	0,2276	1,1422
	Minimum Principle	-0,7603	-0,8683	-0,6460	-0,7767	-4,5676	-0,4467	-0,6659	-0,3996	-0,5147	-3,8861	-0,2912	-0,3659	-0,4858	-0,2758	-1,0615
	von Mises	1,1856	1,5419	1,2454	1,3016	5,7244	0,7442	1,1917	0,7194	0,8523	4,4688	0,5772	0,6014	0,7765	0,4400	1,9098
U3C	Maksimum Principle	0,5750	0,5082	0,4214	0,5596	2,4923	0,4711	0,4561	0,2889	0,5596	2,1464	0,2708	0,3749	0,2280	0,1219	0,4805
	Minimum Principle	-0,5690	-0,4838	-0,4848	-0,5493	-2,4051	-0,4182	-0,3829	-0,4458	-0,4940	-1,7975	-0,2373	-0,3650	-0,2572	-0,1223	-0,4347
	von Mises	0,9920	0,8596	0,7853	0,9606	2,7562	0,7714	0,7274	0,6381	0,9130	2,3423	0,4408	0,6420	0,4225	0,2146	0,7754
U4C	Maksimum Principle	0,3775	0,7610	0,8304	0,3995	3,7410	0,3253	0,3746	0,4184	0,3253	2,3423	0,2273	0,1508	0,1264	0,0571	0,4061
	Minimum Principle	-0,7052	-0,7453	-0,3653	-0,6441	-3,6977	-0,4563	-0,4659	-0,2725	-0,2984	-2,3532	-0,1447	-0,2044	-0,1803	-0,0921	-0,3977
	von Mises	0,9397	1,3058	1,0479	0,9063	4,4489	0,6798	0,7307	0,6036	0,5409	2,6946	0,3246	0,3092	0,2680	0,1337	0,5979

U1C: maksilla, tip 1 kare kesit silindirik implant, sirküler defekte sahip model; **U2C:** maksilla, tip 2 V kesit kök formu açılı implant, sirküler defekte sahip model; **U3C:** maksilla, tip 3 mikro ve makro yivli silindirik implant, sirküler defekte sahip model; **U4C:** maksilla, tip 4 boyun kısmında mikro apikale doğru makro yivli kök formu açılı implant, sirküler defekte sahip model

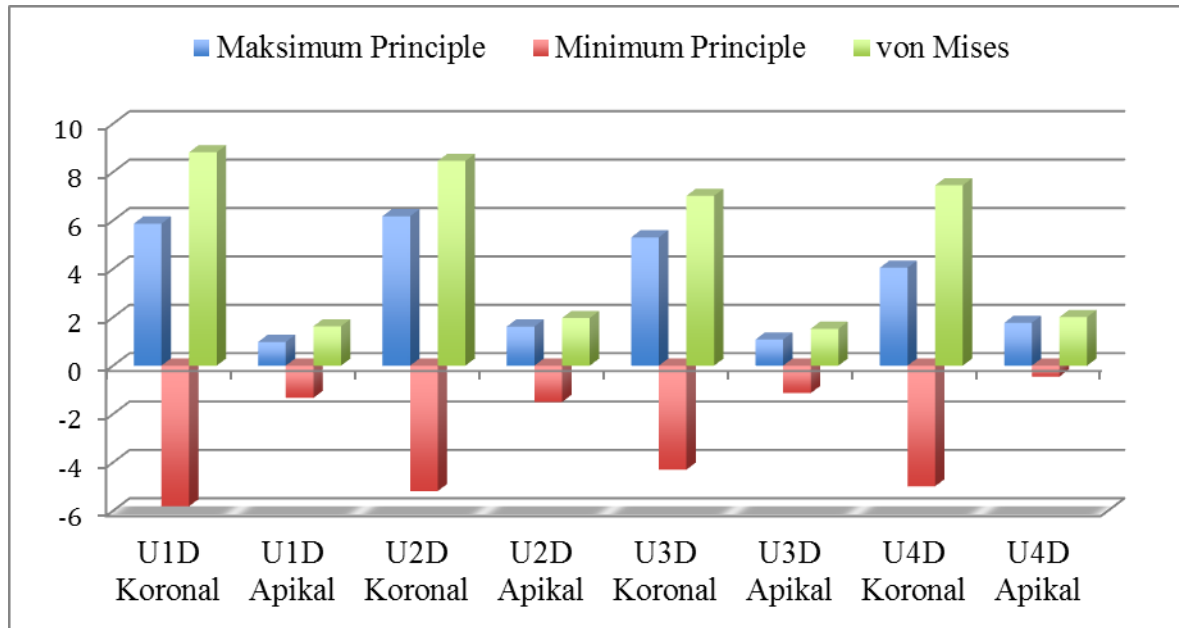
	von Mises	Maksimum Principle	Minimum Principle
U1C			
U2C			
U3C			
U4C			

Şekil 4.14. U1C-U2C-U3C-U4C Modellerinde kansellöz kemikte oluşan streslerin dağılımları

U1C: maksilla, tip 1 kare kesit silindirik implant, sirküler defekte sahip model; **U2C:** maksilla, tip 2 V kesit kök formu açılı implant, sirküler defekte sahip model; **U3C:** maksilla, tip 3 mikro ve makro yivli silindirik implant, sirküler defekte sahip model; **U4C:** maksilla, tip 4 boyun kısmında mikro apikale doğru makro yivli kök formu açılı implant, sirküler defekte sahip model

4.8. Maksiller Defekt Olmayan Kontrol Modellerine Ait Kortikal Kemikte Oluşan Stresler

Modellere ait bulgular Çizelge 4.7., Şekil 4.15. ve 4.16.'da verilmiştir. Maksillada defekti bulunmayan tam osseoentegre modellerde yapılan analizlerde kortikal kemikte koronal kısımda apikal kısma göre daha yoğunlaştığı görülmüştür. Maksimum principle değerinin en yüksek olduğu bölge U2D modelinin kortikal koronal bölgesinde 6,1759 MPa değerine sahiptir. Maksimum principle değerlerinde sıralama 2>1>3>4 şeklindedir. Minimum principle değerinin en yüksek olduğu bölge U1D modelinin kortikal koronal bölgesinde -5,8123 MPa değerine sahiptir. Minimum principle değerlerinde sıralama 1>2>4>3 şeklindedir. Von Mises değerinin en yüksek olduğu bölge U1D modelinin kortikal koronal bölgesinde 8,8175 MPa değerine sahiptir. Von Mises değerlerinde sıralama 1>2>4>3 şeklindedir.



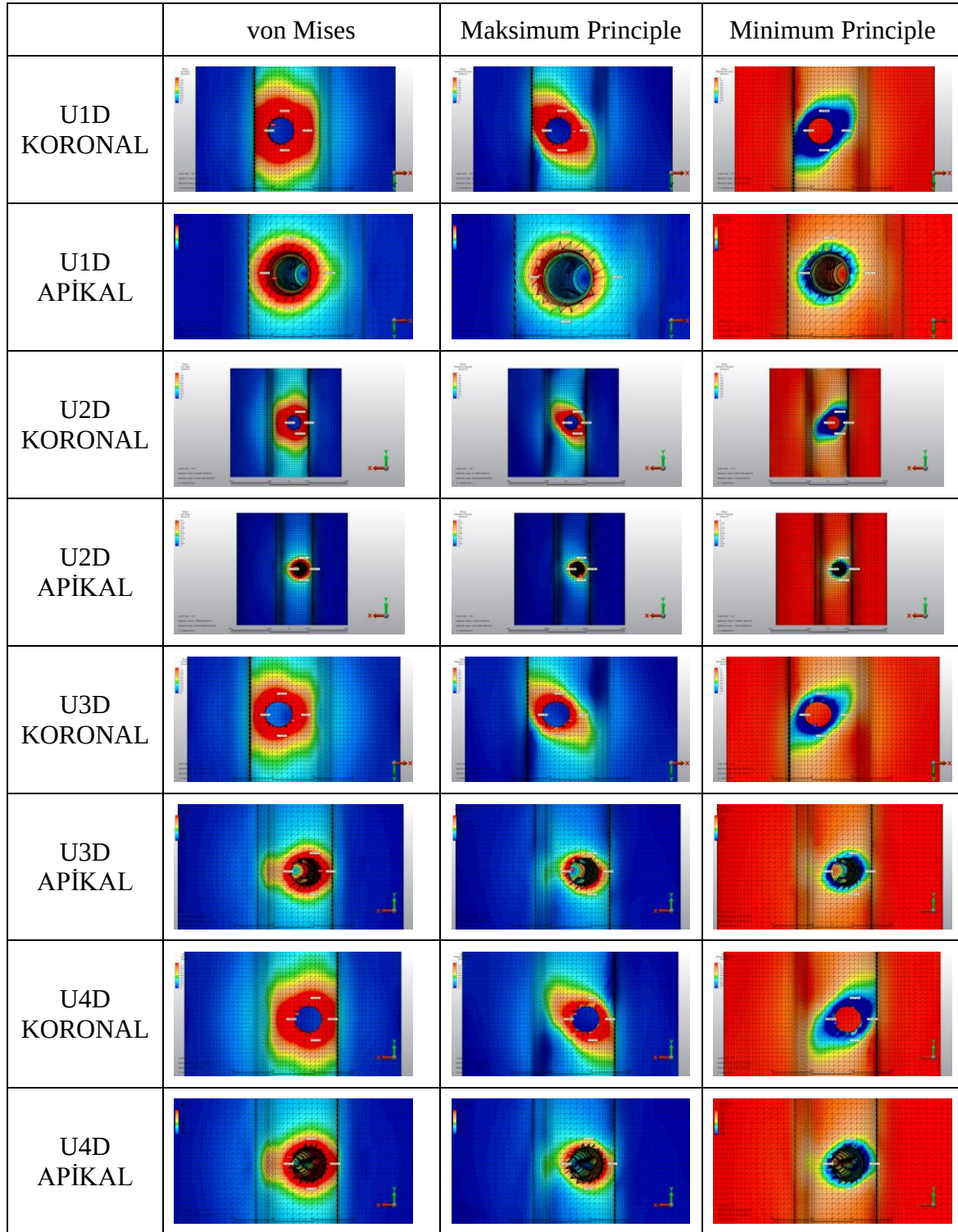
Şekil 4.15. U1D-U2D-U3D-U4D Modellerine ait kortikal kemikte oluşan streslerin değerlendirilmesi

U1D: maksilla, tip 1 kare kesit silindirik implant, defekt olmayan kontrol model; **U2D:** maksilla, tip 2 V kesit kök formu açılı implant, defekt olmayan kontrol model; **U3D:** maksilla, tip 3 mikro ve makro yivli silindirik implant, defekt olmayan kontrol model; **U4D:** maksilla, tip 4 boyun kısmında mikro apikale doğru makro yivli kök formu açılı implant, defekt olmayan kontrol model

Çizelge 4.7. U1D-U2D-U3D-U4D Modellerine ait kortikal kemikte oluşan stres değerleri

		KORTİKAL KEMİK									
		KORONAL					APİKAL				
		Distal	Palatinal	Mezial	Bukkal	Maks.	Distal	Palatinal	Mezial	Bukkal	Maks.
U1D	Maksimum Principle	1,1033	1,3035	1,3349	2,1002	5,8701	0,1456	0,1803	0,1809	0,3159	0,9803
	Minimum Principle	-1,4155	-1,2681	-1,0332	-2,0486	-5,8123	-0,1920	-0,1751	-0,1384	-0,3110	-1,3361
	von Mises	2,1888	2,2311	2,0634	3,5998	8,8175	0,2931	0,3084	0,2786	0,5434	1,6280
U2D	Maksimum Principle	1,1406	1,7067	1,4009	1,8688	6,1759	0,1459	0,1593	0,1619	0,2930	1,6189
	Minimum Principle	-1,3838	-1,7522	-1,1823	-1,7648	-5,1832	-0,1724	-0,1607	-0,1420	-0,2778	-1,5013
	von Mises	2,1939	2,9976	2,1516	3,1551	8,4594	0,2768	0,2775	0,2639	0,4951	1,9684
U3D	Maksimum Principle	0,5354	0,7699	0,8322	1,1775	5,3023	0,1386	0,1188	0,1155	0,1996	1,0801
	Minimum Principle	-0,7567	-0,7370	-0,6039	-1,1430	-4,2989	-0,1905	-0,1159	-0,0891	-0,2067	-1,1340
	von Mises	1,1256	1,3084	1,2531	2,0153	7,0193	0,2867	0,2037	0,1778	0,3521	1,5257
U4D	Maksimum Principle	0,7314	0,8788	1,0766	1,4711	4,0456	0,1017	0,1443	0,1256	0,2344	1,7716
	Minimum Principle	-0,9725	-0,8497	-0,7471	-1,5103	-4,9871	-0,1096	-0,1383	-0,1185	-0,2329	-0,4530
	von Mises	1,4822	1,5002	1,5912	2,5854	7,4527	0,18353	0,2451	0,2117	0,4050	2,0061

U1D: maksilla, tip 1 kare kesit silindirik implant, defekt olmayan kontrol model; **U2D:** maksilla, tip 2 V kesit kök formu açılı implant, defekt olmayan kontrol model; **U3D:** maksilla, tip 3 mikro ve makro yivli silindirik implant, defekt olmayan kontrol model; **U4D:** maksilla, tip 4 boyun kısmında mikro apikale doğru makro yivli kök formu açılı implant, defekt olmayan kontrol model

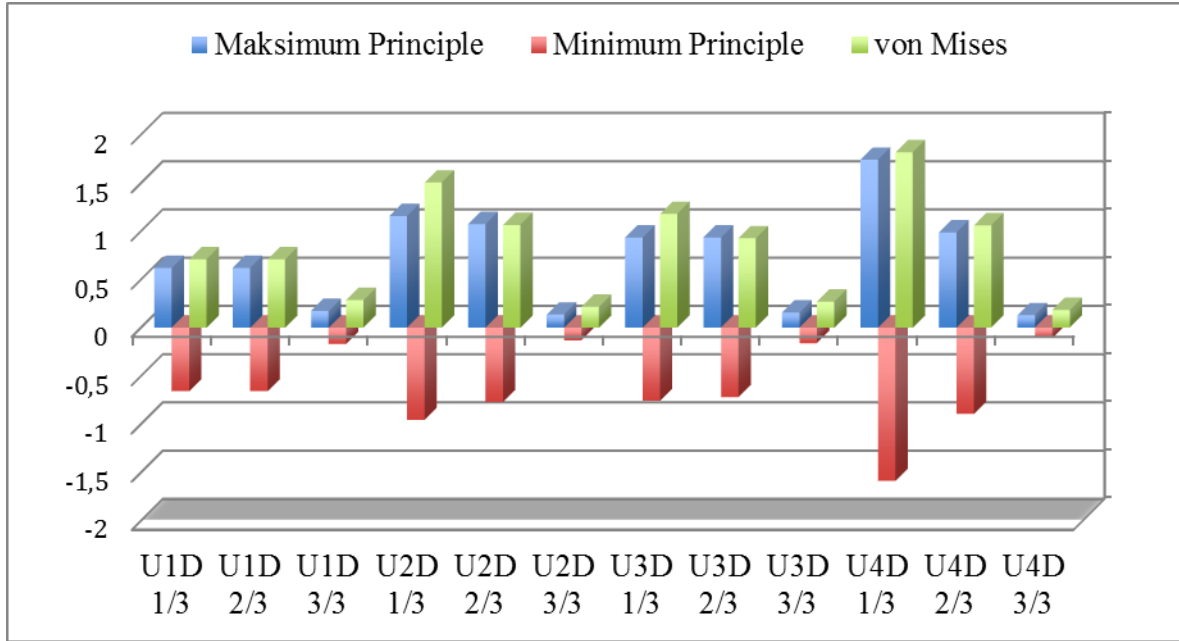


Şekil 4.16. U1D-U2D-U3D-U4D Modellerinde kortikal kemikte oluşan streslerin dağılımları

U1D: maksilla, tip 1 kare kesit silindirik implant, defekt olmayan kontrol model; **U2D:** maksilla, tip 2 V kesit kök formu açılı implant, defekt olmayan kontrol model; **U3D:** maksilla, tip 3 mikro ve makro yivli silindirik implant, defekt olmayan kontrol model; **U4D:** maksilla, tip 4 boyun kısmında mikro apikale doğru makro yivli kök formu açılı implant, defekt olmayan kontrol model

4.9. Maksiller Defekt Olmayan Kontrol Modellerine Ait Kansellöz Kemikte Oluşan Stresler

Modellere ait bulgular Çizelge 4.8., Şekil 4.17. ve 4.18.'de verilmiştir. Maksillada defekti bulunmayan tam osseoentegre modellerde yapılan analizlerde implantın kemikle temas eden kansellöz kemiğin 1/3'lük kısmında maksimum principle, minimum principle ve von Mises stres değerleri apikale doğru olan 2/3 ve 3/3 bölgelerine göre daha yoğun çıkmıştır. En yüksek maksimum principle değeri 1,7397 MPa değeri ile U4D modeline aittir. En yüksek minimum principle değeri -1,5887 MPa değeri ile U4D modeline aittir. En yüksek von Mises değeri de 1,8165 MPa değeri ile yine U4D modeline aittir. Modellere göre sıralamada ise 4>2>3>1 şeklindedir.



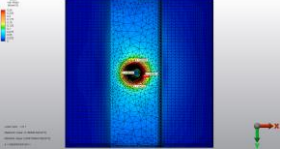
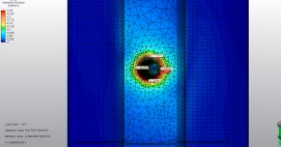
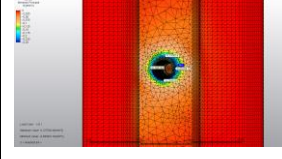
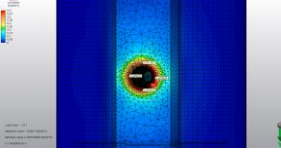
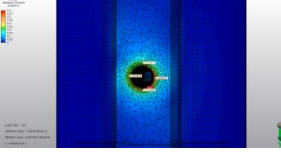
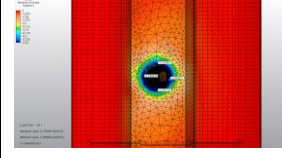
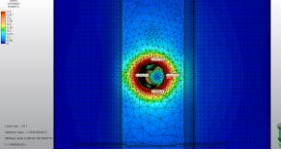
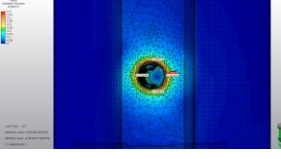
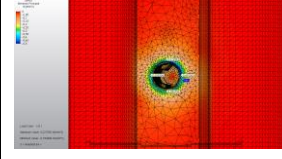
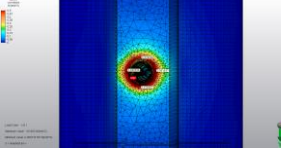
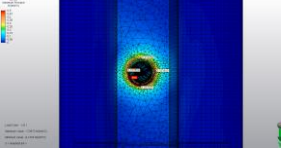
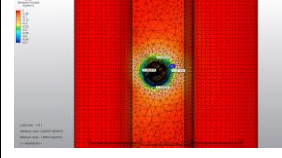
Şekil 4.17. U1D-U2D-U3D-U4D Modellerine ait kansellöz kemikte oluşan streslerin değerlendirilmesi

U1D: maksilla, tip 1 kare kesit silindirik implant, defekt olmayan kontrol model; **U2D:** maksilla, tip 2 V kesit kök formu açılı implant, defekt olmayan kontrol model; **U3D:** maksilla, tip 3 mikro ve makro yivli silindirik implant, defekt olmayan kontrol model; **U4D:** maksilla, tip 4 boyun kısmında mikro apikale doğru makro yivli kök formu açılı implant, defekt olmayan kontrol model

Çizelge 4.8. U1D-U2D-U3D-U4D Modellerine ait kansellöz kemikte oluşan stres değerleri

		KANSELLÖZ KEMİK																	
		1/3						2/3						3/3					
		Distal	Palatinal	Mezial	Bukkal	Maks.	Distal	Palatinal	Mezial	Bukkal	Maks.	Distal	Palatinal	Mezial	Bukkal	Maks.			
U1D	Maksimum Principle	0,2348	0,2459	0,1724	0,1664	0,6175	0,2280	0,1563	0,0991	0,1578	0,6175	0,0868	0,1152	0,0420	0,0487	0,1729			
	Minimum Principle	-0,2249	-0,2378	-0,1998	-0,1641	-0,6592	-0,1767	-0,1696	-0,1301	-0,1617	-0,6592	-0,0676	-0,1119	-0,0919	-0,0406	-0,1713			
	von Mises	0,1384	0,2389	0,1602	0,1480	0,7068	0,3516	0,2825	0,1991	0,2767	0,7068	0,1341	0,1968	0,1181	0,0778	0,2857			
U2D	Maksimum Principle	0,3246	0,3600	0,2214	0,2653	1,1554	0,1623	0,1847	0,1284	0,1044	1,0731	0,0601	0,06760	0,0300	0,0286	0,1340			
	Minimum Principle	-0,2961	-0,3335	-0,2308	-0,2484	-0,9568	-0,1266	-0,1819	-0,1385	-0,1265	-0,7729	-0,0359	-0,0604	-0,0512	-0,0214	-0,1330			
	von Mises	0,5386	0,6008	0,3919	0,4450	1,5035	0,2512	0,3177	0,2319	0,2005	1,0639	0,0840	0,1111	0,0711	0,0435	0,2155			
U3D	Maksimum Principle	0,3186	0,4526	0,2953	0,3200	0,9342	0,1905	0,1970	0,1984	0,1810	0,9342	0,0995	0,1328	0,0719	0,0445	0,1562			
	Minimum Principle	-0,2927	-0,4975	-0,2729	-0,3093	-0,7594	-0,1554	-0,1725	-0,2319	-0,1721	-0,7207	-0,0789	-0,1136	-0,0795	-0,0393	-0,1632			
	von Mises	0,5300	0,8247	0,4927	0,5452	1,1784	0,3007	0,3203	0,3743	0,3059	0,9255	0,1559	0,2135	0,1319	0,0735	0,2692			
U4D	Maksimum Principle	0,3270	0,3336	0,3100	0,3725	1,7397	0,1068	0,1420	0,1091	0,0706	0,9871	0,0624	0,0526	0,0360	0,0142	0,1285			
	Minimum Principle	-0,3380	-0,3375	-0,3003	-0,3664	-1,5887	-0,2056	-0,1491	-0,0610	-0,1337	-0,8952	-0,0362	-0,0571	-0,0821	-0,0127	-0,1116			
	von Mises	0,5763	0,5814	0,5296	0,6403	1,8165	0,2723	0,2526	0,1487	0,1785	1,0592	0,0862	0,0953	0,1038	0,0234	0,1835			

U1D: maksilla, tip 1 kare kesit silindirik implant, defekt olmayan kontrol model; **U2D:** maksilla, tip 2 V kesit kök formu açılı implant, defekt olmayan kontrol model; **U3D:** maksilla, tip 3 mikro ve makro yivli silindirik implant, defekt olmayan kontrol model; **U4D:** maksilla, tip 4 boyun kısmında mikro apikale doğru makro yivli kök formu açılı implant, defekt olmayan kontrol model

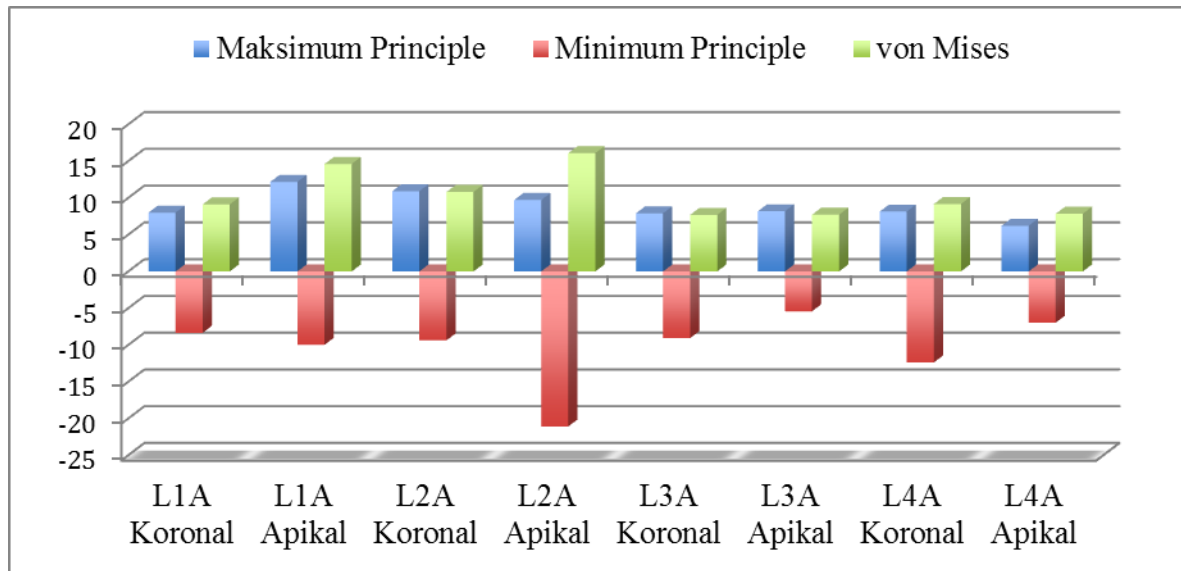
	von Mises	Maksimum Principle	Minimum Principle
U1D			
U2D			
U3D			
U4D			

Şekil 4.18. U1D-U2D-U3D-U4D Modellerinde kansellöz kemikte oluşan streslerin dağılımları

U1D: maksilla, tip 1 kare kesit silindirik implant, defekt olmayan kontrol model; **U2D:** maksilla, tip 2 V kesit kök formu açılı implant, defekt olmayan kontrol model; **U3D:** maksilla, tip 3 mikro ve makro yivli silindirik implant, defekt olmayan kontrol model; **U4D:** maksilla, tip 4 boyun kısmında mikro apikale doğru makro yivli kök formu açılı implant, defekt olmayan kontrol model

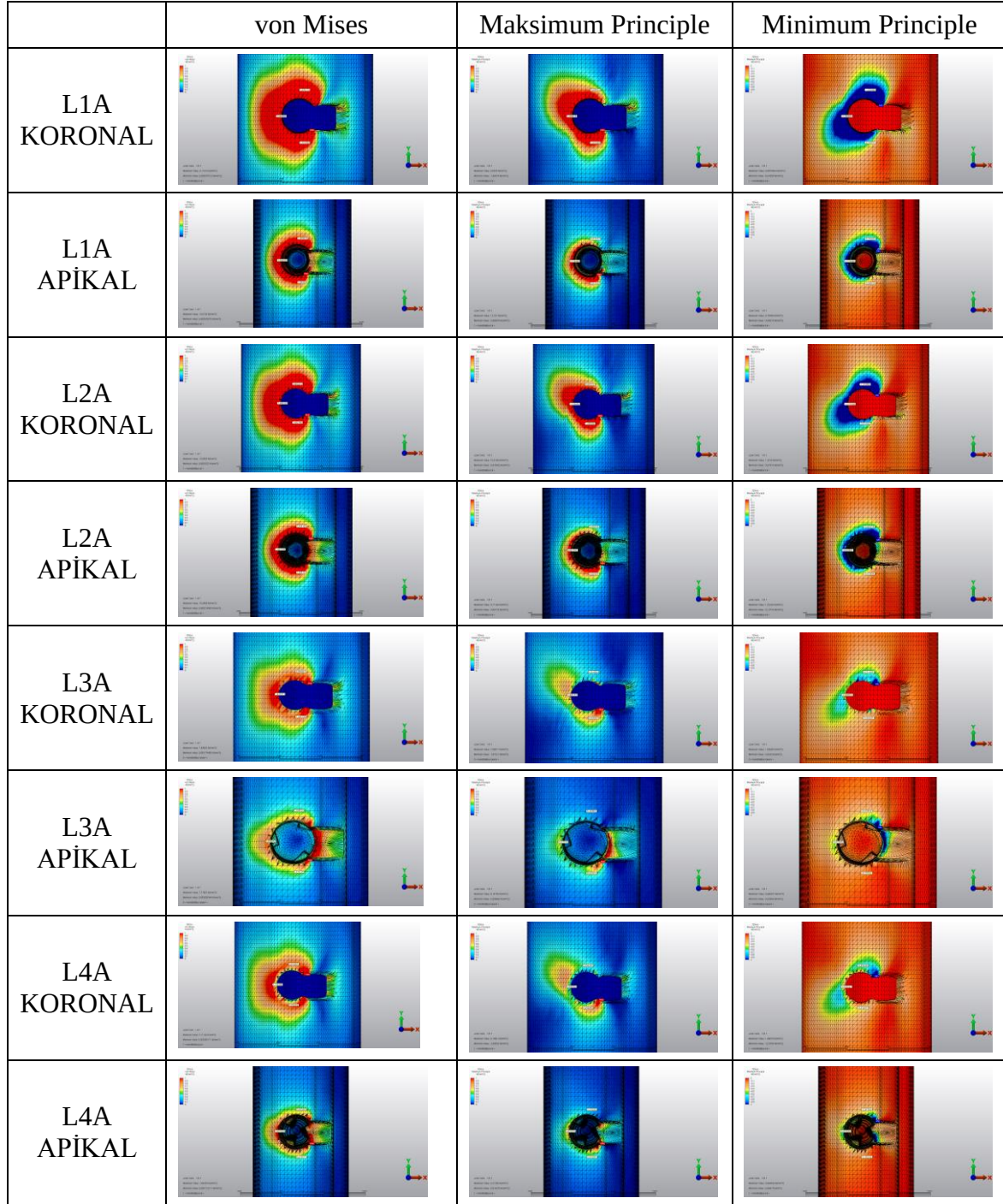
4.10. Mandibular Bukkal Defekt Modellerine Ait Kortikal Kemikte Oluşan Stresler

Modellere ait bulgular Çizelge 4.9., Şekil 4.19. ve 4.20.'de verilmiştir. Alt çenede bukkal defekti bulunan modellerde yapılan analizlerde kortikal kemikte koronal kısımda lingual bölgede streslerin daha yoğun olduğu görülmüştür. Kortikal kemiğin apikal bölgesinde de lingual tarafta daha yoğunlaştığı görülmüştür. Maksimum principle değerinin en yüksek olduğu bölge L1A modelinin kortikal apikal bölgesinde 12,1910 MPa değerine sahiptir. Minimum principle değerinin en yüksek olduğu bölge L2A modelinin kortikal apikal bölgesinde -21,0774 MPa değerine sahiptir. Von Mises değerinin en yüksek olduğu bölge L2A modelinin kortikal apikal bölgesinde 16,0888 MPa değerine sahiptir. Maksimum principle değerlerinde $1>2>3>4$ şeklindedir. Minimum principle değerlerinde $2>4>1>3$ şeklindedir. Von Mises değerlerinde ise $2>1>4>3$ şeklindedir.



Şekil 4.19. L1A-L2A-L3A-L4A Modellerine ait kortikal kemikte oluşan streslerin değerlendirilmesi

L1A: mandibula, tip 1 kare kesit silindirik implant, bukkal defekte sahip model; **L2A:** mandibula, tip 2 V kesit kök formu açılı implant, bukkal defekte sahip model; **L3A:** mandibula, tip 3 mikro ve makro yivli silindirik implant, bukkal defekte sahip model; **L4A:** mandibula, tip 4 boyun kısmında mikro apikale doğru makro yivli kök formu açılı implant, bukkal defekte sahip model

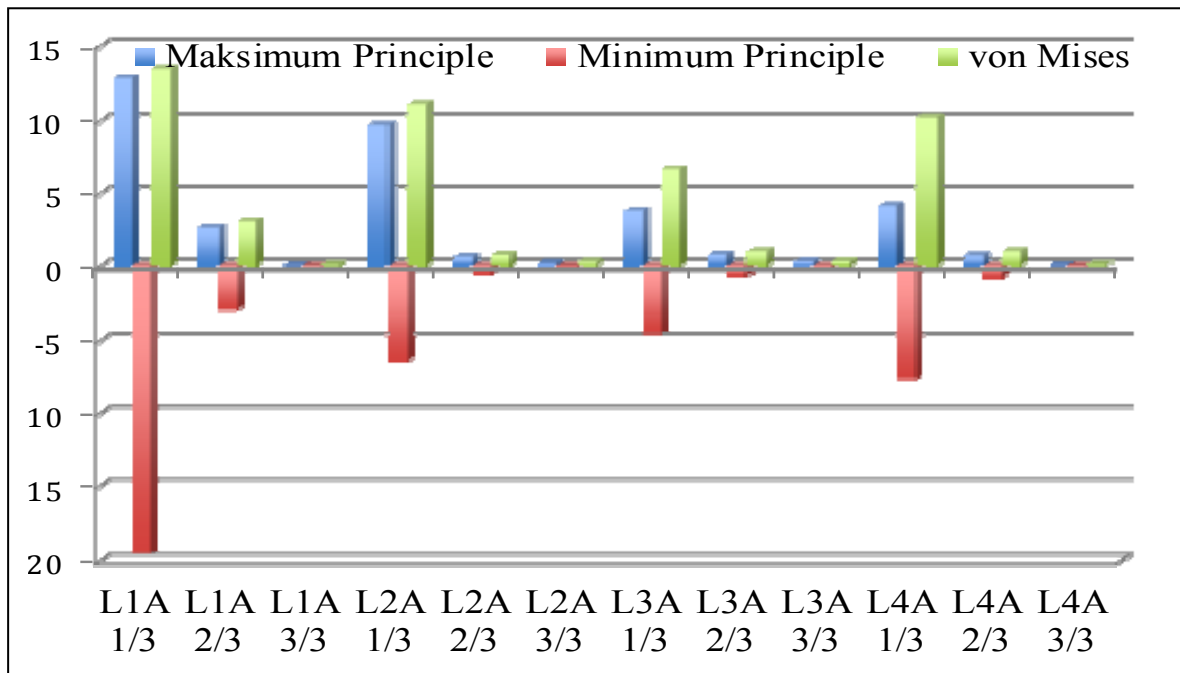


Şekil 4.20. L1A-L2A-L3A-L4A Modellerinde kortikal kemikte oluşan streslerin dağılımları

L1A: mandibula, tip 1 kare kesit silindirik implant, bukkal defekte sahip model; **L2A:** mandibula, tip 2 V kesit kök formu açılı implant, bukkal defekte sahip model; **L3A:** mandibula, tip 3 mikro ve makro yivli silindirik implant, bukkal defekte sahip model; **L4A:** mandibula, tip 4 boyun kısmında mikro apikale doğru makro yivli kök formu açılı implant, bukkal defekte sahip model

4.11. Mandibular Bukkal Defekt Modellerine Ait Kansellöz Kemikte Oluşan Stresler

Modellere ait bulgular Çizelge 4.10., Şekil 4.21. ve 4.22.'de verilmiştir. Alt çenede bukkal defekti bulunan modellerde yapılan analizlerde implantın kemikle temas eden kansellöz kemiğin 1/3'lük kısmında maksimum principle, minimum principle ve von Mises stres değerleri apikale doğru olan 2/3 ve 3/3 bölgelerine göre daha yoğun çıkmıştır. En yüksek maksimum principle değeri 12,8132 MPa değeri ile L1A modeline aittir. Modellere göre sıralamada ise 1>2>4>3 şeklindedir. En yüksek minimum principle değeri -19,4930 MPa değeri ile L1A modeline aittir. Modellere göre sıralamada ise 1>4>2>3 şeklindedir. En yüksek von Mises değeri de yine 13,4086 MPa değeri ile yine L1A modeline aittir. Modellere göre sıralamada ise 1>2>4>3 şeklindedir.



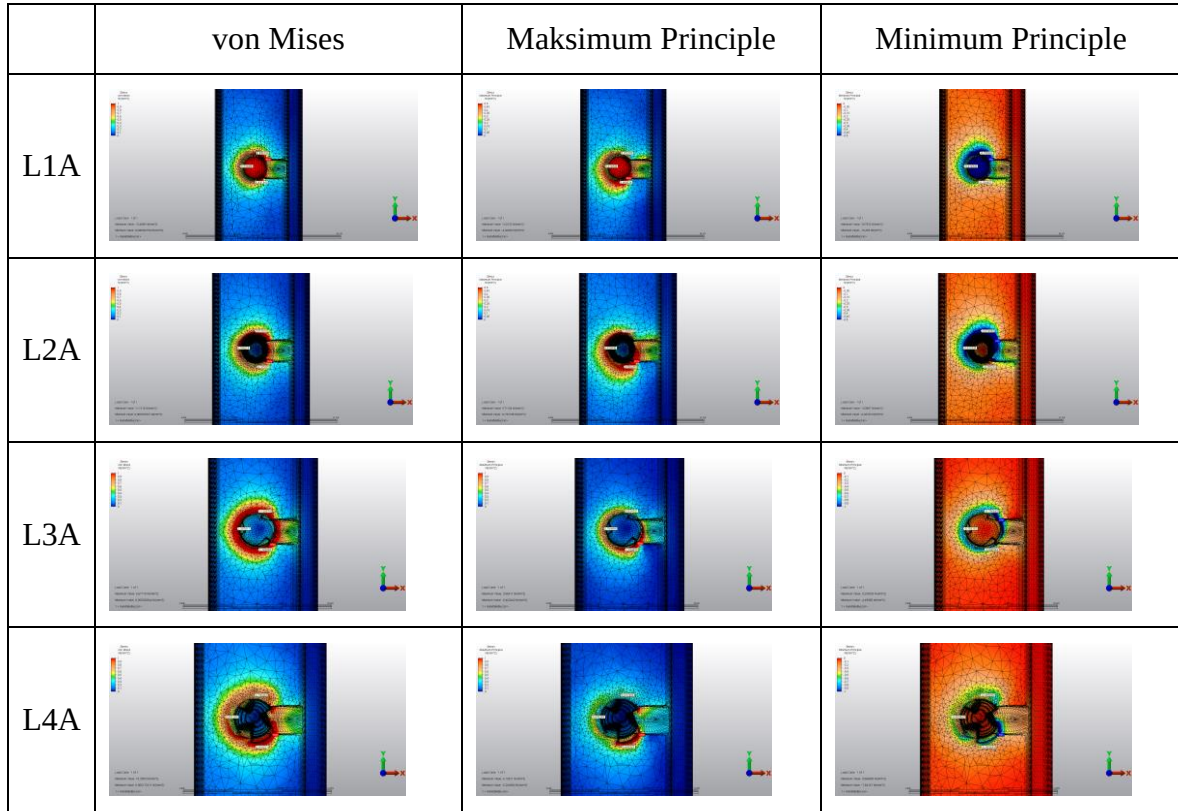
Şekil 4.21. L1A-L2A-L3A-L4A Modellerine ait kansellöz kemikte oluşan streslerin değerlendirilmesi

L1A: mandibula, tip 1 kare kesit silindirik implant, bukkal defekte sahip model; **L2A:** mandibula, tip 2 V kesit kök formu açılı implant, bukkal defekte sahip model; **L3A:** mandibula, tip 3 mikro ve makro yivli silindirik implant, bukkal defekte sahip model; **L4A:** mandibula, tip 4 boyun kısmında mikro apikale doğru makro yivli kök formu açılı implant, bukkal defekte sahip model

Çizelge 4.10. L1A-L2A-L3A-L4A Modellerine ait kansellöz kemikte oluşan stres değerleri

		KANSELLÖZ KEMİK														
		1/3					2/3					3/3				
		Distal	Lingual	Mezial	Bukkal	Maks.	Distal	Lingual	Mezial	Bukkal	Maks.	Distal	Lingual	Mezial	Bukkal	Maks.
L1A	Maksimum Principle	0,3727	0,4149	0,6890		12,8132	0,0926	0,1629	0,1781	0,1782	2,6504	0,0123	0,0515	0,0386	0,0211	0,0726
	Minimum Principle	-0,7592	-0,4143	-0,2549		-19,4930	-0,1478	-0,1471	-0,0854	-0,1985	-3,0173	-0,0115	-0,0464	-0,0248	-0,0198	-0,0592
	von Mises	0,9981	0,7185	0,8313		13,4086	0,2095	0,2687	0,2319	0,3266	3,0697	0,0209	0,0849	0,0550	0,0356	0,1091
L2A	Maksimum Principle	0,3549	0,4284	0,5642		9,7116	0,0864	0,1275	0,1708	0,1634	0,6509	0,0501	0,0760	0,0688	0,0698	0,2028
	Minimum Principle	-0,5741	-0,4329	-0,2682		-6,4074	-0,1618	-0,1234	-0,1114	-0,1783	-0,5297	-0,0480	-0,0685	-0,0603	-0,0559	-0,1589
	von Mises	0,8134	0,7462	0,7292		11,1218	0,2184	0,2175	0,2451	0,2961	0,7495	0,0849	0,1252	0,1121	0,1091	0,2809
L3A	Maksimum Principle	0,5318	0,7547	1,1835		3,8041	0,1990	0,2502	0,2865	0,3042	0,7860	0,0853	0,1168	0,0906	0,0705	0,3191
	Minimum Principle	-0,7566	-0,7533	-0,8800		-4,4909	-0,2425	-0,2559	-0,2083	-0,3293	-0,7124	-0,0860	-0,1668	-0,0762	-0,0633	-0,2472
	von Mises	1,1206	1,3070	1,7929		6,6772	0,3828	0,4384	0,4295	0,5488	1,0001	0,1489	0,2466	0,1455	0,1166	0,3227
L4A	Maksimum Principle	0,3375	0,4762	0,6684		4,1322	0,1054	0,1581	0,1903	0,2137	0,7272	0,0126	0,0226	0,0166	0,0199	0,0578
	Minimum Principle	-0,4698	-0,4835	-0,3697		-7,6415	-0,2619	-0,1624	-0,0832	-0,1889	-0,8039	-0,0184	-0,0224	-0,0153	-0,0180	-0,0547
	von Mises	0,7064	0,8313	0,9140		10,2053	0,3243	0,2777	0,2420	0,3488	0,9877	0,0275	0,0390	0,0281	0,0330	0,0917

L1A: mandibula, tip 1 kare kesit silindirik implant, bukkal defekte sahip model; **L2A:** mandibula, tip 2 V kesit kök formu açılı implant, bukkal defekte sahip model; **L3A:** mandibula, tip 3 mikro ve makro yivli silindirik implant, bukkal defekte sahip model; **L4A:** mandibula, tip 4 boyun kısmında mikro apikale doğru makro yivli kök formu açılı implant, bukkal defekte sahip model

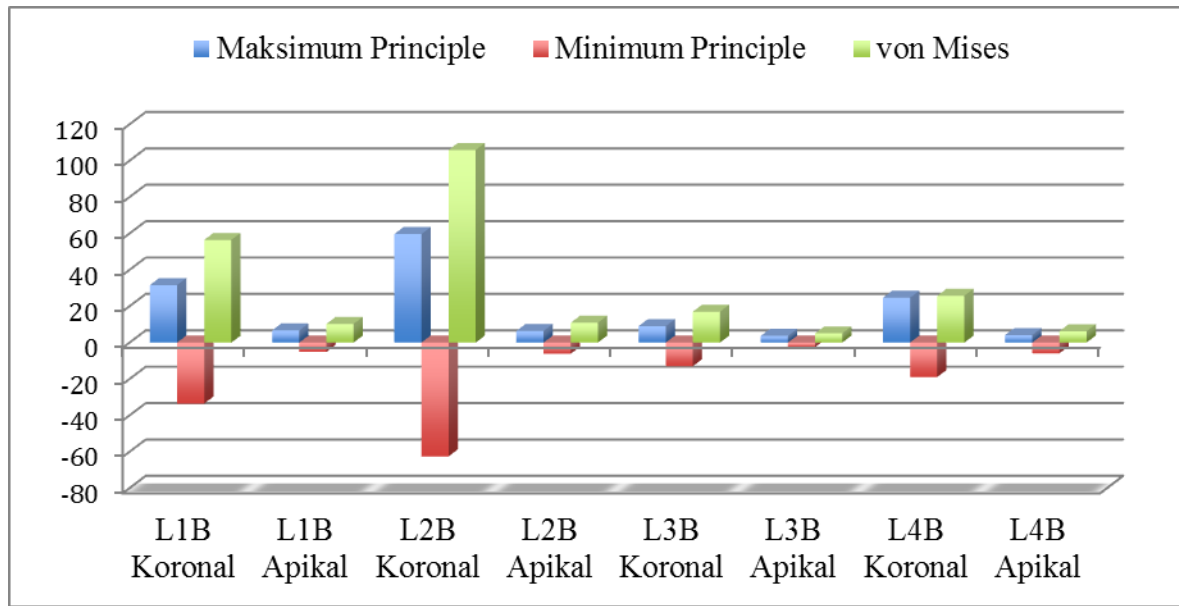


Şekil 4.22. L1A-L2A-L3A-L4A Modellerinde kansellöz kemikte oluşan streslerin dağılımları

L1A: mandibula, tip 1 kare kesit silindirik implant, bukkal defekte sahip model; **L2A:** mandibula, tip 2 V kesit kök formu açılı implant, bukkal defekte sahip model; **L3A:** mandibula, tip 3 mikro ve makro yivli silindirik implant, bukkal defekte sahip model; **L4A:** mandibula, tip 4 boyun kısmında mikro apikale doğru makro yivli kök formu açılı implant, bukkal defekte sahip model

4.12. Mandibular Horizontal Defekt Modellerine Ait Kortikal Kemikte Oluşan Stresler

Modellere ait bulgular Çizelge 4.11., Şekil 4.23. ve 4.24.'de verilmiştir. Alt çenede horizontal defekti bulunan modellerde yapılan analizlerde kortikal kemikte koronal kısımda apikal kısma göre daha yoğunlaştığı görülmüştür. Maksimum principle değerinin en yüksek olduğu bölge L2B modelinin kortikal koronal bölgesinde 59,6351 MPa değerine sahiptir. Minimum principle değerinin en yüksek olduğu bölge L2B modelinin kortikal koronal bölgesinde -62,5519 MPa değerine sahiptir. Von Mises değerinin en yüksek olduğu bölge L2B modelinin kortikal koronal bölgesinde 105,8650 MPa değerine sahiptir. Maksimum principle, minimum principle, von Mises değerlerinde sıralama 2>1>4>3 şeklindedir.



Şekil 4.23. L1B-L2B-L3B-L4B Modellerine ait kortikal kemikte oluşan streslerin değerlendirilmesi

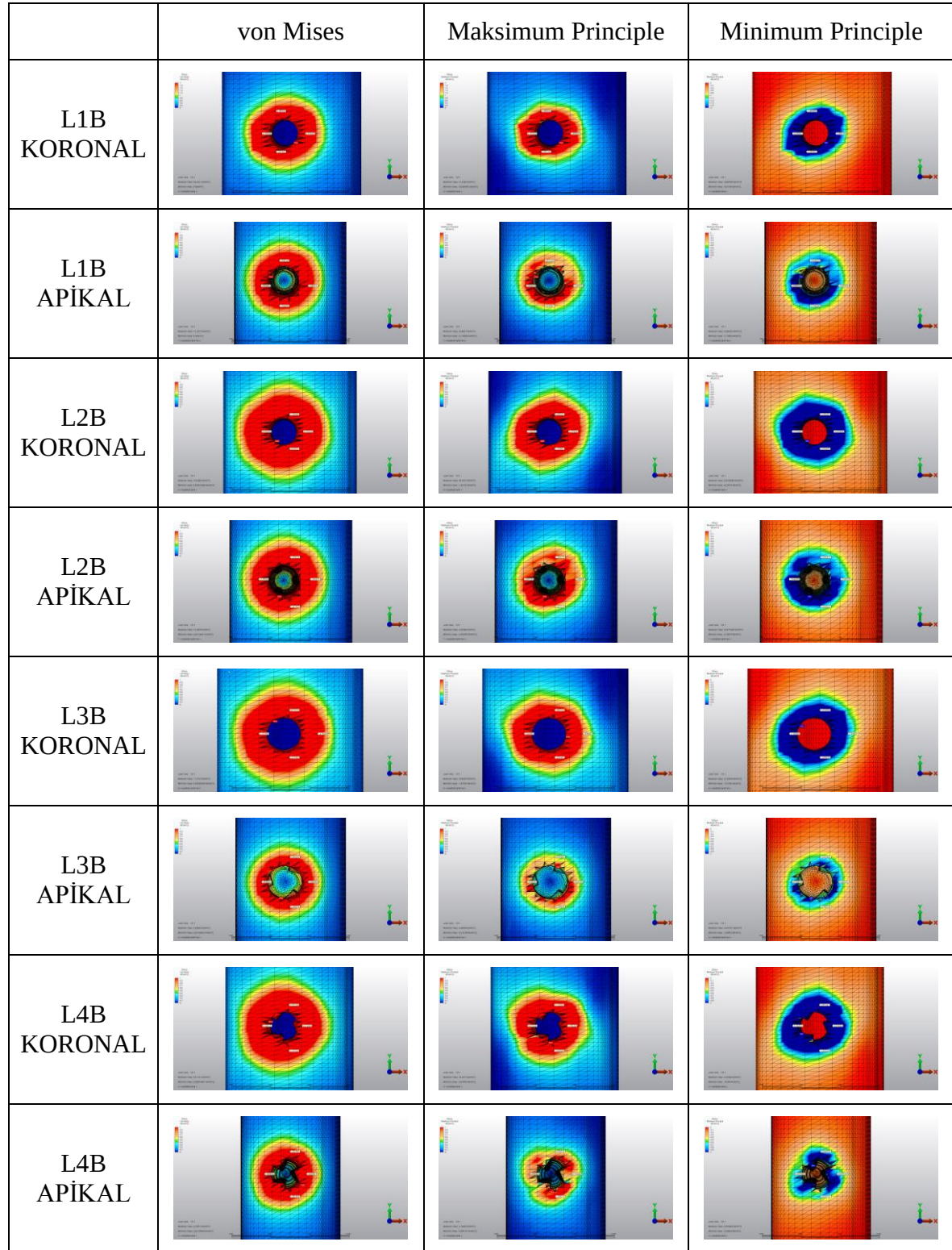
L1B: mandibula, tip 1 kare kesit silindirik implant, horizontal defekte sahip model; **L2B:** mandibula, tip 2 V kesit kök formu açılı implant, horizontal defekte sahip model; **L3B:** mandibula, tip 3 mikro ve makro yivli silindirik implant, horizontal defekte sahip model; **L4B:** mandibula, tip 4 boyun kısmında mikro apikale doğru makro yivli kök formu açılı implant, horizontal defekte sahip model

Çizelge 4.11. L1B-L2B-L3B-L4B Modellerine ait kortikal kemikte oluşan stres değerleri

KORTIKAL KEMİK											
		KORONAL						APIKAL			
		Distal	Lingual	Mezial	Bukkal	Maks.	Distal	Lingual	Mezial	Bukkal	Maks.
L1B	Maksimum Principle	1,8569	2,9710	3,5821	2,9800	31,6265	0,9274	1,0294	0,6459	1,0208	6,6864
	Minimum Principle	-1,8096	-2,4354	-4,4989	-2,6887	-33,5195	-0,8408	-0,8882	-0,7303	-0,8999	-5,1398
	von Mises	3,1887	4,7062	7,0675	4,9194	56,4341	1,5387	1,6666	1,1948	1,6686	10,2527
L2B	Maksimum Principle	4,3007	2,7824	3,1298	3,4769	59,6351	1,0647	0,9837	0,6272	0,9483	6,4256
	Minimum Principle	-3,9052	-2,7744	-3,5936	-3,8768	-62,5519	-0,8825	-1,4449	-0,8032	-0,9407	-6,1507
	von Mises	7,1304	4,8264	5,8339	6,3763	105,865	1,6934	2,1259	1,2474	1,6434	10,8934
L3B	Maksimum Principle	1,3621	2,6268	1,3534	0,8369	9,0458	0,5753	0,9197	0,7450	0,9231	3,6685
	Minimum Principle	-1,7139	-2,1666	-1,5556	-0,8586	-12,9786	-0,6254	-0,7925	-0,5987	-0,8520	-2,5695
	von Mises	2,6712	4,1727	2,5378	1,4704	17,0137	1,0442	1,4894	1,1692	1,5409	5,0584
L4B	Maksimum Principle	2,1225	3,4778	1,4469	1,7302	24,6312	0,5555	0,8560	1,2992	0,7764	4,1648
	Minimum Principle	-2,8914	-3,1624	-1,0626	-3,3769	-18,9490	-0,8920	-0,6752	-0,8207	-0,8397	-5,9083
	von Mises	4,3741	5,7651	2,1918	4,512	25,7141	1,2615	1,3338	1,8516	1,4028	6,2581

L1B: mandibula, tip 1 kare kesit silindirik implant, horizontal defekte sahip model; **L2B:** mandibula, tip 2 V kesit kök formu açılı implant, horizontal defekte sahip model;

L3B: mandibula, tip 3 mikro ve makro yivli silindirik implant, horizontal defekte sahip model; **L4B:** mandibula, tip 4 boyun kısmında mikro apikale doğru makro yivli kök formu açılı implant, horizontal defekte sahip model

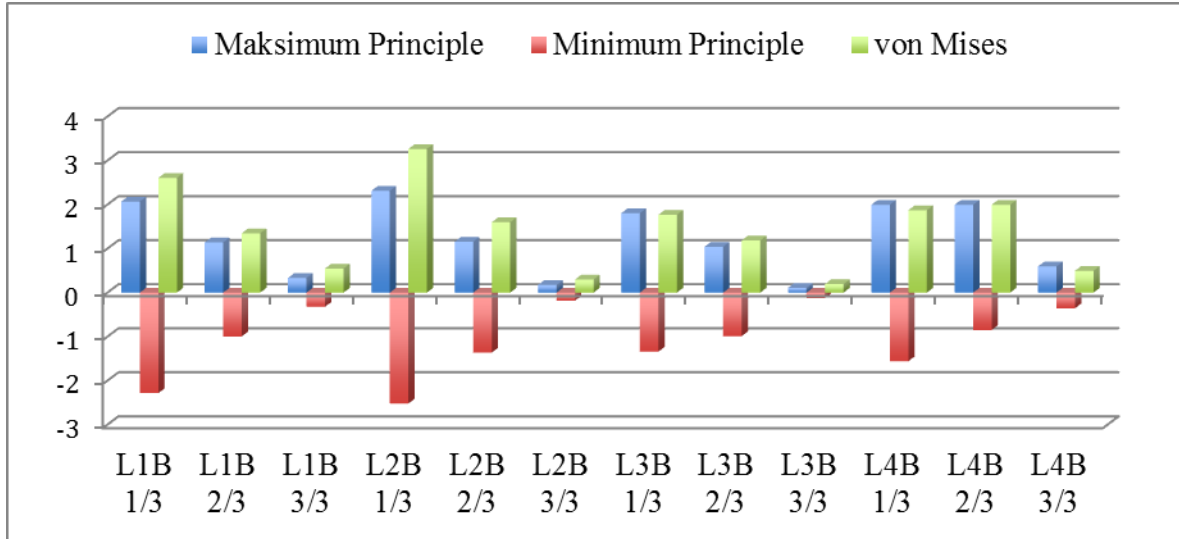


Şekil 4.24. L1B-L2B-L3B-L4B Modellerinde kortikal kemikte oluşan streslerin dağılımları

L1B: mandibula, tip 1 kare kesit silindirik implant, horizontal defekte sahip model; **L2B:** mandibula, tip 2 V kesit kök formu açılı implant, horizontal defekte sahip model; **L3B:** mandibula, tip 3 mikro ve makro yivli silindirik implant, horizontal defekte sahip model; **L4B:** mandibula, tip 4 boyun kısmında mikro apikale doğru makro yivli kök formu açılı implant, horizontal defekte sahip model

4.13. Mandibular Horizontal Defekt Modellerine Ait Kansellöz Kemikte Oluşan Stresler

Modellere ait bulgular Çizelge 4.12., Şekil 4.25. ve 4.26.'da verilmiştir. Alt çenede horizontal defekti bulunan modellerde yapılan analizlerde kansellöz kemiğin 1/3'lük kısmında maksimum principle, minimum principle ve von Mises stres değerleri apikale doğru olan 2/3 ve 3/3 bölgelerinde daha yoğun fazla çıkmıştır. En yüksek maksimum principle değeri 2,3111 MPa ile L2B modeline aittir. En yüksek minimum principle değeri ise -2,5201 MPa değeri ile L2B modeline aittir. En yüksek von Mises değeri de yine 3,2624 MPa değeri ile L2B Modeline aittir. Bütün stres değerlerinin modellere göre sıralamasında ise $2>1>4>3$ şeklindedir.



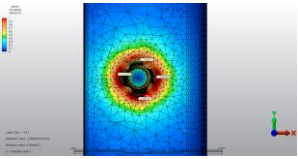
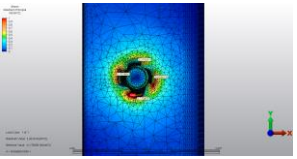
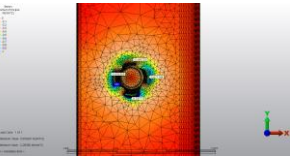
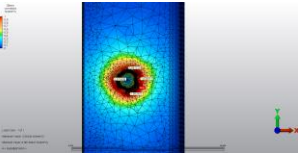
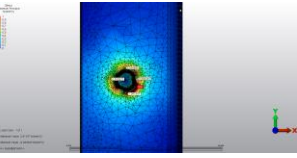
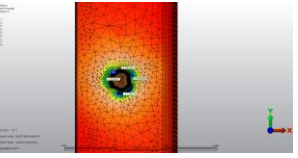
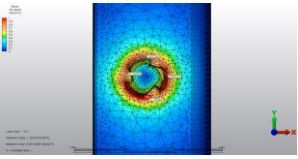
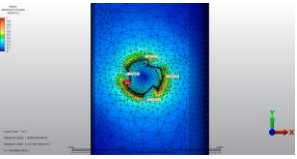
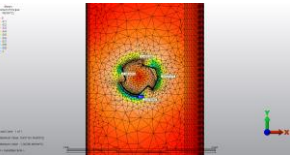
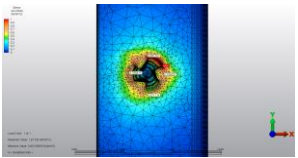
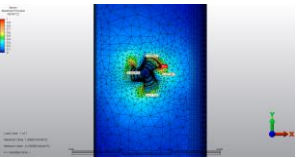
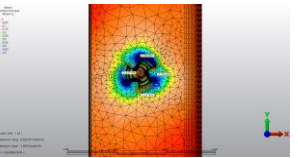
Şekil 4. 25. L1B-L2B-L3B-L4B Modellerine ait kansellöz kemikte oluşan streslerin değerlendirilmesi

L1B: mandibula, tip 1 kare kesit silindirik implant, horizontal defekte sahip model; **L2B:** mandibula, tip 2 V kesit kök formu açılı implant, horizontal defekte sahip model; **L3B:** mandibula, tip 3 mikro ve makro yivli silindirik implant, horizontal defekte sahip model; **L4B:** mandibula, tip 4 boyun kısmında mikro apikale doğru makro yivli kök formu açılı implant, horizontal defekte sahip model

Çizelge 4.12. L1B-L2B-L3B-L4B Modellerine ait kansellöz kemikte oluşan stres değerleri

		KANSELLÖZ KEMİK														
		1/3					2/3					3/3				
		Distal	Lingual	Mezial	Bukkal	Maks.	Distal	Lingual	Mezial	Bukkal	Maks.	Distal	Lingual	Mezial	Bukkal	Maks.
L1B	Maksimum Principle	0,3707	0,7038	0,7134	0,5336	2,0676	0,5342	0,6051	0,2190	0,1423	1,1394	0,1866	0,1986	0,1756	0,1690	0,3325
	Minimum Principle	-0,4682	-0,6944	-0,7017	-0,6717	-2,2836	-0,4917	-0,5770	-0,2232	-0,1402	-0,9956	-0,2199	-0,2243	-0,2268	-0,1816	-0,3211
	von Mises	0,7281	1,2114	1,2261	1,0459	2,6063	0,8887	1,0239	0,3838	0,2462	1,3469	0,3534	0,3667	0,3497	0,3044	0,5473
	Maksimum Principle	0,5347	0,5339	1,0416	0,5843	2,3111	0,9359	0,3558	0,2328	0,2329	1,1551	0,1223	0,1662	0,1038	0,1419	0,1729
L2B	Minimum Principle	-0,5007	-0,5939	-1,1265	-0,6099	-2,5201	-0,4064	-0,3573	-0,2676	-0,5169	-1,3639	-0,1286	-0,1481	-0,1195	-0,1269	-0,1821
	von Mises	0,8973	0,9774	1,8825	1,0349	3,2624	1,1774	0,6178	0,4335	0,6604	1,5978	0,2190	0,2739	0,1946	0,2336	0,2983
	Maksimum Principle	0,4673	0,2859	0,3293	0,4923	1,8047	0,3590	0,2099	0,1814	0,4211	1,0431	0,0985	0,0898	0,1084	0,0990	0,1085
	Minimum Principle	-0,4634	-0,5435	-0,4789	-0,5375	-1,3421	-0,3385	-0,3140	-0,3242	-0,3699	-0,9898	-0,0919	-0,0929	-0,1148	-0,0781	-0,1277
L3B	von Mises	0,8074	0,7269	0,7039	0,8922	1,7673	0,6043	0,4552	0,4394	0,6863	1,1852	0,1666	0,1592	0,1937	0,1539	0,1937
	Maksimum Principle	0,1894	0,3854	0,4111	0,4224	1,9961	0,1894	0,3854	0,4111	0,4224	1,9961	0,1329	0,1342	0,0723	0,0981	0,5951
	Minimum Principle	-0,8046	-0,4272	-0,2474	-0,3922	-1,5596	-0,4666	-0,3846	-0,1722	-0,2153	-0,8499	-0,1537	-0,2174	-0,1039	-0,1070	-0,3549
	von Mises	0,8977	0,7054	0,5711	0,7061	1,8719	0,1894	0,3854	0,4111	0,4224	1,9961	0,2487	0,3053	0,1543	0,1781	0,4964

L1B: mandibula, tip 1 kare kesit silindirik implant, horizontal defekte sahip model; **L2B:** mandibula, tip 2 V kesit kök formu açılı implant, horizontal defekte sahip model; **L3B:** mandibula, tip 3 mikro ve makro yivli silindirik implant, horizontal defekte sahip model; **L4B:** mandibula, tip 4 boyun kısmında mikro apikale doğru makro yivli kök formu açılı implant, horizontal defekte sahip model

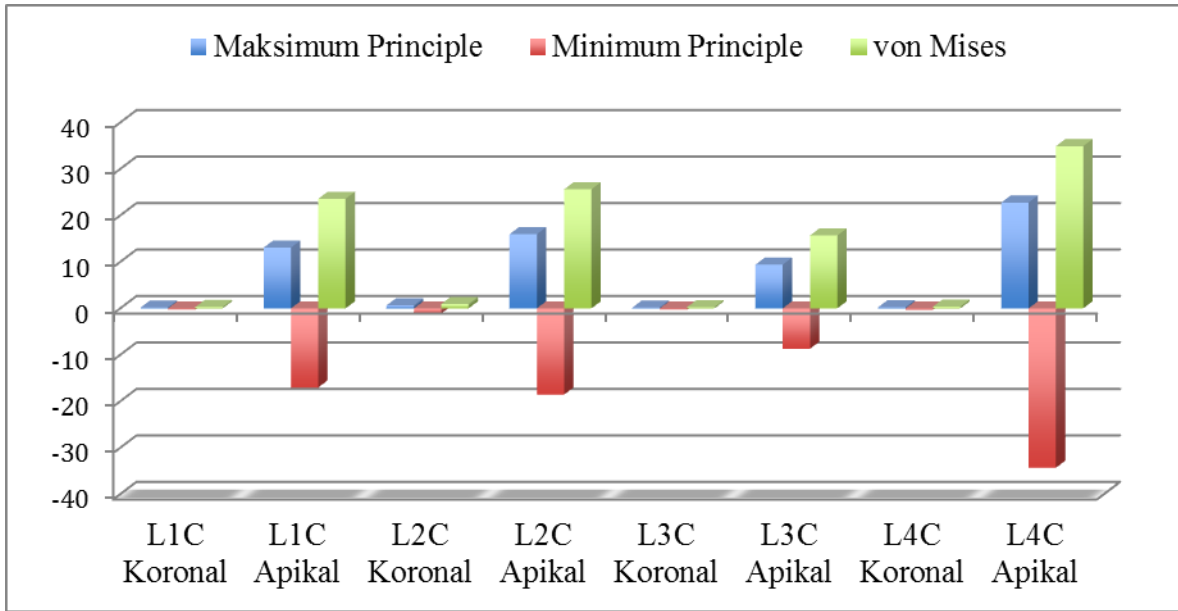
	von Mises	Maksimum Principle	Minimum Principle
L1B			
L2B			
L3B			
L4B			

Şekil 4.26. L1B-L2B-L3B-L4B Modellerinde kansellöz kemikte oluşan streslerin dağılımları

L1B: mandibula, tip 1 kare kesit silindirik implant, horizontal defekte sahip model; **L2B:** mandibula, tip 2 V kesit kök formu açılı implant, horizontal defekte sahip model; **L3B:** mandibula, tip 3 mikro ve makro yivli silindirik implant, horizontal defekte sahip model; **L4B:** mandibula, tip 4 boyun kısmında mikro apikale doğru makro yivli kök formu açılı implant, horizontal defekte sahip model

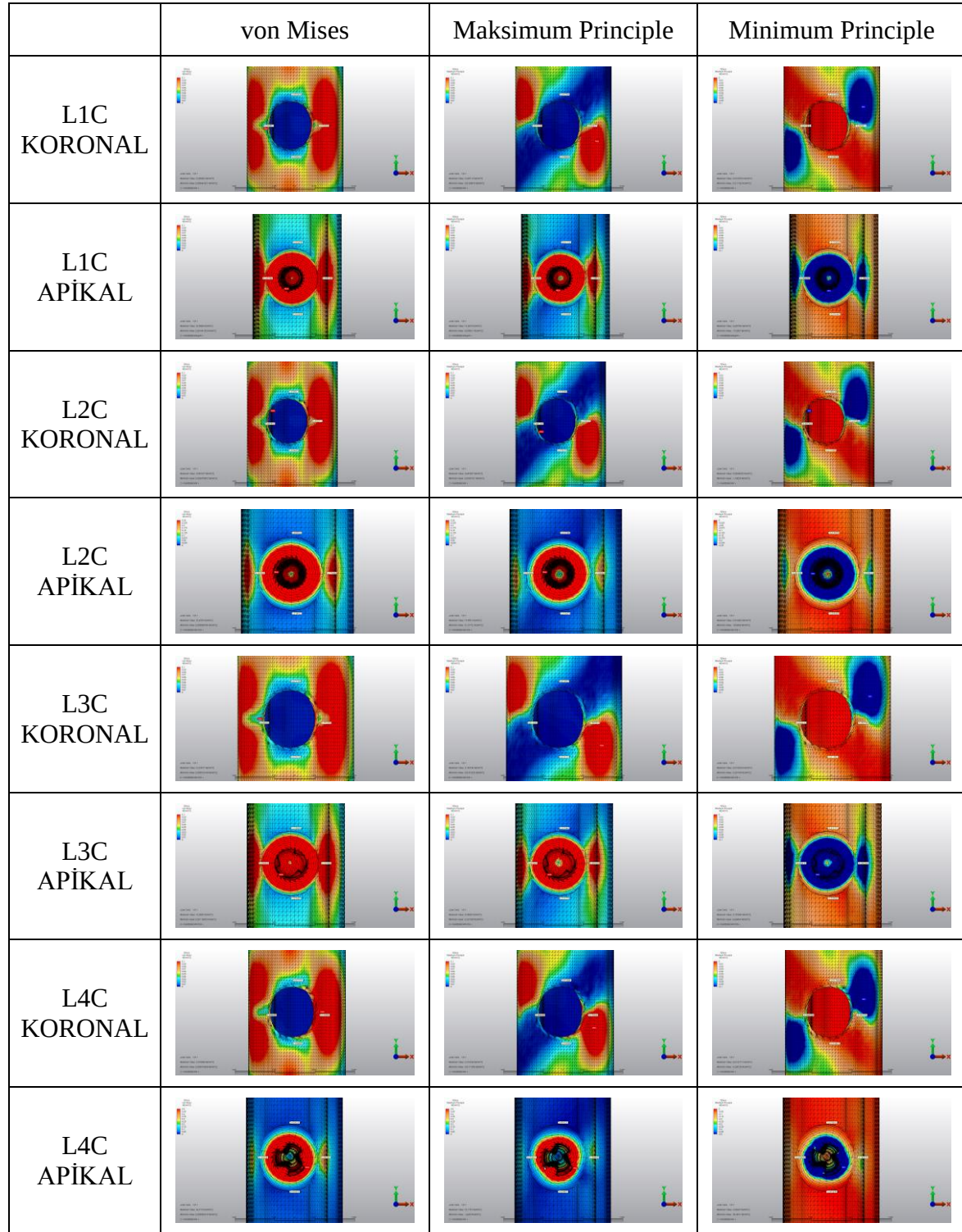
4.14. Mandibular Sirküler Defekt Modellerine Ait Kortikal Kemikte Oluşan Stresler

Modellere ait bulgular Çizelge 4.13., Şekil 4.27. ve 4.28’de verilmiştir. Alt çenede sirküler defekte sahip modellerde yapılan analizlerde kortikal kemiğin apikal kısmında koronal kısmına göre maksimum Principle, minimum Principle ve von mises değerleri daha yüksek çıkmıştır. En yüksek maksimum Principle değeri 22,7751 MPa ile L4C modeline aittir. En yüksek minimum Principle değeri ise -34,3041 MPa ile L4C modeline aittir. En yüksek von mises stres değeri de yine 34,9115 MPa ile L4C modeline aittir. Modellere göre sıralama 4>2>1>3 şeklindedir.



Şekil 4.27. L1C-L2C-L3C-L4C Modellerine ait kortikal kemikte oluşan streslerin değerlendirilmesi

L1C: mandibula, tip 1 kare kesit silindirik implant, sirküler defekte sahip model; **L2C:** mandibula, tip 2 V kesit kök formu açılı implant, sirküler defekte sahip model; **L3C:** mandibula, tip 3 mikro ve makro yivli silindirik implant, sirküler defekte sahip model; **L4C:** mandibula, tip 4 boyun kısmında mikro apikale doğru makro yivli kök formu açılı implant, sirküler defekte sahip model

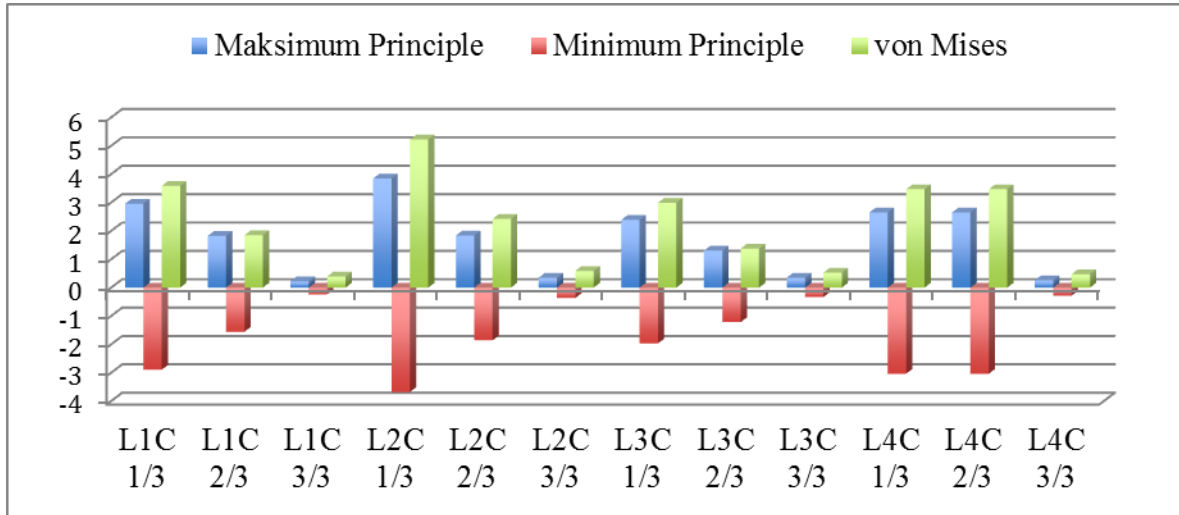


Şekil 4.28. L1C-L2C-L3C-L4C Modellerinde kortikal kemikte oluşan streslerin dağılımları

L1C: mandibula, tip 1 kare kesit silindirik implant, sirküler defekte sahip model; **L2C:** mandibula, tip 2 V kesit kök formu açılı implant, sirküler defekte sahip model; **L3C:** mandibula, tip 3 mikro ve makro yivli silindirik implant, sirküler defekte sahip model; **L4C:** mandibula, tip 4 boyun kısmında mikro apikale doğru makro yivli kök formu açılı implant, sirküler defekte sahip model

4.15. Mandibular Sirküler Defekt Modellerine Ait Kansellöz Kemikte Oluşan Stresler

Modellere ait bulgular Çizelge 4.14., Şekil 4.29. ve 4.30.'da verilmiştir. Alt çenede sirküler defekti bulunan modellerde yapılan analizlerde implantın kemikle temas eden kansellöz kemiğin 1/3'lük kısmında maksimum principle, minimum principle ve von Mises stres değerleri apikale doğru olan 2/3 ve 3/3 bölgelerine göre daha yoğun çıkmıştır. En yüksek maksimum principle değeri 3,8432 MPa değeri ile L2C modeline aittir. Modellere göre sıralama 2>1>4>3 şeklindedir. En yüksek minimum principle değeri -3,6825 MPa değeri ile L2C modeline aittir. Modellere göre sıralama 2>4>1>3 şeklindedir. En yüksek von Mises değeri de yine 5,1196 MPa değeri ile yine L2C modeline aittir. Modellere göre sıralamada ise 2>1>4>3 şeklindedir.



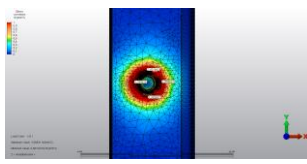
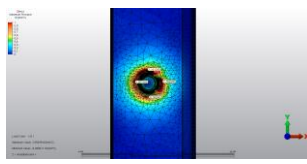
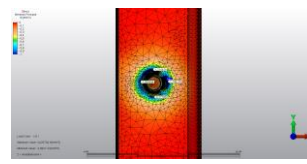
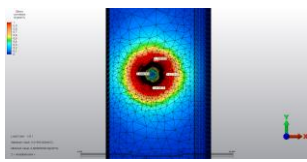
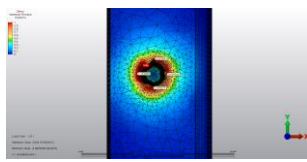
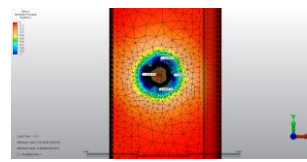
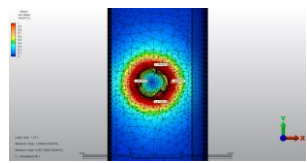
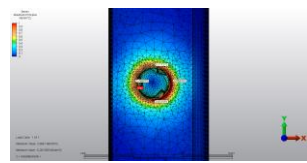
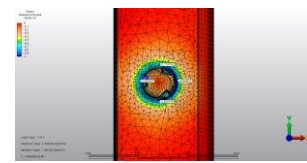
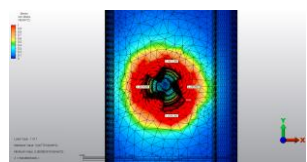
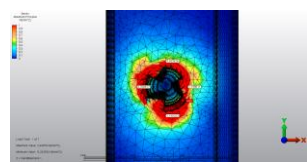
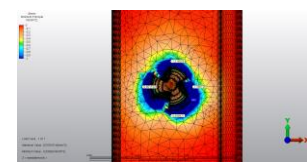
Şekil 4.29. L1C-L2C-L3C-L4C Modellerine ait kansellöz kemikte oluşan streslerin değerlendirilmesi

L1C: mandibula, tip 1 kare kesit silindirik implant, sirküler defekte sahip model; **L2C:** mandibula, tip 2 V kesit kök formu açılı implant, sirküler defekte sahip model; **L3C:** mandibula, tip 3 mikro ve makro yivli silindirik implant, sirküler defekte sahip model; **L4C:** mandibula, tip 4 boyun kısmında mikro apikale doğru makro yivli kök formu açılı implant, sirküler defekte sahip model

Çizelge 4.14. L1C-L2C-L3C-L4C Modellerine ait kansellöz kemikte oluşan stres değerleri

		KANSELLÖZ KEMİK														
		1/3					2/3					3/3				
		Distal	Lingual	Mezial	Bukkal	Maks.	Distal	Lingual	Mezial	Bukkal	Maks.	Distal	Lingual	Mezial	Bukkal	Maks.
L1C	Maksimum Principle	1,1013	1,0011	0,7460	1,1649	2,9550	0,5500	0,4925	0,3697	0,4699	1,8236	0,1291	0,2257	0,1704	0,1867	0,2257
	Minimum Principle	-1,2147	-1,0699	-0,7779	-1,1067	-2,8941	-0,4597	-0,3285	-0,3699	-0,4728	-1,5572	-0,1645	-0,2220	-0,1573	-0,1846	-0,2403
	von Mises	2,0076	1,7943	1,3206	1,9686	3,5853	0,8754	0,7143	0,6411	0,8168	1,8474	0,2563	0,3879	0,2845	0,3221	0,3906
	Maksimum Principle	0,9780	1,1373	0,9305	0,8395	3,8432	0,0404	0,5965	0,5221	0,4146	1,8344	0,2757	0,2728	0,2886	0,2456	0,3472
L2C	Minimum Principle	-1,0297	-1,0548	-0,9295	-1,0355	-3,6825	-0,4265	-0,6486	-0,4904	-0,4552	-1,8581	-0,2126	-0,2635	-0,2281	-0,2653	-0,3663
	von Mises	1,7393	1,8997	1,6136	1,6275	5,2196	0,7212	1,0789	0,8781	0,7541	2,4213	0,4239	0,4655	0,4503	0,4439	0,5882
	Maksimum Principle	0,7173	0,7689	0,8311	0,8543	2,3881	0,3485	0,3095	0,2243	0,5688	1,3015	0,2005	0,2173	0,2633	0,2123	0,3485
	Minimum Principle	-0,7188	-0,8543	-0,8070	-0,8249	-1,9677	-0,2974	-0,3333	-0,4678	-0,5549	-1,2161	-0,2136	-0,2828	-0,2553	-0,2501	-0,3333
L3C	von Mises	1,2441	1,4059	1,4196	1,4551	2,9900	0,5604	0,5568	0,6029	0,9733	1,3767	0,3597	0,4342	0,4494	0,4005	0,5252
	Maksimum Principle	0,9334	0,7688	1,1950	1,1990	2,6498	0,3794	0,6215	0,6205	0,7922	2,6498	0,0515	0,0612	0,0641	0,0597	0,2608
	Minimum Principle	-1,3161	-0,8011	-0,6889	-1,3842	-3,0357	-0,7874	-0,6058	-0,4171	-0,6022	-3,0357	-0,0530	-0,0785	-0,0738	-0,0681	-0,2860
	von Mises	1,9613	1,3616	1,6593	2,2509	3,4678	1,0129	1,0632	0,9017	1,2106	3,4678	0,0913	0,1211	0,1200	0,1111	0,4736

L1C: mandibula, tip 1 kare kesit silindirik implant, sirküler defekte sahip model; **L2C:** mandibula, tip 2 V kesit kök formu açılı implant, sirküler defekte sahip model; **L3C:** mandibula, tip 3 mikro ve makro yivli silindirik implant, sirküler defekte sahip model; **L4C:** mandibula, tip 4 boyun kısmında mikro apikale doğru makro yivli kök formu açılı implant, sirküler defekte sahip model

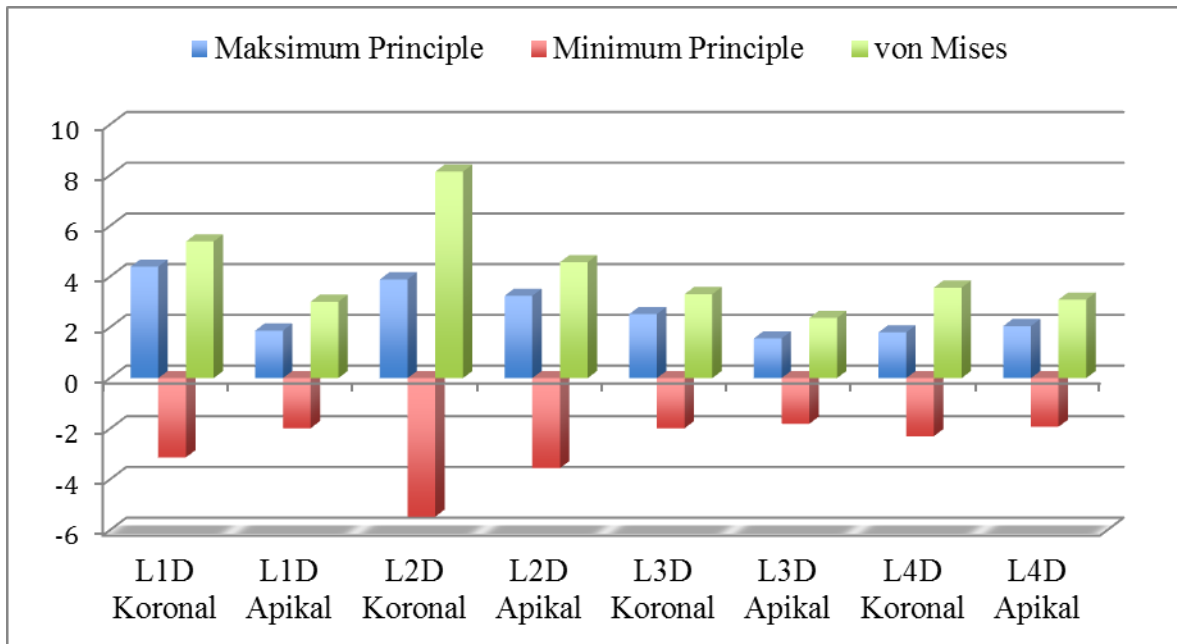
	von Mises	Maksimum Principle	Minimum Principle
L1C			
L2C			
L3C			
L4C			

Şekil 4.30. L1C-L2C-L3C-L4C Modellerinde kansellöz kemikte oluşan streslerin dağılımları

L1C: mandibula, tip 1 kare kesit silindirik implant, sirküler defekte sahip model; **L2C:** mandibula, tip 2 V kesit kök formu açılı implant, sirküler defekte sahip model; **L3C:** mandibula, tip 3 mikro ve makro yivli silindirik implant, sirküler defekte sahip model; **L4C:** mandibula, tip 4 boyun kısmında mikro apikale doğru makro yivli kök formu açılı implant, sirküler defekte sahip model

4.16. Mandibular Defekt Olmayan Kontrol Modellerine Ait Kortikal Kemikte Oluşan Stresler

Modellere ait bulgular Çizelge 4.15., Şekil 4.31. ve 4.32.'de verilmiştir. Alt çenede defekti bulunmayan tam osseointegre modellerde yapılan analizlerde kortikal kemiğin koronal kısmında apikal kısmına göre maksimum principle, minimum principle ve von Mises değerleri daha yüksek çıkmıştır. Sadece L4D modelinin maksimum principle değeri apikal kısımda daha fazladır. En yüksek maksimum principle değeri 4,3950 MPa ile L1D modeline aittir. Modellere göre sıralama 1>2>3>4 şeklindedir. En yüksek minimum principle değeri ise -5,4666 MPa ile L2D modeline aittir. Modellere göre sıralama 2>1>4>3 şeklindedir. En yüksek von Mises stres değeri de yine 8,1461 MPa ile L2D modeline aittir. Modellere göre sıralama 2>1>4>3 şeklindedir.



Şekil 4.31. L1D-L2D-L3D-L4D Modellerine ait kortikal kemikte oluşan streslerin değerlendirilmesi

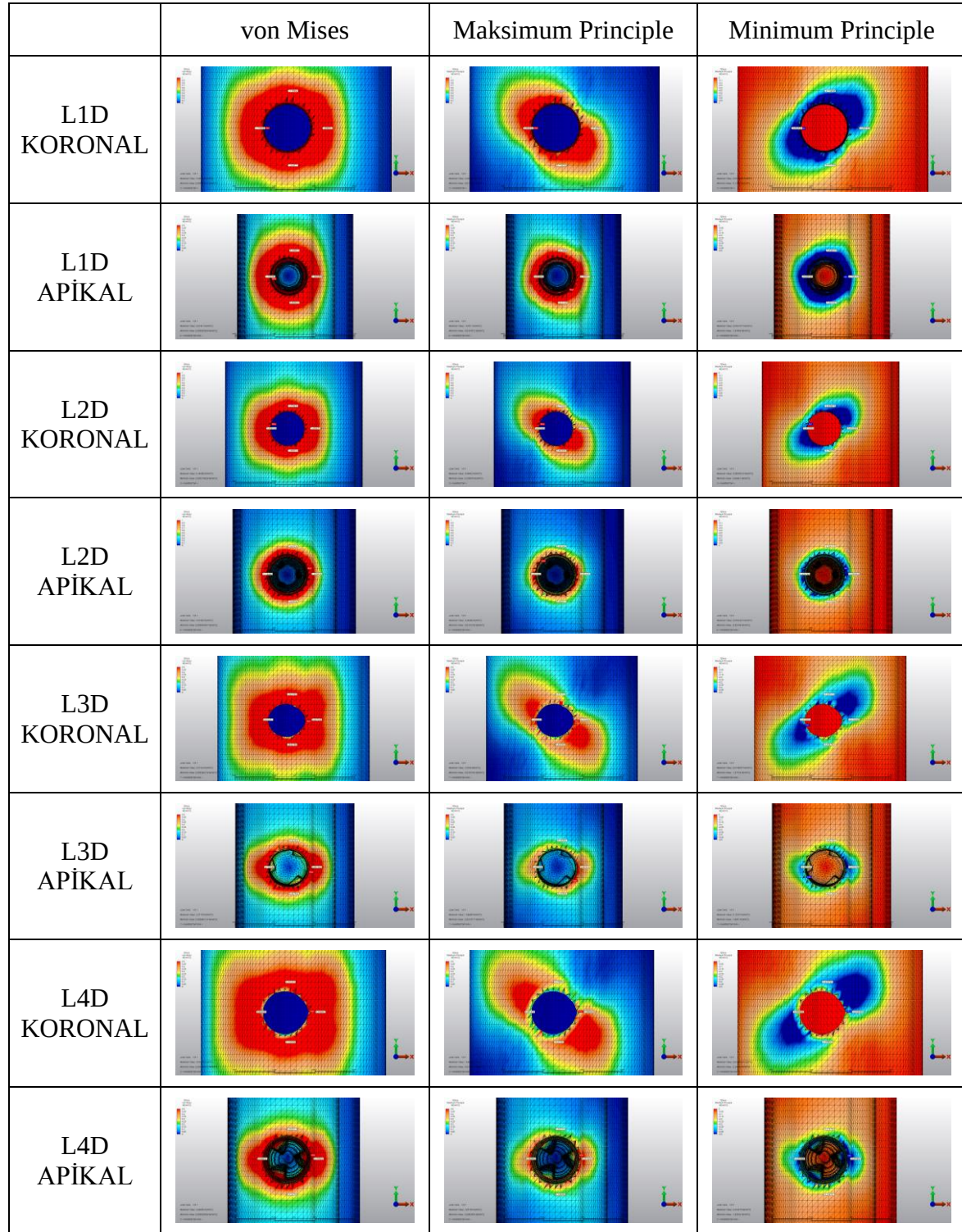
L1D: mandibula, tip 1 kare kesit silindirik implant, defekt olmayan kontrol model; **L2D:** mandibula, tip 2 V kesit kök formu açılı implant, defekt olmayan kontrol model; **L3D:** mandibula, tip 3 mikro ve makro yivli silindirik implant, defekt olmayan kontrol model; **L4D:** mandibula, tip 4 boyun kısmında mikro apikale doğru makro yivli kök formu açılı implant, defekt olmayan kontrol model

Çizelge 4.15. L1D-L2D-L3D-L4D Modellerine ait kortikal kemikte oluşan stres değerleri

		KORTİKAL KEMİK									
		KORONAL					APİKAL				
		Distal	Lingual	Mezial	Bukkal	Maks.	Distal	Lingual	Mezial	Bukkal	Maks.
L1D	Maksimum Principle	0,6390	0,9869	0,7740	0,9187	4,3950	0,4131	0,6524	0,5111	0,7894	1,8781
	Minimum Principle	-0,7198	-0,9935	-0,6719	-0,9098	-3,1254	-0,4444	-0,6392	-0,4810	-0,7861	-1,9750
	von Mises	1,1790	1,7197	1,2549	1,5886	5,3906	0,7436	1,1198	0,8606	1,3654	3,0144
L2D	Maksimum Principle	0,7710	0,9271	0,8828	0,8294	3,8944	0,3818	0,6519	0,4953	0,8215	3,2461
	Minimum Principle	-0,8098	-0,9236	-0,7966	-0,8243	-5,4666	-0,3841	-0,6368	-0,4779	-0,9305	-3,5515
	von Mises	1,3710	1,6065	1,4566	1,4381	8,1461	0,6642	1,1165	0,8441	1,5205	4,5746
L3D	Maksimum Principle	0,3741	0,4545	0,5029	0,3733	2,5236	0,1820	0,4376	0,2296	0,4474	1,5668
	Minimum Principle	-0,3900	-0,4795	-0,4571	-0,4164	-1,9772	-0,2016	-0,4611	-0,2179	-0,4758	-1,8031
	von Mises	0,6625	0,8105	0,8328	0,6870	3,3132	0,3325	0,7798	0,3879	0,8014	2,3718
L4D	Maksimum Principle	0,3790	0,4913	0,4321	0,3858	1,8035	0,2023	0,3648	0,1957	0,4216	2,0515
	Minimum Principle	-0,4297	-0,5051	-0,3988	-0,4223	-2,2901	-0,2187	-0,3704	-0,1698	-0,4759	-1,9204
	von Mises	0,7010	0,8646	0,7220	0,7030	3,5710	0,3650	0,6369	0,3168	0,7789	3,0970

L1D: mandibula, tip 1 kare kesit silindirik implant, defekt olmayan kontrol model; **L2D:** mandibula, tip 2 V kesit kök formu açılı implant, defekt olmayan kontrol model;

L3D: mandibula, tip 3 mikro ve makro yivli silindirik implant, defekt olmayan kontrol model; **L4D:** mandibula, tip 4 boyun kısmında mikro apikale doğru makro yivli kök formu açılı implant, defekt olmayan kontrol model

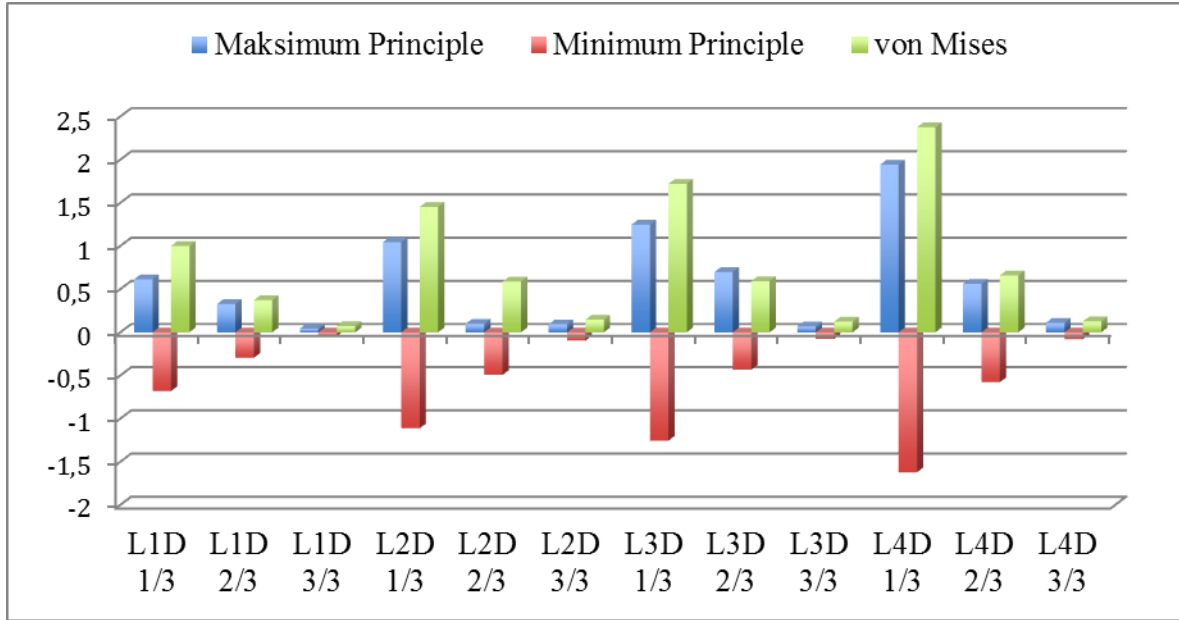


Şekil 4.32. L1D-L2D-L3D-L4D Modellerinde kortikal kemikte oluşan streslerin dağılımları

L1D: mandibula, tip 1 kare kesit silindirik implant, defekt olmayan kontrol model; **L2D:** mandibula, tip 2 V kesit kök formu açılı implant, defekt olmayan kontrol model; **L3D:** mandibula, tip 3 mikro ve makro yivli silindirik implant, defekt olmayan kontrol model; **L4D:** mandibula, tip 4 boyun kısmında mikro apikale doğru makro yivli kök formu açılı implant, defekt olmayan kontrol model

4.17. Mandibular Defekt Olmayan Kontrol Modellerine Ait Kortikal Kemikte Oluşan Stresler

Modellere ait bulgular Çizelge 4.16., Şekil 4.33. ve 4.34.'de verilmiştir. Alt çenede defekti bulunmayan tam osseointegre modellerde yapılan analizlerde kansellöz kemiğin 1/3lük kısmında maksimum principle, minimum principle ve von Mises stres değerleri apikale doğru olan 2/3 ve 3/3 bölgelerinde daha yoğun fazla çıkmıştır. En yüksek maksimum principle değeri 1,9415 MPa ile L4D modeline aittir. En yüksek minimum principle değeri ise -1,6215 MPa değeri ile L4D modeline aittir. En yüksek von Mises değeri de yine 2,3760 MPa değeri ile L4D Modeline aittir. Modellere göre sıralamada ise 4>3>2>1 şeklindedir.



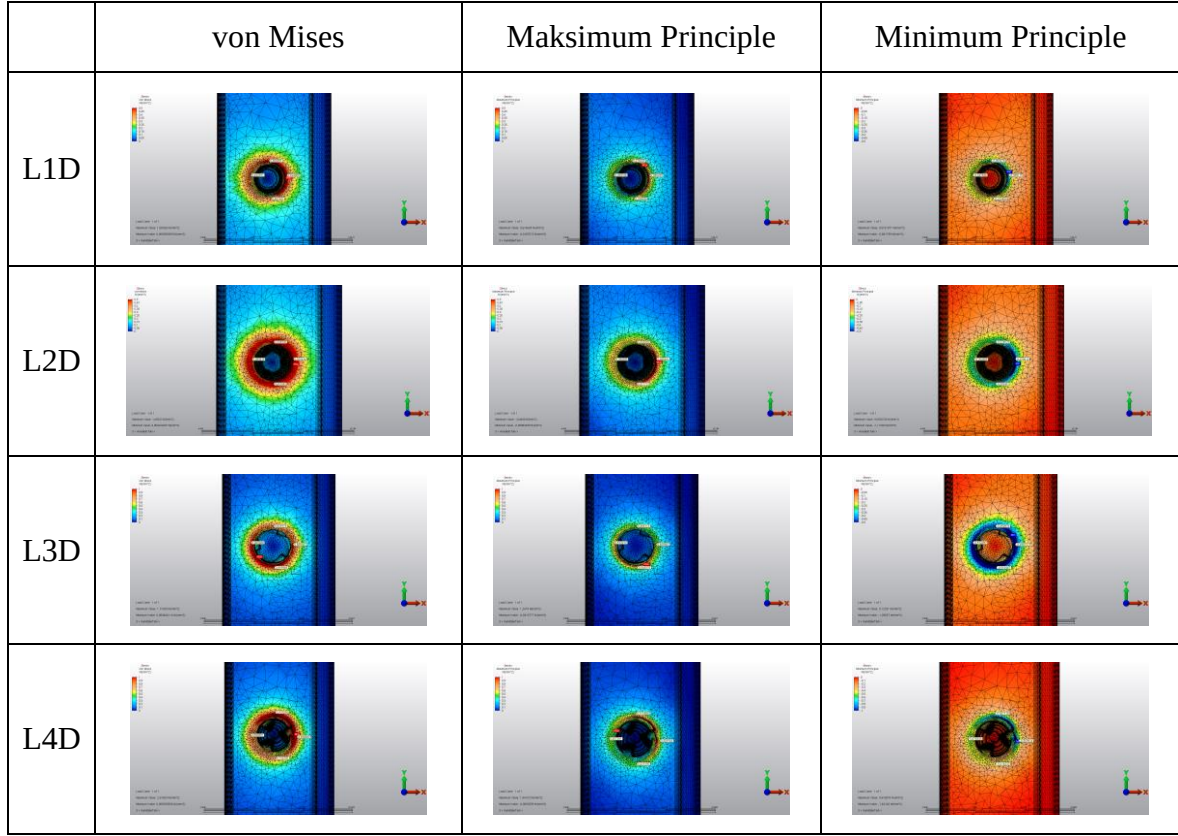
Şekil 4.33. L1D-L2D-L3D-L4D Modellerine ait kansellöz kemikte oluşan streslerin değerlendirilmesi

L1D: mandibula, tip 1 kare kesit silindirik implant, defekt olmayan kontrol model; **L2D:** mandibula, tip 2 V kesit kök formu açılı implant, defekt olmayan kontrol model; **L3D:** mandibula, tip 3 mikro ve makro yivli silindirik implant, defekt olmayan kontrol model; **L4D:** mandibula, tip 4 boyun kısmında mikro apikale doğru makro yivli kök formu açılı implant, defekt olmayan kontrol model

Çizelge 4.16. L1D-L2D-L3D-L4D Modellerine ait kansellöz kemikte oluşan stres değerleri

		KANSELLÖZ KEMİK														
		1/3					2/3					3/3				
		Distal	Lingual	Mezial	Bukkal	Maks.	Distal	Lingual	Mezial	Bukkal	Maks.	Distal	Lingual	Mezial	Bukkal	Maks.
L1D	Maksimum Principle	0,2783	0,2392	0,2480	0,3563	0,6147	0,0696	0,0792	0,0752	0,1635	0,3285	0,0264	0,0436	0,0302	0,0279	0,0437
	Minimum Principle	-0,3057	-0,2475	-0,2225	-0,3651	-0,6818	-0,0782	-0,0752	-0,0784	-0,1748	-0,2948	-0,0281	0,0375	-0,0284	-0,0283	-0,0436
	von Mises	0,5069	0,4220	0,4079	0,6248	1,0004	0,1280	0,1338	0,1332	0,2934	0,3725	0,0473	0,0704	0,0508	0,0488	0,0738
	Maksimum Principle	0,3026	0,2904	0,3717	0,4863	1,0441	0,0992	0,1680	0,1155	0,1127	0,0992	0,0564	0,0435	0,0469	0,0473	0,0931
L2D	Minimum Principle	-0,3147	-0,2644	-0,3324	-0,5750	-1,1125	-0,1085	-0,1425	-0,1137	-0,1070	-0,4930	-0,0493	-0,0421	-0,0469	-0,0449	-0,0958
	von Mises	0,5348	0,4806	0,6103	0,9203	1,4532	0,1801	0,2695	0,1986	0,1904	0,5878	0,9118	0,0742	0,0813	0,0799	0,1456
	Maksimum Principle	0,4651	0,5722	0,5431	0,4689	1,2474	0,1398	0,1061	0,1215	0,1989	0,6983	0,0328	0,0646	0,0578	0,0490	0,0701
	Minimum Principle	-0,4929	-0,5143	-0,5184	-0,4987	-1,2556	-0,1387	-0,1696	-0,2030	-0,1939	-0,4322	-0,0323	-0,0615	-0,0551	-0,0475	-0,0765
L3D	von Mises	0,8297	0,9420	0,9199	0,8383	1,7184	0,2413	0,2401	0,2846	0,3402	0,5929	0,0570	0,1096	0,0981	0,0840	0,1233
	Maksimum Principle	0,5129	0,4572	0,4232	0,5098	1,9415	0,0801	0,1284	0,1482	0,1629	0,5616	0,0248	0,0648	0,0291	0,0273	0,1108
	Minimum Principle	-0,5471	-0,4705	-0,4146	-0,5639	-1,6215	-0,1636	-0,1138	-0,1177	-0,1191	-0,5774	-0,0244	-0,0742	-0,0279	-0,0285	-0,0787
	von Mises	0,9186	0,8039	0,7268	0,9301	2,3760	0,2132	0,2099	0,2311	0,2451	0,6595	0,0427	0,1206	0,0496	0,0484	0,1269

L1D: mandibula, tip 1 kare kesit silindirik implant, defekt olmayan kontrol model; **L2D:** mandibula, tip 2 V kesit kök formu açılı implant, defekt olmayan kontrol model; **L3D:** mandibula, tip 3 mikro ve makro yivli silindirik implant, defekt olmayan kontrol model; **L4D:** mandibula, tip 4 boyun kısmında mikro apikale doğru makro yivli kök formu açılı implant, defekt olmayan kontrol model



Şekil 4.34. L1D-L2D-L3D-L4D Modellerinde kansellöz kemikte oluşan streslerin dağılımları

L1D: mandibula, tip 1 kare kesit silindirik implant, defekt olmayan kontrol model; **L2D:** mandibula, tip 2 V kesit kök formu açılı implant, defekt olmayan kontrol model; **L3D:** mandibula, tip 3 mikro ve makro yivli silindirik implant, defekt olmayan kontrol model; **L4D:** mandibula, tip 4 boyun kısmında mikro apikale doğru makro yivli kök formu açılı implant, defekt olmayan kontrol model

4.18. Dayanım Kapasitesine Göre Gerekli Olan Ters Tork Kuvvetlerinin Hesaplanması

Sonlu eleman analizlerinde, kullanılan değişkenler sabitken uygulanan kuvvet büyüklüğüyle orantılı alınan sonuçlar lineer bir artış gösterir.

En yüksek stres değerlerinin belirlenmesi, kullanılan materyallerin yükleme altındaki dayanımını belirlemek açısından önemlidir. İnsan kortikal kemiğinin en yüksek (ultimate) dayanım kapasitesi, çekme stresleri (maksimum principle) için 121-135 MPa arasında, basma stresleri (minimum principle) için ise 167-205 MPa arasında değişmektedir. Kansellöz kemiğin stresler karşısındaki dayanım kapasitesi daha düşüktür ve en yüksek 20 MPa'dır. Titanyumun dayanım kapasitesi (endurance limit) 259,9 MPa'dır. Bu çalışmadaki

modellerde kortikal ve kansellöz kemiklerin dayanım kapasitesine göre saat yönünün tersine 10 Ncm olarak uygulanan ters tork kuvvetinin artışı lineer olarak hesaplandı [137].

Tüm modeller üzerinde yapılan sonlu elemanlar analizi sonucunda elde edilen en yüksek maksimum principle ve minimum principle değerleri ile kortikal ve kansellöz kemiğin dayanım kapasitelerine ulaşan en düşük ters tork değerleri hesaplanarak aşağıdaki sonuçlar bulgulanmıştır.

Çekme (maksimum principle) stresleri için gerekli en düşük ters tork değeri =

$$\frac{121 \text{ MPa (maksimum principle stres değeri için en düşük dayanım kapasitesi)}}{\text{Kortikal kemik üzerindeki en yüksek maksimum principle stres değeri (MPa)}} \times 10 \text{ Ncm}$$

Basma (minimum principle) stresleri için gerekli en düşük ters tork değeri =

$$\frac{167 \text{ MPa (minimum principle stres değeri için en düşük dayanım kapasitesi)}}{\text{Kortikal kemik üzerindeki en yüksek minimum principle stres değeri (MPa)}} \times 10 \text{ Ncm}$$

Çekme (maksimum principle) ve basma (minimum principle) stresleri için gerekli en düşük ters tork değeri =

$$\frac{20 \text{ MPa (kansellöz kemik için dayanım kapasitesi)}}{\text{Kansellöz kemik üzerindeki en yüksek maksimum ve minimum principle stres değeri (MPa)}} \times 10 \text{ Ncm}$$

Çizelge 4.17. Maksiller bukkal defekte sahip modeller için gerekli ters tork kuvveti

	Kortikal Kemik		Kansellöz Kemik	
	En yüksek maksimum principle değeri - ters tork değeri	En yüksek minimum principle değeri - ters tork değeri	En yüksek maksimum principle değeri - ters tork değeri	En yüksek minimum principle değeri - ters tork değeri
U1A	21,5578 MPa - 56 Ncm	-12,3315 MPa - 135 Ncm	2,5388 MPa - 78 Ncm	-5,8390 MPa - 34 Ncm
U2A	19,7357 MPa - 61 Ncm	-20,6346 MPa - 80 Ncm	3,2119 MPa - 62 Ncm	-2,4573 MPa - 81 Ncm
U3A	30,7600 MPa - 39 Ncm	-26,0140 MPa - 62 Ncm	3,7242 MPa - 53 Ncm	-2,8269 MPa - 70 Ncm
U4A	25,0192 MPa - 48 Ncm	-17,1368 MPa - 97 Ncm	1,9693 MPa - 101 Ncm	-1,9948 MPa - 100 Ncm

Çizelge 4.18. Maksiller horizontal defekte sahip modeller için gerekli ters tork kuvveti

	Kortikal Kemik		Kansellöz Kemik	
	En yüksek maksimum principle değeri - ters tork değeri	En yüksek minimum principle değeri - ters tork değeri	En yüksek maksimum principle değeri - ters tork değeri	En yüksek minimum principle değeri - ters tork değeri
U1B	38,3975 MPa - 31 Ncm	-39,0299 MPa - 42 Ncm	1,8945 MPa - 105 Ncm	-1,8822 MPa - 106 Ncm
U2B	22,9156 MPa - 52 Ncm	-64,1769 MPa - 26 Ncm	2,7264 MPa - 73 Ncm	-2,5786 MPa - 70 Ncm
U3B	21,2269 MPa - 57 Ncm	-32,8798 MPa - 50 Ncm	1,6009 MPa - 124 Ncm	-1,1973 MPa - 167 Ncm
U4B	32,1956 MPa - 37 Ncm	-46,8236 MPa - 35 Ncm	2,3889 MPa - 83 Ncm	-1,8998 MPa - 105 Ncm

Çizelge 4.19. Maksiller sirküler defekte sahip modeller için gerekli ters tork kuvveti

	Kortikal Kemik		Kansellöz Kemik	
	En yüksek maksimum principle değeri - ters tork değeri	En yüksek minimum principle değeri - ters tork değeri	En yüksek maksimum principle değeri - ters tork değeri	En yüksek minimum principle değeri - ters tork değeri
U1C	15,6866 MPa - 77 Ncm	-12,8966 MPa - 129 Ncm	3,5843 MPa - 55 Ncm	-3,4368 MPa - 58 Ncm
U2C	14,2359 MPa - 84 Ncm	-13,7740 MPa - 121 Ncm	4,7371 MPa - 42 Ncm	-4,5676 MPa - 43 Ncm
U3C	7,3010 MPa - 165 Ncm	-8,5521 MPa - 195 Ncm	2,4923 MPa - 80 Ncm	-2,4051 MPa - 83 Ncm
U4C	13,4300 MPa - 90 Ncm	-17,3329 MPa - 96 Ncm	3,7410 MPa - 53 Ncm	-3,6977 MPa - 54 Ncm

Çizelge 4.20. Maksiller defekt olmayan kontrol modelleri için gerekli ters tork kuvveti

	Kortikal Kemik		Kansellöz Kemik	
	En yüksek maksimum principle değeri - ters tork değeri	En yüksek minimum principle değeri - ters tork değeri	En yüksek maksimum principle değeri - ters tork değeri	En yüksek minimum principle değeri - ters tork değeri
U1D	5,8701 MPa - 206 Ncm	-5,8123 MPa - 287 Ncm	0,6175 MPa - 323 Ncm	-0,6592 MPa - 303 Ncm
U2D	6,1759 MPa - 195 Ncm	-5,1832 MPa - 322 Ncm	1,1554 MPa - 173 Ncm	-0,9568 MPa - 209 Ncm
U3D	5,3023 MPa - 228 Ncm	-4,2989 MPa - 388 Ncm	0,9342 MPa - 214 Ncm	-0,7594 MPa - 263 Ncm
U4D	4,0456 MPa - 299 Ncm	-4,9871 MPa - 334 Ncm	1,7397 MPa - 114 Ncm	-1,5887 MPa - 125 Ncm

Çizelge 4.21. Mandibular bukkal defekte sahip modeller için gerekli ters tork kuvveti

	Kortikal Kemik		Kansellöz Kemik	
	En yüksek maksimum principle değeri - ters tork değeri	En yüksek minimum principle değeri - ters tork değeri	En yüksek maksimum principle değeri - ters tork değeri	En yüksek minimum principle değeri - ters tork değeri
L1A	12,191 MPa - 99 Ncm	-9,9801 MPa - 167 Ncm	12,8132 MPa - 15 Ncm	-19,4930 MPa - 10 Ncm
L2A	10,9138 MPa - 110 Ncm	-21,0774 MPa - 79 Ncm	9,7116 MPa - 20 Ncm	-6,4074 MPa - 31 Ncm
L3A	8,1815 MPa - 147 Ncm	-9,0623 MPa - 184 Ncm	3,8041 MPa - 52 Ncm	-4,4909 MPa - 44 Ncm
L4A	8,1384 MPa - 148 Ncm	-12,3795 MPa - 134 Ncm	4,1322 MPa - 48 Ncm	-7,6415 MPa - 26 Ncm

Çizelge 4.22. Mandibular horizontal defekte sahip modeller için gerekli ters tork kuvveti

	Kortikal Kemik		Kansellöz Kemik	
	En yüksek maksimum principle değeri - ters tork değeri	En yüksek minimum principle değeri - ters tork değeri	En yüksek maksimum principle değeri - ters tork değeri	En yüksek minimum principle değeri - ters tork değeri
L1B	31,6265 MPa - 38 Ncm	-33,5195 MPa - 49 Ncm	2,0676 MPa - 96 Ncm	-2,2836 MPa - 87 Ncm
L2B	59,6351 MPa - 20 Ncm	-62,5519 MPa - 26 Ncm	2,3111 MPa - 86 Ncm	-2,5201 MPa - 79 Ncm
L3B	9,0458 MPa - 133 Ncm	-12,9786 MPa - 128 Ncm	1,8047 MPa - 110 Ncm	-1,3421 MPa - 149 Ncm
L4B	24,6312 MPa - 49 Ncm	-18,9490 MPa - 88 Ncm	1,9961 MPa - 100 Ncm	-1,5596 MPa - 128 Ncm

Çizelge 4.23. Mandibular sirküler defekte sahip modeller için gerekli ters tork kuvveti

	Kortikal Kemik		Kansellöz Kemik	
	En yüksek maksimum principle değeri - ters tork değeri	En yüksek minimum principle değeri - ters tork değeri	En yüksek maksimum principle değeri - ters tork değeri	En yüksek minimum principle değeri - ters tork değeri
L1C	13,0675 MPa - 92 Ncm	-17,0287 MPa - 98 Ncm	2,9550 MPa - 67 Ncm	-2,8941 MPa - 69 Ncm
L2C	15,9551 MPa - 75 Ncm	-18,5439 MPa - 90 Ncm	3,8432 MPa - 52 Ncm	-3,6825 MPa - 54 Ncm
L3C	9,3989 MPa - 128 Ncm	-8,6847 MPa - 192 Ncm	2,3881 MPa - 83 Ncm	-1,9677 MPa - 101 Ncm
L4C	22,7751 MPa - 53 Ncm	-34,304 MPa - 48 Ncm	2,6498 MPa - 75 Ncm	-3,0357 MPa - 65 Ncm

Çizelge 4.24. Mandibular defekt olmayan kontrol modelleri için gerekli ters tork kuvveti

	Kortikal Kemik		Kansellöz Kemik	
	En yüksek maksimum principle değeri - ters tork değeri	En yüksek minimum principle değeri - ters tork değeri	En yüksek maksimum principle değeri - ters tork değeri	En yüksek minimum principle değeri - ters tork değeri
L1D	4,3950 MPa - 275 Ncm	-3,1254 MPa - 534 Ncm	0,6147 MPa - 325 Ncm	-0,6818 MPa - 293 Ncm
L2D	3,8944 MPa - 310 Ncm	-5,4666 MPa - 305 Ncm	1,0441 MPa - 191 Ncm	-1,1125 MPa - 179 Ncm
L3D	2,5236 MPa - 479 Ncm	-1,9772 MPa - 844 Ncm	1,2474 MPa - 160 Ncm	-1,2556 MPa - 159 Ncm
L4D	1,8035 MPa - 589 Ncm	-2,2901 MPa - 729 Ncm	1,9415 MPa - 103 Ncm	-1,6215 MPa - 123 Ncm

5. TARTIŞMA

Son yıllarda, tek diş eksikliğinden total dişsiz vakalara kadar geniş bir hasta grubuna implant uygulaması ve geleneksel sabit ve hareketli protezlerin yerine dental implant destekli protezlerin kullanımı geniş ve kabul edilir bir yer kazanmıştır. Uygun hasta seçimi ve doğru cerrahi prosedür ardından belli bir zaman aralığını takiben dental implant kemik ile tamamen çevrelenir ve osseointegrasyon gerçekleşmiş olur. Başarılı bir osseointegrasyonun ardından protetik yapı hazırlanarak implanta bağlanır ve implant fonksiyona getirilmiş olur [23, 95].

Osseointegrasyonun ardından fonksiyona getirilen bir implantta, implant etrafındaki destek kemiğin ve yumuşak dokunun kaybına neden olan hatta ileri dönemlerde implant mobilitesine ve kaybına yol açabilen en önemli problem periimplantitistir. Periimplantitis, patojen mikroorganizmalar, konak yanıtı, çevresel ve sistemik faktörler gibi birçok etkenin neden olduğu çok faktörlü kronik inflamatuvar bir hastalıktır [44, 96-98].

Periimplantitise bağlı olarak gerçekleşen implantı çevreleyen kemik kayıpları neticesinde implantın çıkartılması gerekebilmektedir. İmplantların çıkartılması için ise birçok teknik araştırmacılar tarafından uygulanmıştır. Ters tork raşet uygulaması, piezo uçları, yüksek hızlı frezler, elevatörler, davyeler, ters vida uygulaması, trefan frezler ve bunların kombinasyonları kullanılan tekniklerdir. İmplantın çıkartılmasına yönelik uygulanan çeşitli teknikler sırasında ortaya çıkabilecek sınırlamalar ve komplikasyonlar mevcuttur. Anatomik koşullar, implant tasarımı, implant bağlantısının durumu, kemik kalitesi ve implant çevresinde kalan kemik miktarı gibi spesifik klinik faktörlere dayanarak, klinisyenlerin en uygun minimal invaziv tekniği belirlemesi gerekmektedir. Araştırmacılar ters (removal) torklu raşet uygulamasının bir implantın çıkartılması için kemiği korumaya yönelik minimal invaziv, zamandan kazandıran ve maliyeti olmayan bir teknik olduğunu bildirmişlerdir [3, 4].

Bu çalışmadaki amacımız maksiller ve mandibular posterior bölgede D2 ve D3 özellikli kemiğe yerleştirilmiş 4 farklı tasarıma sahip implantın periimplantitisin 4 farklı modelinde ters tork uygulanması sonucu implant çevresindeki kortikal ve kansellöz kemikte oluşan çekme (maksimum principle), basma (minimum principle) ve von Mises stres dağılımlarının 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile incelenmesi ve

karşılaştırılması sonrasında farklı implant tasarımları ve farklı defekt tipleri için farklı ters tork kuvvetinin gerekip gerekmediğini ortaya koymaktır. Bu sayede implantın çıkartılması gerektiği durumlarda önceden planlama yapılarak gerekli işlemler öngörülebilir ve yaşanabilecek komplikasyon oranının minimuma indirilmesi sağlanabilir.

Araştırmalarda periimplantitise bağlı olarak gerçekleşen kemik kayıplarında en fazla horizontal kemik kayıplarının ve sirküler defektlerin görüldüğü bildirilmiştir. Bunlara ek olarak da bukkal dehissenslerin varlığı ortaya konmuştur [55, 99-101]. Uygun olmayan pozisyonda implant yerleşimi, keratinize doku eksikliği ve yumuşak doku marjinde meydana gelen çekilmeler neticesinde bukkal kemik dehissensleri meydana gelmektedir [102]. Schwarz ve diğerleri periimplantitis defektlerini iki ana gruba ayırmışlardır. İlk grubu bukkal dehissens, bukkal dehissens ile beraber kemik içi defekt, bukkal dehissens ile beraber çanak şeklinde çevresel defekt, bukkal ve lingual dehissens ve çanak şeklinde defektin beraber olduğu defekt ve çevresel defekt olmak üzere sınıflamışlardır. Horizontal defekti olanları ise ikinci grup olarak sınıflamışlardır. Schwarz ve diğerlerinin yaptığı sınıflama defektin cerrahi olarak açılmasından sonra tespit edilen bir sınıflama tipidir [55]. Bu çalışmada da, en sık karşılaşılan defekt tipleri olan horizontal kayıba uğramış, sirküler defekti olan ve bukkal defekti olan periimplantitis modelleri oluşturulmuştur. Kontrol grubu olarak da tam osseointegre model kullanılmıştır.

Günümüzde kullanılan implantların çap genişlikleri 3 mm'den 7 mm'ye kadar, uzunlukları ise 5 mm'den 16 mm'ye kadar değişmektedir. Yapılan araştırmalarda periimplantitis teşhisinin konduğu ve implant kayıplarının olduğu en sık kullanılan implant boyutları olarak ortalama 10 mm uzunluğunda ve ortalama 4 mm çapındaki implantların olduğu bildirilmiştir [103-108]. Bu çalışmada da 4 mm çapında 10,5 mm uzunluğunda, 3,8 mm çapında 10,5 mm uzunluğunda, 4 mm çapında 11 mm uzunluğunda ve 4,3 mm çapında 11 mm uzunluğunda 4 farklı implant boyutu kullanılmıştır.

Yapılan araştırmalardan elde edilen sonuçlar implant geometrisinde implant şekil farklılıklarının osseointegrasyonu etkilediğini düşündürmektedir. İmplantın düz ya da açılı, ve makro veya mikro yivlere sahip olmasının implant stabilitesi ile ilişkili olduğu öne sürülmüştür [72, 109-111]. Yiv şeklinin implant geometrisinin önemli özelliklerinden biri olduğu, fonksiyonel yükleri değiştirebildiği ve kemiğe iletilen yükün şeklini

etkileyebildiği, ve ayrıca destek yiv şeklinin ilave yükler için tasarlandığı bildirilmiştir [112].

İmplant geometrisinin stabilite üzerindeki etkileri göz önünde bulundurulduğunda çalışmamızda 4 farklı tasarıma sahip olan silindirik ve açılı şekilli, V kesit ve kare kesit yivli ve değişken mikro-makro yivlere sahip implant dizaynları kullanarak aralarındaki farklılıkları karşılaştırmayı amaçladık.

Günümüzde yapılan çalışmalarda, farklı kemik tiplerinde yerleştirilmiş implantların farklı stabilite değerleri ve farklı stres değerlerine maruz kaldıkları bildirilmiştir [113-116]. Misch'in yaptığı sınıflamada posterior mandibulada en fazla karşılaşılan kemik yoğunluğunun D2, posterior maksilla da ise D3 olduğu bildirilmiştir. D2 ile D3 kemik arasındaki fark; kortikal kemiğin kalınlığının yanısıra etrafı kortikal kemik ile sarılı olan kansellöz kemiğin içindeki spongioz yapıdır [71]. Bu bilgiler ışığında, çalışmamızda farklı 2 tip kemik özelliğine sahip olan D2 kemik tipine sahip mandibular ve D3 kemik tipine sahip maksiller modelleri oluşturularak analizler gerçekleştirilmiştir.

Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi sıklıkla bir yapının ya da o yapının bir parçasının belirlenen kuvvet altındaki davranışını incelemektedir. Belirli varsayımlar kullanılarak, fiziksel bir sorunsal; matematiksel bir modele dönüştürülür. Kemik-implant ara yüzündeki histomorfometrik özellikler, çalışmacıları sorunsalı yalınlaştırmaya zorlamaktadır. İmplantları çevreleyen kemiklerdeki stres dağılımlarını inceleyen birçok çalışma rapor edilmiştir. Bu çalışmaların sonucunda kortikal kemik ve kansellöz kemik üzerinden oluşan stres yoğunluklarından, implant üzerine yapılmış olan farklı protetik yapıların üzerinde oluşan gerilimlere kadar bir çok araştırma sonucu ortaya konmuştur [99, 117-121].

Bilgisayar destekli tasarım, sonlu elemanlar metodları ve bilgisayar simülasyonları diş hekimliğinde özellikle dental implantların tasarımında yeni bilgisayar teknolojileri ile birlikte büyük ölçüde kolaylaştırılan bir işlem haline gelmiştir. Sonlu elemanlar analizleri implantların yüzeyleri boyunca ve çevresindeki kemikteki streslerin daha iyi anlaşılmasını sağlamaya ve ayrıca stresi azaltmak için protetik tedavi seçeneklerini tasarlamaya yardımcı olmaktadır. Bu yüzden üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizlerinin uzaydaki stres dağılımlarını daha gerçekçi ve detaylı bir biçimde simule ettiği gösterilmiştir [83].

Çalışmamızda, sonuçların değerlendirilmesinde karşılaştırılacak stres değerleri saptanırken kullanılan materyallerin özellikleri belirleyici olmuştur. Biyolojik dokuların stres değerlerini daha güvenilir biçimde veren asal (principle) stres değerlerinden yararlanılmıştır. Dental implantların stabilitesi, büyük ölçüde alveoler kret bölgesinde implanta çevresel destek sağlayacak kemik miktarına bağlıdır. Dolayısıyla potansiyel implant bölgesinin kret genişliği, preoperatif evrede ölçülmesi gereken önemli bir faktördür. Diğer önemli faktör de implant uygulanacak bölgedeki kemik yüksekliği olup, inferior alveoler sinir, burun tabanı veya maksiller sinüs mukozası tarafından sınırlandırılmış olabilmektedir. 3 boyutlu sonlu elemanlar analizlerinin başarısının hazırlanan sayısal modellerdeki eleman ve düğüm sayısı oranı ile bağlantılı olduğu belirtilmiştir. Eleman ve düğüm sayısı arttıkça orijinal modele daha yakın bir geometri elde edilebilir [122-125]. Çalışmamızda, yapılan diğer sonlu eleman analizleri çalışmalarına benzer şekilde ortalama eleman ve düğüm sayıları yer almıştır.

Sonlu elemanlar stres analizi sonucunda elde edilen değerler varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucunda ortaya çıktığı için bu değerlerin istatistiksel analizi yapılamamaktadır. Sonuçlar dikkatli bir biçimde incelenir ve yorumlanır. Bu analiz, üç boyutlu yapılar bilgisayar ortamında matematiksel modele dönüştürülerek gerçekleştirilir. Bu çalışmada da elde edilen değerler, kesit görüntüleri, düğümlerdeki stres miktarı ve dağılımları hassas bir şekilde değerlendirilmiş, yorumlanmış ve karşılaştırılmıştır.

Moeen Faisal ve diğerleri 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi ile yüksek tork kuvveti uygulanarak yerleştirilmiş implantlarda bukkal kemik kalınlığı ve implant boyutu değişimlerinin stres dağılımlarını incelemişlerdir. Maksimum streslerin yerleştirme torku ile lineer (doğrusal) bir ilişki halinde artış olduğunu bildirmişlerdir. Sırasıyla 50-55-60-65-70-75-80-85-90 Ncm torklarla yerleştirilen 3,8 mm'lik implantlarda von Mises stresleri sırasıyla 95,25-104,79-114,31-123,84-133,36-142,89-152,42-161,94-171,47 MPa bulunmuştur. 5 mm'lik implantlarda ise 40,10-44,11-48,52-56,14-60,15-64,16-68,17-72,18 MPa bulgulanmıştır [118].

Aziz İmran ve diğerleri yaptıkları araştırmada implantların farklı yerleştirme torklarındaki streslerini sonlu elemanlar analizi ile incelemişlerdir. 20-35-50-70 Ncm torklarla yerleştirilen implantlarda kortikal kemikte sırasıyla von Mises streslerini 21,58-37,77-53,95-75,54 MPa, kansellöz kemikte ise 10,39-18,19-25,98-36,38 MPa bulmuşlardır. Bu

sonuçlar neticesinde uygulanan kuvvet büyüklüğü ile elde edilen stress değerleri arasında kuvvetin artışı ile beraber gerçekleşen lineer olarak artan bir oran olduğu görülmüştür [117].

Sotto-Maior ve diğerleri implantların farklı yerleştirme torklarında kemikte oluşan stresleri sonlu elemanlar analizi ile ölçtükleri çalışmalarında 70 Ncm yerleştirme torkunda 1,17 MPa, 80 Ncm de ise 1,34 MPa olduğunu, torklardaki artış ile oluşan streslerde lineer bir artış oluştuğunu bildirmişlerdir. 30 Ncm ve 80 Ncm yerleştirme torklarında en düşük $7,20 \times 10^{-4}$ MPa en yüksek $19,2 \times 10^{-4}$ MPa bulmuşlardır [119].

Albrektson ve diğerlerinin, tavşan tibia ve femuruna yerleştirilmiş pürüzlendirilmiş yüzeyli 3,7 mm çapında 7 mm uzunluğundaki implantların 1 sene sonra çıkartılması için uyguladıkları ters tork kuvvetlerini elektrikli tork dönüştürücü ile ölçtükleri çalışmalarında, femurda 74 ± 7 Ncm, tibiada ise 71 ± 4 Ncm bulmuşlardır [126]. Bizim çalışmamızda ise maksilla ve mandibulada kontrol modeli olarak belirlenen defekti olmayan tam osseointegre kabul edilen U1D-U2D-U3D-U4D-L1D-L2D-L3D-L4D modellerde ait en düşük 195 Ncm ile U2D modeli, en yüksek ise 589 Ncm ile L4D modeli için ters tork kuvvetinin gerekli olduğunu belirledik. Bulgulardaki farklılıkların kullanılan implant geometrisinin farklı olmasından ve çalışmaların metodlarındaki farklılıklarından kaynaklandığı düşünmekteyiz.

Wennerbeg ve diğerleri, tavşan tibia ve femuruna 3,75 mm çapında ve 6 mm uzunluğunda toplam 60 implant yerleştirmiş ve 12 hafta sonra Tohnici 6 BTG-N tork ölçer cihazı ile ölçüm yaparak çıkartmışlardır. Bu çalışmada 10-60 Ncm arasında değişen ters tork değerleri bulunmuştur [127]. Bizim çalışmamızda kısa implant boyuna denk gelecek implant uzunluğunun %50'sinde horizontal defekti olan maksilla ve mandibuladaki 4 tip implantın U1B-U2B-U3B-U4B-L1B-L2B-L3B-L4B modellerinde ters tork kuvvetleri en düşük 73 Ncm ile U2B, en yüksek ise 128 Ncm ile L3B modelinde bulunmuştur. Bu farklılığın implant modelinin silindirik şekilli, mikro ve makro yivlere sahip olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Anitua ve diğerlerinin yaptığı bir çalışmada; 42 hastada uygulanan toplam 91 implantı 200 Ncm'e kadar kuvvet uygulayan raşet ile ters tork uygulanarak çıkartılmıştır. Bu implantlardan 24 tanesi 50 Ncm kuvvetin altında, 15 tanesi 50-100 Ncm arasında, 27 tanesi

100-150 Ncm arasında, 12 tanesi ise 150-200 Ncm arasındaki kuvvetlerle çıkartılmıştır. 13 tanesi 200 Ncm kuvvetin üstünde tork gerektirdiğinden trephine frez yardımı ile koronal kısımdan genişletme yapılmış ve sonrasında yine 50-200 Ncm arasında değişen kuvvetlerle çıkartılmıştır [128].

Anitua ve diğerleri; farklı yüzey yapısı ve tasarıma sahip, periimplantitis kaynaklı mobil olmayan fail implantları ve malpozisyon nedeniyle çıkartılması gereken toplam 158 adet implantı ters tork uygulayarak çıkartmışlardır. Bu implantların 139 tanesi 146 ± 5 Ncm ters tork kuvveti ile, 19 tanesi ise 200 Ncm üstünde kuvvet gerektirdiği için trephine frez ile boyun kısmından 3-4 mm girilerek sonrasında yeniden ters tork kuvveti ile çıkartılmış ve 161 ± 13 Ncm ölçmüşlerdir. 200 Ncm üstünde ters tork kuvveti uyguladıkları implantları çıkarttıklarında 4 tanesinde implant boynunda kırık tespit etmişlerdir [129].

Anitua ve diğerlerinin yaptıkları çalışmalarla bizim çalışmamız arasındaki en önemli farklar; periimplantitise bağlı olarak gelişen kemik defektlerinin standart olması, karşılaştırılacak implant tiplerinin belirli bir şekilde olmasıdır. Bu sayede karşılaştırmaların ve değerlendirmelerin daha standart bir şekilde yapıldığını düşünmekteyiz.

Çalışmamızda farklı dizayna sahip implantlarda, farklı kemik defektlerinde ters tork uygulamalarında 42 Ncm ile 589 Ncm arasında değişen değerler bulunmuştur. Mandibula ve maksillada 4 tip implantın kemik defekti olmayan tam osseointegre olarak kabul edilen L1D-L2D-L3D-L4D-U1D-U2D-U3D-U4D modellerinde de çok yüksek değerlere (195-589 Ncm) ulaştığı için titanyumun dayanım kapasitesi de düşünüldüğünde yüksek ters tork uygulamalarında implant kırılmasının önüne geçmek için farklı tekniklerle kombine uygulama yapılması gerektiği düşünmekteyiz.

Klokkevold ve diğerlerinin yaptıkları bir çalışmada; farklı yüzey özelliklerine sahip 3,25 mm çapında 4 mm uzunluğundaki implantları tavşan femuruna yerleştirmişler ve 1. ay, 2. ay, 3. ayda ters tork ile çıkartmışlardır. Titanyum plazma püskürtülmüş yüzeyli implantlarda 24,6-76,4 Ncm arasında değişen kuvvetler ölçülmüş ve ortalamada 3. ayda $59,23 \pm 3,88$ Ncm bulunmuştur [130]. Bu araştırmadaki kısa implant boyu ile karşılaştırıldığında bizim çalışmamızda da maksilla ve mandibulada implant uzunluğunun %50'sinin sadece kansellöz kemikle temas halinde olduğu sirküler defekte sahip 4 tip

implantın U1C-U2C-U3C-U4C-L1C-L2C-L3C-L4C modellerinin ters tork değerleri 42 Ncm ile 83 Ncm arasında değişen değerler benzer olarak bulgulanmıştır.

Steigenga ve diğerlerinin 72 adet V şekilli, ters payandalı ve kare kesitli yiv geometrilerine sahip 3,75 mm çapında 7 mm uzunluğundaki implantları tavşan tibiasına yerleştirip 12 hafta sonra ters tork ile çıkarttıkları çalışmalarında, ters tork değerlerini V şekilli yive sahip implantlarda $15,58 \pm 6,07$ Ncm, ters payandalı yive sahip implantlarda $15,46 \pm 6,22$ Ncm, kare kesitlilerde $23,17 \pm 9,68$ Ncm ölçmüşlerdir [68]. Bizim çalışmamızın sonuçları da Tip 1 (kare kesit yive sahip) implant modeli ile Tip 2 (V kesit) implant modeli karşılaştırıldığında kare kesit yivli modellerde implantın ters tork kuvveti ile çıkartılabilmesi için daha yüksek tork gereksinimine ihtiyaç duyulacağını göstermektedir.

Çalışmamızda Tip 3; mikro ve makro yivlere sahip, silindirik şekilli ve Tip 4; mikro ve makro yivlere sahip, kök formu açılı şekilli olan implant modelleri, mandibula ve maksillada farklı defekt tiplerinde implantı çıkarmak için gerekli ters tork kuvvetlerinde Tip 1 implant; kare kesit yivli ve silindirik şekilli, Tip 2 implant; V kesit yivli ve kök formu açılı şekilli tiplerine göre daha yüksek değerlere ulaşmıştır. Ancak Tip 4 implant, Tip 3 implanttan farklı olarak; defekt modellerinde implantın boyun kısmında kemikle teması olmayan durumlarda yani tip B horizontal defektli ve tip C sirküler defektli modellerde sadece makro yivlere sahip olmasından dolayı daha düşük değerlere sahip olduğu düşünmekteyiz.

Trisi ve diğerleri; 40 adet kök formunda 3,7 mm çapında 8 mm uzunluğunda derin yivlere sahip implantları koyun mandibulasına yerleştirmişler ve 4 hafta sonra ters torkla çıkarttıkları implantlarda ters tork değerini $89,5 \pm 25,61$ Ncm ölçmüşlerdir [22]. Bizim çalışmamızda ise mandibulada tam osseointegre modellerde daha yüksek ters tork değerler ($293-589$ Ncm) gerektiğini bulguladık. Bunun nedeni olarak çalışmalarda kullanılan implantların çapı ve uzunluğundaki farklılıklar, kemikteki değişiklikler düşünülebilir.

Çalışmamızda ayrı olarak mandibula ve maksilla modellerini karşılaştırdığımızda mandibuladaki ters tork kuvvetinin maksillaya göre daha yüksek olduğunu belirledik. Bunun nedeni ise yapısal olarak trabeküler kemik yoğunluklarının spongioz yapısının maksillada mandibulaya göre daha fazla olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Gotfredsen ve diğerkleri; köpeklerde 3,5 mm çapında 10 mm uzunluğundaki titanyum oksitle pürüzlendirilmiş implantlarla, makine yüzey implantları ve silindirik yivsiz ve yivli implantları; implantlar yerleştirildikten 12 hafta sonra ters torkla çıkartmışlardır. En düşük ters tork değerkleri silindirik düz makine yüzeylerde bulunurken en yüksek değerkler 150 Ncm ve üstü olarak hem yivli hem de pürüzlendirilmiş yüzeylerde bulunduğı bildirmişlerdir [131]. Sonlu elemanlar analizlerinin bir kısıtlaması olarak modellemelerde yüzey özellikleri olan durumlar yansıtılamamaktadır. Çalışmamızda implant geometrisine bağılı olarak implant yüzeyi ile kemik bağlantısının yüzey temas alanının fazla olduğı hem makro hem mikro yiv tasarımına sahip implant modellerinde daha yüksek değerkler gözlenmiştir.

Kitamura ve diğerkleri, marjinal kemik rezorpsiyonuna sahip osseointegre implantlarda implant krununa aksiyal ve bukkio-lingual yönlerde kuvvetler uygulamışlar ve 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi ile yorumlamışlardır. Çıkan stres değerklerinde defektin genişliğı ve derinliğı arttıkça kortikal ve kansellöz kemikte oluşan stres değerkleri diğerk modellere göre fazla bulunmuştur [101]. Bizim çalışmamızda da defektin genişliğine ve derinliğine bağılı olarak, implantın kemikle olan bağlantı yüzeyindeki teması azaldıkça kortikal ve kansellöz kemiğin üzerinde oluşan streslerin arttığı ve buna bağılı olarak ters torkla çıkartılmak istendiğinde dayanım kapasitesinin üstüne çok daha düşük tork değerklerinde ulaşmakta olduğı bulgulanmıştır.

Akça ve Çehreli; implantların marjinal bölgesindeki apikale doğru ilerleyen kemik rezorpsiyonlarının kortikal ve kansellöz kemikte oluşturdukları stres dağılımlarını sonlu elemanlar stres analizi ile inceledikleri çalışmalarında, 4,1 mm çapındaki 10 mm uzunluğundaki implantın krununa vertikal ve oblik kuvvetler uygulamışlardır ve implant boynu ile temasın olduğı kortikal kemikte yüksek değerkler bulmuşlardır. Yük taşıyan bir implantla kontağı olan kortikal kemiğin varlığı, bir kemik defektinde bile marjinal kemik kaybının devamı olarak sadece kansellöz kemik ile karşılaştırıldığında, implantların biyomekanik performansını arttırdığını bildirmişlerdir [121]. Bizim çalışmamızda da implantların kortikal ve kansellöz kemikle beraber kontakta olduğı modellerde streslerin daha düzenli dağıldığı ve daha düşük değerklerde olduğı belirlenmiştir. İmplantların sadece kansellöz kemikle temasta olduğı sirküler tip defektlerde ise stres değerkleri çok daha fazla artmış ve ters torkla çıkartılması gereken kuvvetlerin buna bağılı olarak daha düşük değerklere sahip olduğı bulunmuştur.

Çalışmamızda maksillada ve mandibulada en fazla ters tork kuvveti gereksinimi tam osseointegre kontrol modelinde sonra sırasıyla bukkal defekt, horizontal kemik defekti ve sirküler tipi defekt olan modellerde gözlenmiştir. Bu sıralamada en önemli faktörün implantın genel olarak kemikle özellikle kortikal kemikle olan temas yüzeyinin fazla olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Wolff ve diğerleri başarısız implantların etrafındaki kemik kayıplarını sonlu elemanlar analizi ile inceledikleri çalışmalarında, implantlara aksiyal yönde kuvvet uygulamışlardır ve gözlenen aksiyal yer değiştirmenin en fazla sırasıyla horizontal defekt, sirküler defekt, boyun rezorbsiyonu ve tam kemik modelinde olduğunu bildirmişlerdir [99]. Çalışmamızda kuvvet yönü farklı olarak saat yönünün tersine doğru uygulanmakla birlikte sonuçlarda benzer olarak defektin boyutu arttıkça oluşan çekme ve basma streslerinin arttığı ve buna bağlı olarak mekanik açıdan implantın temasta olduğu kemikten ayrılması için verilen ters tork kuvvetinin düştüğü bulunmuştur.

Elias ve diğerleri 4 farklı yüzey özelliğine sahip 3,3 mm çapında 6 mm uzunluğunda toplamda 140 adet implantı tavşan tibiasına yerleştirip 12 hafta sonra ters tork kuvveti ile çıkartmışlardır. Makine yüzey implantlarda $57 \pm 18,6$ Ncm, asitle pürüzlendirilmiş implantlarda $75,46 \pm 10,5$ Ncm, kumlama yüzey implantlarda $72,15 \pm 14,9$ Ncm, anotlanmış yüzey implantlarda $83,15 \pm 12,7$ Ncm ters tork kuvveti değerlerini bulmuşlardır [132]. Bu değerler göz önüne alındığında implant geometrisi haricinde yüzey özellikleri de implantın çıkartılması için gerekli ters tork kuvvetlerini değiştirmektedir. Sonlu elemanlar analizlerinin kısıtlaması olarak modellerin biyolojik açıdan gerçekleşebilecek değişimlerden etkilenmediği için bu durumu göz önüne aldığımızda sadece mekanik olarak değerlendirme yapmamız gerekmektedir.

Tada ve diğerleri, implant tipi ve uzunluğunun yanı sıra, kemik kalitesinin; kemik ve implant üzerindeki streslerine etkisini değerlendirmek için 3 boyutlu sonlu eleman analizi çalışması yapmışlardır. Çıkan sonuçlarda D3 yoğunluktaki kemikte, D2 kemiğe göre basma ve çekme streslerinde daha fazla değerler bulunmuştur [72]. Kansellöz kemik oranı artıp kortikal kemik oranı azaldıkça basma ve çekme kuvvetlerine dayanım azalmaktadır. Bizim çalışmamızda da maksillada D3 ve mandibulada D2 kemik yoğunlukları uygulanmış bunun sonucunda maksillada daha yoğun ve fazla stres değerleri bulunmuştur.

Osseointegre implantlardaki gerilim ve gerinim dağılımı birçok biyomekanik faktör tarafından etkilenmektedir. Bu faktörler; implant materyal özellikleri, implant geometrisi, yüzey yapısı, çevreleyen kemiğin kalitesi, kemik miktarı ve kemik-implant arayüzünün yapısıdır [5]. İmplantlardaki başarısızlık riskini azaltmak için implant 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 fakat sonuçlarının kesin olarak düşünülmemesi gerekmektedir. İmplant sisteminin başarısını etkileyen birçok faktör, bireyden bireye değişmektedir [133]. Bu çalışmada kullanılan tüm modeller; homojen, izotropik ve lineer elastik kabul edilmiştir. İmplantların kemikle bağlantısının %100 olduğu varsayılmaktadır. Bu nedenle çalışma sonuçlarını değerlendirirken sonlu elemanlar stres analizinin sınırlamaları akılda bulundurulmalıdır.

Yapılan biyolojik çalışmalar implantlardaki aşırı streslerin kemikte deformitelere yol açabileceğini göstermişlerdir. Patolojik yükleme oluştuğunda stresler kemiğin toleransını aşar ve kemik-implant birleşiminde mikro çatlaklar oluşur, fizyolojik bir cevap olarak osteoklastik aktiviteler başlar ve hasarlı kemik dokusu kalabilir. Bunun dışında sürekli uygulanan düşük miktardaki yükler yorgunluk kırıklarına neden olabilmektedir. Canlı kemikte vaskülerite derecesinin etkisini sonlu elemanlar analizi ile ölçmek zordur [94, 134-136].

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Literatürü incelediğimizde, bu çalışma farklı kemik tipleri, farklı implant geometrileri ve farklı kemik defekt tiplerini sonlu elemanlar analizi ile inceleyen en kapsamlı çalışmalardan biridir.

Çalışmamızın bulgularına göre kansellöz kemik ile karşılaştırıldığında stres dağılımları kortikal kemikte yoğunlaşmaktadır. Kortikal kemik varlığında implantların çıkartılması zorlaştığından aynı zamanda implant stabilitesinin de daha fazla sağlandığı düşünülebilir.

D2 kemik tipinde D3 kemik ile karşılaştırıldığında, implant çıkarmak için uygulanan ters tork kuvvetleri oluşan streslerden yola çıkarak bakıldığında daha fazla olmalıdır.

Çalışmamızda, implant ile kemik kontağının fazla olduğu periimplantitis modellerinde ters tork kuvvetinin de buna bağlı olarak arttığı gözlenmiştir.

İmplant geometri farklılıklarının da ters tork kuvveti oranını etkilediğini bulguladığımız bu çalışmamızın sonuçlarından yol çıkarak implant geometrisinin aynı zamanda implant stabilitesini etkilediği düşünülmektedir.

Gerekli olan ters tork kuvvetini, farklı modellerde yapılan analizler sonucunda; kemik defektinin varlığı ve çeşidi, implant geometrisi ve kemik tipi faktörlerinin hepsinin etkilediği düşünülmektedir.

İmplantları çıkartırken karşılaşılabilecek komplikasyonları engelleyebilmek için doğru tekniği ve kuvveti uygulamak gerekmektedir. Minimal invaziv bir teknik olan ters tork kuvveti uygulayarak implant çıkarmak için çok yüksek kuvvetler uygulamak gerektirdiğinde zaman zaman implant kırıklarına neden olabilmektedir. Bunun için yukarıdaki faktörlerin hepsi göz önünde bulundurulmalı ve kombine tekniklerle uygulama yapılmalıdır.

Klinik olarak yaygın kullanım alanına sahip dental implantlarla ilgili stres analiz çalışmaları klinisyenin tedavi seçenekleri açısından yönlendirici olan ve başarı oranını arttırabilecek çalışmalardır. Çalışmamızda elde edilen sonuçlar modellerin matematiksel incelemesinden oluştuğu için genel mekanizma ve materyaller hakkında belli koşullar

hakkında bilgi vermektedir. Oysaki klinik uygulamalarda doğal ve biyolojik durum ve şartlar içerisinde bilgi sahibi olunabilmektedir. Bu nedenle analitik çalışmalardan elde edilen veriler sonucunda birtakım sonuçlara ulaşılabilmesine rağmen bu koşulların değerlendirilmesinde ileri klinik çalışmalara gereksinim vardır ve desteklenmesi gerekmektedir.

KAYNAKLAR

1. Newman, M.G., Takei H., Klokkevold PR. and Carranza FA. (2014). *Carranza's clinical periodontology-e-book: Expert consult: Online*. 12th Edition. California. Elsevier Health Sciences, 4077-4116.
2. Lindhe, J., Meyle, J., & Group D of the European Workshop on Periodontology. (2008). Peri-implant diseases: consensus report of the sixth European workshop on periodontology. *Journal of clinical periodontology*, 35, 282-285.
3. Greenstein, G., & Cavallaro, J. (2014). Failed dental implants: diagnosis, removal and survival of reimplantations. *The Journal of the American Dental Association*, 145(8), 835-841.
4. Froum, S., Yamanaka, T., Cho, S. C., Kelly, R., St, S. J., & Elian, N. (2011). Techniques to remove a failed integrated implant. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 32(7), 22-6.
5. 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(4), 257-270.
6. Att, W., Bernhart, J., & Strub, J. R. (2009). Fixed rehabilitation of the edentulous maxilla: possibilities and clinical outcome. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 67(11), 60-73.
7. Ferro, K.J. (2017). *The Glossary of Prosthodontic Terms Ninth Edition*. The Journal Of Prosthetic Dentistry, 117(5S), E47.
8. Hadi, S. A., Ashfaq, N., Bey, A., & Khan, S. (2011). Biological factors responsible for failure of osseointegration in oral implants. *Biol Med*, 3(2), 164-170.
9. Miloro, M., Ghali, G. E., Larsen, P., Peterson, L. J., & Waite, P. (2004). *Peterson's principles of oral and maxillofacial surgery*(Vol. 1). PMPH-USA, 189-203.
10. Abraham, C. M. (2014). Suppl 1: A brief historical perspective on dental implants, their surface coatings and treatments. *The open dentistry journal*, 8, 50.
11. Strock, A. E. (1939). Experimental work on a method for the replacement of missing teeth by direct implantation of a metal support into the alveolus: Preliminary report. *American journal of orthodontics and oral surgery*, 25(5), 467-472.
12. Minichetti, J. C. (2003). Analysis of HA-coated subperiosteal implants. *Journal of Oral Implantology*, 29(3), 111-116.
13. Misch, C., (2007). *Contemporary Implant Dentistry 3rd Edition*. St. Louis: Mosby, 26-37.

14. Güzel, K. G., Meşe, A., & Dünder, D. B. (2006). Tür, Form ve Materyal Açısından Günümüz Dental İmplantlarının Tarihçesi. *Türkiye Klinikleri Journal of Medical Ethics-Law and History*, 14(1), 41-46.
15. Sullivan, R. M. (2001). Implant dentistry and the concept of osseointegration: a historical perspective. *J Calif Dent Assoc*, 29(11), 737-45.
16. Branemark, P. I. (1977). Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand. J. Plast. Reconstr. Surg. Suppl.*, 16.
17. Albrektsson, T., & Johansson, C. (2001). Osteoinduction, osteoconduction and osseointegration. *European spine journal*, 10(2), S96-S101.
18. Branemark, P. I. (1983). Osseointegration and its experimental background. *J prosth Dent*, 50, 399-410.
19. Schroeder, A., van der Zypen, E., Stich, H., & Sutter, F. (1981). The reactions of bone, connective tissue, and epithelium to endosteal implants with titanium-sprayed surfaces. *Journal of maxillofacial surgery*, 9, 15-25.
20. Albrektsson, T. (2008). Hard tissue implant interface. *Australian dental journal*, 53, S34-S38.
21. Johansson, C., & Albrektsson, T. (1987). Integration of Screw Implants in the Rabbit: A 1-yr Follow-up of Removal Torque of Titanium Implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2(2), 69-75.
22. Trisi, P., Todisco, M., Consolo, U., & Travaglini, D. (2011). High versus low implant insertion torque: a histologic, histomorphometric, and biomechanical study in the sheep mandible. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 26(4).
23. Kolbaş, A. R. (2016). Sağlıklı Peri-İmplant dokulara sahip ve Peri-İmplantitisli implantı bulunan hastalarda Peri-İmplant oluşu sıvısındaki TNF- α , IL-1 β , IL-6, IL17 ve IL-10 seviyelerinin karşılaştırılması. Yayınlanmamış Doktora Tezi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
24. Duyck, J., & Naert, I. (1998). Failure of oral implants: aetiology, symptoms and influencing factors. *Clinical oral investigations*, 2(3), 102-114.
25. Eltas, A., Dünder, D. S., Uzun, İ. H., & Malkoç, M. A. (2013). Dental implant başarısının ve hasta profilinin değerlendirilmesi: retrospektif bir çalışma. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2013(1), 1-8.
26. Adalı, E., Yüce, M. Ö., Günbay, T., & Çiplak, G. Farklı Dental İmplantların Başarı Oranlarının Geriye Dönük Olarak Değerlendirilmesi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 28(2), 174-181.
27. Olmedo-Gaya, M. V., Manzano-Moreno, F. J., Cañaveral-Cavero, E., de Dios Luna-del Castillo, J., & Vallecillo-Capilla, M. (2016). Risk factors associated with

- early implant failure: A 5-year retrospective clinical study. *The Journal of prosthetic dentistry*, 115(2), 150-155.
28. Albrektsson, T., Zarb, G., Worthington, P., & Eriksson, A. R. (1986). The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int j oral maxillofac implants*, 1(1), 11-25.
 29. Jivraj, S., & Chee, W. (2006). Treatment planning of implants in the aesthetic zone. *British dental journal*, 201(2), 77.
 30. Goodacre, C. J., Bernal, G., Rungcharassaeng, K., & Kan, J. Y. (2003). Clinical complications with implants and implant prostheses. *The Journal of prosthetic dentistry*, 90(2), 121-132.
 31. Wood, M. R., & Vermilyea, S. G. (2004). A review of selected dental literature on evidence-based treatment planning for dental implants: report of the Committee on Research in Fixed Prosthodontics of the Academy of Fixed Prosthodontics. *The Journal of prosthetic dentistry*, 92(5), 447-462.
 32. Zarb, G. A., & Albrektsson, T. (1998). Towards optimized treatment outcomes for dental implants. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 80(6), 639-640.
 33. Misch, C. E., Perel, M. L., Wang, H. L., Sammartino, G., Galindo-Moreno, P., Trisi, P. & Schwartz-Arad, D. (2008). Implant success, survival, and failure: the International Congress of Oral Implantologists (ICOI) pisa consensus conference. *Implant dentistry*, 17(1), 5-15.
 34. Pjetursson, B. E., Karoussis, I., Bärger, W., Brägger, U., & Lang, N. P. (2005). Patients' satisfaction following implant therapy: a 10-year prospective cohort study. *Clinical oral implants research*, 16(2), 185-193.
 35. Vogel, R., Smith-Palmer, J., & Valentine, W. (2013). Evaluating the health economic implications and cost-effectiveness of dental implants: a literature review. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 28(2).
 36. Stern, J. K., Hahn, E. E., Evian, C. I., Waasdorp, J., & Rosenberg, E. S. (2015). Implant failure: prevalence, risk factors, management, and prevention. *Dental Implant Complications: Etiology, Prevention, and Treatment*, 153-169.
 37. Linkow, L. I., Rinaldi, A. W., Weiss Jr, W. W., & Smith, G. H. (1990). Factors influencing long-term implant success. *The Journal of prosthetic dentistry*, 63(1), 64-73.
 38. Etter, T. H., Håkanson, I., Lang, N. P., Trejo, P. M., & Caffesse, R. G. (2002). Healing after standardized clinical probing of the perimplant soft tissue seal: a histomorphometric study in dogs. *Clinical oral implants research*, 13(6), 571-580.
 39. Abrahamsson, I., Berglundh, T., Wennström, J., & Lindhe, J. (1996). The peri-implant hard and soft tissues at different implant systems. A comparative study in the dog. *Clinical oral implants research*, 7(3), 212-219.

40. Berglundh, T., Lindhe, J., Jonsson, K., & Ericsson, I. (1994). The topography of the vascular systems in the periodontal and peri-implant tissues in the dog. *Journal of clinical periodontology*, 21(3), 189-193.
41. Hansson, H. A., Albrektsson, T., & Branemark, P. I. (1983). Structural aspects of the interface between tissue and titanium implants. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 50(1), 108-113.
42. Elemek, E., Agrali, Ą. M. B., Yildirim, H. S., & Kuru, L. (2017). Peri-implant Doku Hastalıkları ve Tedavisi/Peri-implant Tissues and Diseases. *Clinical and Experimental Health Sciences*, 7(2), 64-71.
43. Moon, I. S., Berglundh, T., Abrahamsson, I., Linder, E., & Lindhe, J. (1999). The barrier between the keratinized mucosa and the dental implant: an experimental study in the dog. *Journal of clinical periodontology*, 26(10), 658-663.
44. Zitzmann, N. U., & Berglundh, T. (2008). Definition and prevalence of peri-implant diseases. *Journal of clinical periodontology*, 35, 286-291.
45. Albrektsson, T. (1985). Consensus report of session IV. In *Proceeding of the 1st European Workshop on Periodontology*(pp. 365-369). Quintessence Publishing Co..
46. Heitz-Mayfield, L. J. (2008). Peri-implant diseases: diagnosis and risk indicators. *Journal of clinical periodontology*, 35, 292-304.
47. Mombelli, A., Müller, N., & Cionca, N. (2012). The epidemiology of peri-implantitis. *Clinical oral implants research*, 23, 67-76.
48. Baltacıoğlu, E., Bağış, B., Korkmaz, F. M., Aydın, G., Yuva, P., & Korkmaz, Y. T. (2015). Peri-Implant Plastic Surgical Approaches to Increasing Keratinized Mucosa Width: Which to Use and When?. *Journal of Oral Implantology*, 41(3), e73-e81.
49. Köseoğlu, S., Sağlam, M., & Kelebek, S. (2016). Keratinize Mukozanın İmplantların Uzun Dönem Başarısındaki Önemi Ve Palatinal Rotasyonel Saplı Flep Uygulaması: Olgu Sunumu. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi; Cilt: 25, Sayı: 2*.
50. Warrer, K., Buser, D., Lang, N. P., & Karring, T. (1995). Plaque-induced peri-implantitis in the presence or absence of keratinized mucosa. An experimental study in monkeys. *Clinical oral implants research*, 6(3), 131-138.
51. Fiorellini, J. P., & Nevins, M. L. (2000). Dental implant considerations in the diabetic patient. *Periodontology 2000*, 23(1), 73-77.
52. Michalowicz, B. S., Diehl, S. R., Gunsolley, J. C., Sparks, B. S., Brooks, C. N., Koertge, T. E., ... & Schenkein, H. A. (2000). Evidence of a substantial genetic basis for risk of adult periodontitis. *Journal of periodontology*, 71(11), 1699-1707.
53. Berglundh, T., J. Lindhe, and N.P. Lang, (2015). Peri-implant Mucositis and Peri-implantitis. *Clinical Periodontology and Implant Dentistry*. 6th. ed. John Wiley & Sons, Ltd., 2, 505-517.

54. Mombelli, A., & Lang, N. P. (1998). The diagnosis and treatment of peri-implantitis. *Periodontology 2000*, 17(1), 63-76.
55. Schwarz, F., Herten, M., Sager, M., Bieling, K., Sculean, A., & Becker, J. (2007). Comparison of naturally occurring and ligature-induced peri-implantitis bone defects in humans and dogs. *Clinical oral implants research*, 18(2), 161-170.
56. Renvert, S., & Polyzois, I. N. (2015). Clinical approaches to treat peri-implant mucositis and peri-implantitis. *Periodontology 2000*, 68(1), 369-404.
57. Schenk, G., Flemmig, T. F., Betz, T., Reuther, J., & Klaiber, B. (1997). Controlled local delivery of tetracycline HCl in the treatment of periimplant mucosal hyperplasia and mucositis. A controlled case series. *Clinical oral implants research*, 8(5), 427-433.
58. Büchter, A., Kleinheinz, J., Meyer, U., & Joos, U. (2004). Treatment of severe peri-implant bone loss using autogenous bone and a bioabsorbable polymer that delivered doxycycline (Atridox™). *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 42(5), 454-456.
59. Renvert, S., Lindahl, C., Roos Jansåker, A. M., & Persson, G. R. (2011). Treatment of peri-implantitis using an Er: YAG laser or an air-abrasive device: a randomized clinical trial. *Journal of clinical periodontology*, 38(1), 65-73.
60. Figuero, E., Graziani, F., Sanz, I., Herrera, D., & Sanz, M. (2014). Management of peri-implant mucositis and peri-implantitis. *Periodontology 2000*, 66(1), 255-273.
61. Romeo, E., Ghisolfi, M., Murgolo, N., Chiapasco, M., Lops, D., & Vogel, G. (2005). Therapy of peri-implantitis with resective surgery: A 3-year clinical trial on rough screw-shaped oral implants. Part I: clinical outcome. *Clinical oral implants research*, 16(1), 9-18.
62. Schwarz, F., Sahm, N., Iglhaut, G., & Becker, J. (2011). Impact of the method of surface debridement and decontamination on the clinical outcome following combined surgical therapy of peri-implantitis: a randomized controlled clinical study. *Journal of clinical periodontology*, 38(3), 276-284.
63. Esposito, M., Thomsen, P., Ericson, L. E., Sennerby, L., & Lekholm, U. (2000). Histopathologic observations on late oral implant failures. *Clinical implant dentistry and related research*, 2(1), 18-32.
64. Misch, K., & Wang, H. L. (2008). Implant surgery complications: etiology and treatment. *Implant dentistry*, 17(2), 159-168.
65. Isidor, F. (2006). Influence of forces on peri-implant bone. *Clinical oral implants research*, 17(S2), 8-18.
66. Esposito, M., Hirsch, J. M., Lekholm, U., & Thomsen, P. (1998). Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants,(I). Success criteria and epidemiology. *European journal of oral sciences*, 106(1), 527-551.

67. Misch, C. E. (1990). Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing, and progressive bone loading. *The International journal of oral implantology: implantologist*, 6(2), 23.
68. Steigenga, J., Al-Shammari, K., Misch, C., Nociti Jr, F. H., & Wang, H. L. (2004). Effects of implant thread geometry on percentage of osseointegration and resistance to reverse torque in the tibia of rabbits. *Journal of periodontology*, 75(9), 1233-1241.
69. Lekholm, U. (1985). Tissue-integrated prostheses. *Osseointegration in clinical dentistry*, 199-209.
70. Misch, C. E. (1989). Bone classification, training keys to implant success. *Dentistry today*, 8(4), 39.
71. Misch, C.E., (2014). *Dental Implant Prosthetics-E-Book*, 2nd ed., Elsevier Health Sciences, 200-229.
72. Tada, S., Stegaroiu, R., Kitamura, E., Miyakawa, O., & Kusakari, H. (2003). Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 18(3).
73. Covani, U., Barone, A., Cornelini, R., & Crespi, R. (2006). Clinical outcome of implants placed immediately after implant removal. *Journal of periodontology*, 77(4), 722-727.
74. Paolantonio, M., Dolci, M., Scarano, A., d'Archivio, D., Di Placido, G., Tumini, V., & Piattelli, A. (2001). Immediate implantation in fresh extraction sockets. A controlled clinical and histological study in man. *Journal of periodontology*, 72(11), 1560-1571.
75. Elian, N., Cho, S., Froum, S., Smith, R. B., & Tarnow, D. P. (2007). A simplified socket classification and repair technique. *Practical Procedures and Aesthetic Dentistry*, 19(2), 99.
76. Grossmann, Y., & Levin, L. (2007). Success and survival of single dental implants placed in sites of previously failed implants. *Journal of periodontology*, 78(9), 1670-1674.
77. Adıgüzel, Ö. (2010). Sonlu elemanlar analizi: Derleme bölüm I: Dişhekimliğinde Kullanım Alanları, Temel Kavramlar ve Eleman Tanımları. *Dicle Dişhekimliği Dergisi*, 11, 18-23.
78. Nanda, R. S., & Tosun, Y. S. (2010). *Biomechanics in Orthodontics: Principles and Practice*. Hanover Park: Quintessence Publishing Co, Inc, 99-117.
79. Craig, R.G., O'brien, W.J., Powers, J.M, (1996). *Dental Materials*. 6th ed. St. Louis, Missouri: Mosby. 10-26.

80. Boschian Pest, L., Guidotti, S., Pietrabissa, R., & Gagliani, M. (2006). Stress distribution in a post-restored tooth using the three-dimensional finite element method. *Journal of oral rehabilitation*, 33(9), 690-697.
81. Maurer, P., Holweg, S., Knoll, W. D., & Schubert, J. (2002). Study by finite element method of the mechanical stress of selected biodegradable osteosynthesis screws in sagittal ramus osteotomy. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 40(1), 76-83.
82. Wakabayashi, N., Ona, M., Suzuki, T., & Igarashi, Y. (2008). Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. *Journal of dentistry*, 36(7), 463-471.
83. 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(2), 77-81.
84. Sakaguchi, R. L., & Powers, J. M. (2012). *Craig's restorative dental materials-e-book*. Elsevier Health Sciences, 33-81.
85. Ramoğlu, S., & Ozan, O. (2014) Diş Hekimliğinde Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 24(3).
86. O'Brien, W.J. (2002). *Dental materials and their selection*, 3rd ed. Quintessence Publishing Co, Inc, 37-61.
87. Ulusoy, M., & Aydın, A.K. (2003). *Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler. Cilt I*. Ankara. Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları, 94-120.
88. 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(2), 50-57.
89. Liu, G. R., & Quek, S. S. (2013). *The finite element method: a practical course*. Butterworth-Heinemann, 1-11.
90. Jacob, F., & Ted, B. (2007). *A first course in finite elements*. Wiley, 1-10.
91. Ledley, R. S., & Huang, H. K. (1968). Linear model of tooth displacement by applied forces. *Journal of dental research*, 47(3), 427-432.
92. Tesk, J. A., & Widera, O. (1973). Stress distribution in bone arising from loading on endosteal dental implants. *Journal of biomedical materials research*, 7(3), 251-261.
93. Güler, M., & Sadri, Ş. (2015). Sonlu Elemanlar Yöntemi Hakkında Genel Bilgiler. *Ordu Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Dergisi*, 5(1), 56-66.

94. Alsabeeha, N. H., & Duncan, W. J. (2012). Insertion torque of immediate wide-diameter implants: A finite element analysis. *Quintessence Int*, 43, e115-e126.
95. Kuboki, T., Okamoto, S., Suzuki, H., Kanyama, M., Arakawa, H., Sonoyama, W., & Yamashita, A. (1999). Quality of life assessment of bone-anchored fixed partial denture patients with unilateral mandibular distal-extension edentulism. *The Journal of prosthetic dentistry*, 82(2), 182-187.
96. Ferreira, S. D., Silva, G. M., Cortelli, J. R., Costa, J. E., & Costa, F. O. (2006). Prevalence and risk variables for peri-implant disease in Brazilian subjects. *Journal of clinical periodontology*, 33(12), 929-935.
97. Brägger, U., Aeschlimann, S., Bürgin, W., Hämmerle, C. H., & Lang, N. P. (2001). Biological and technical complications and failures with fixed partial dentures (FPD) on implants and teeth after four to five years of function. *Clinical oral implants research*, 12(1), 26-34.
98. Berglundh, T., Persson, L., & Klinge, B. (2002). A systematic review of the incidence of biological and technical complications in implant dentistry reported in prospective longitudinal studies of at least 5 years. *Journal of clinical periodontology*, 29, 197-212.
99. Wolff, J., Narra, N., Antalainen, A. K., Valášek, J., Kaiser, J., Sándor, G. K., & Marcián, P. (2014). Finite element analysis of bone loss around failing implants. *Materials & design*, 61, 177-184.
100. Schwarz, F., Sahm, N., Schwarz, K., & Becker, J. (2010). Impact of defect configuration on the clinical outcome following surgical regenerative therapy of peri-implantitis. *Journal of clinical periodontology*, 37(5), 449-455.
101. Kitamura, E., Stegaroiu, R., Nomura, S., & Miyakawa, O. (2005). Influence of marginal bone resorption on stress around an implant—a three-dimensional finite element analysis. *Journal of Oral Rehabilitation*, 32(4), 279-286.
102. Froum, S. J. (2013). The team approach to managing dental implant complications: the periodontist's point of view. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 34, 4-9.
103. Derks, J., Schaller, D., Håkansson, J., Wennström, J. L., Tomasi, C., & Berglundh, T. (2016). Effectiveness of implant therapy analyzed in a Swedish population: prevalence of peri-implantitis. *Journal of dental research*, 95(1), 43-49.
104. Pommer, B., Frantal, S., Willer, J., Posch, M., Watzek, G., & Tepper, G. (2011). Impact of dental implant length on early failure rates: a meta-analysis of observational studies. *Journal of Clinical Periodontology*, 38(9), 856-863.
105. Lee, J. H., Frias, V., Lee, K. W., & Wright, R. F. (2005). Effect of implant size and shape on implant success rates: a literature review. *The Journal of prosthetic dentistry*, 94(4), 377-381.
106. Seemann, R., Jirku, A., Wagner, F., & Wutzl, A. (2017). What do sales data tell us about implant survival?. *PloS one*, 12(2), e0171128.

107. Dalago, H. R., Schuldts Filho, G., Rodrigues, M. A. P., Renvert, S., & Bianchini, M. A. (2017). Risk indicators for peri-implantitis. A cross-sectional study with 916 implants. *Clinical oral implants research*, 28(2), 144-150.
108. Snauwaert, K., Duyck, J., van Steenberghe, D., Quirynen, M., & Naert, I. (2000). Time dependent failure rate and marginal bone loss of implant supported prostheses: a 15-year follow-up study. *Clinical oral investigations*, 4(1), 13-20.
109. Schrotenboer, J., Tsao, Y. P., Kinariwala, V., & Wang, H. L. (2008). Effect of microthreads and platform switching on crestal bone stress levels: a finite element analysis. *Journal of periodontology*, 79(11), 2166-2172.
110. Li, Y., Yamada, S. I., Aizawa, H., Qi, F., Shimane, T., Morioka, M., & Kurita, H. (2019). Effects of a micro-thread at the implant neck on securing the quantity and quality of bone formation around implants. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, Medicine, and Pathology*, 31(1), 13-19.
111. İnternet: Dayan, Cagatay; Geckili, Onur; Bural, Canan. The influence of implant shape on primary stability of implants with a thread cutting and forming design:an ex vivo study. *Journal of Oral Implantology*. URL: <http://www.webcitation.org/query?url=https%3A%2F%2Fwww.joionline.org%2Fdoi%2F10.1563%2Faid-joi-D-18-00158&date=2019-05-14>, Son Erişim Tarihi: 14.05.2019.
112. Çini, A. (2015). Yetersiz kemik seviyesi olan çeneler için yeni dental implant tasarımı, Yayınlanmış Doktora Tezi (426852), Hitit Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Çorum.
113. Szmukler-Moncler, S., Salama, H., Reingewirtz, Y., & Dubruille, J. H. (1998). Timing of loading and effect of micromotion on bone–dental implant interface: review of experimental literature. *Journal of biomedical materials research*, 43(2), 192-203.
114. Truhlar, R. S., Orenstein, I. H., Morris, H. F., & Ochi, S. (1997). Distribution of bone quality in patients receiving endosseous dental implants. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 55(12), 38-45.
115. Sevimay, M., Turhan, F., Kiliçarslan, M. A., & Eskitascioglu, G. (2005). Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *The Journal of prosthetic dentistry*, 93(3), 227-234.
116. Rozé, J., Babu, S., Saffarzadeh, A., Gayet-Delacroix, M., Hoornaert, A., & Layrolle, P. (2009). Correlating implant stability to bone structure. *Clinical oral implants research*, 20(10), 1140-1145.
117. Aziz, I., Khan, W. A., Moeen, F., Akhtar, I., & Tarar, W. (2014). Effect of Varying Diameter of Dental Implants During Placements in Compromised Bony Ridges at Different Insertion Torques: A Finite Element Study. In *ASME 2014 International Mechanical Engineering Congress and Exposition*, American Society of Mechanical Engineers, 1-8.

118. Moeen, F., Ataulah, K., Saeed, M. H. B., Saeed, M., & Nisar, S. (2014). Effect of variations in buccal bone thickness, implant diameter and thread pitch on stress distributions upon implant placements at high insertion torques: a three-dimensional finite element analysis. *Pakistan Oral and Dental Journal*, 34(2), 386-397.
119. Sotto-Maior, B. S., Rocha, E. P., Almeida, E. O. D., Freitas-Júnior, A. C., Anchietà, R. B., & Cury, A. A. D. B. (2010). Influence of high insertion torque on implant placement: an anisotropic bone stress analysis. *Brazilian dental journal*, 21(6), 508-514.
120. 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(4), 401-412.
121. 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(7), 527-535.
122. Meijer, H. J. A., Starmans, F. J. M., Steen, W. H. A., & Bosman, F. (1993). A three-dimensional, finite-element analysis of bone around dental implants in an edentulous human mandible. *Archives of Oral Biology*, 38(6), 491-496.
123. Clelland, N. L., Ismail, Y. H., Zaki, H. S., & Pipko, D. (1991). Three-dimensional finite element stress analysis in and around the Screw-Vent implant. *International journal of oral & maxillofacial implants*, 6(4), 391-398.
124. Koca, O. L., Eskitascioglu, G., & Usumez, A. (2005). Three-dimensional finite-element analysis of functional stresses in different bone locations produced by implants placed in the maxillary posterior region of the sinus floor. *The Journal of prosthetic dentistry*, 93(1), 38-44.
125. Papavasiliou, G., Kamposiora, P., Bayne, S. C., & Felton, D. A. (1997). 3D-FEA of osseointegration percentages and patterns on implant-bone interfacial stresses. *Journal of Dentistry*, 25(6), 485-491.
126. Wennerberg, A., Ektessabi, A., Albrektsson, T., Johansson, C., & Andersson, B. (1997). A 1-year follow-up of implants of differing surface roughness placed in rabbit bone. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 12(4), 486-494.
127. Wennerberg, A., Albrektsson, T., Andersson, B., & Krol, J.J. (1995). A histomorphometric study of screw-shaped and removal torque titanium implants with three different surface topographies. *Clinical oral implants research*, 6(1), 24-30.
128. Anitua, E., & Orive, G. (2012). A new approach for atraumatic implant explantation and immediate implant installation. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology and oral radiology*, 113(3), e19-e25.

129. Anitua, E., Murias-Freijo, A., & Alkhraisat, M. H. (2016). Conservative implant removal for the analysis of the cause, removal torque, and surface treatment of failed nonmobile dental implants. *Journal of Oral Implantology*, 42(1), 69-77.
130. Klokkevold, P. R., Johnson, P., Dadgostari, S., Davies, J. E., Caputo, A., & Nishimura, R. D. (2001). Early endosseous integration enhanced by dual acid etching of titanium: a torque removal study in the rabbit. *Clinical oral implants research*, 12(4), 350-357.
131. Gotfredsen, K., Nimb, L., Hjörting-hansen, E., Jensen, J. S., & Holmén, A. (1992). Histomorphometric and removal torque analysis for TiO₂hyphen; blasted titanium implants. An experimental study on dogs. *Clinical oral implants research*, 3(2), 77-84.
132. Elias, C. N., Oshida, Y., Lima, J. H. C., & Muller, C. A. (2008). Relationship between surface properties (roughness, wettability and morphology) of titanium and dental implant removal torque. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 1(3), 234-242.
133. Lin, D., Li, Q., Li, W., & Swain, M. (2009). Dental implant induced bone remodeling and associated algorithms. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 2(5), 410-432.
134. Şahin, S., Çehreli, M. C., & Yalçın, E. (2002). The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses—a review. *Journal of dentistry*, 30(7-8), 271-282.
135. 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(3), 207-218.
136. 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(6), 633-640.
137. Akca, K.; Iplikcioglu, H. (2001) Finite Element Stress Analysis of the Influence of Staggered Versus Straight Placement of Dental Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 16:722–730.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : ÖZDEMİR, Yücel
 Uyuğu : T.C.
 Doğum tarihi ve yeri : 08/07/1986 Bakırköy
 Medeni hali : Evli
 Telefon : 0(555) 396 16 15
 Faks : -
 e-mail : dtyucelozdemir@gmail.com



Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet tarihi
Doktora	Gazi Üniversitesi /Periodontoloji AD	Devam Ediyor
Lisans	İstanbul Üniversitesi /Diş Hekimliği	2011
Lise	Fahreddin Kerim Gökay Anadolu Lisesi	2004

İş Deneyimi

Yıl	Yer	Görev
2012-devam ediyor	Özel Dentaliva Ağız ve Diş Sağlığı Polikliniği	Diş Hekimi
2011-2012	Silivri Devlet Hastanesi	Diş Hekimi

Yabancı Dil

İngilizce

Bilimsel Etkinlikler

Posterler

Guler, B., Uraz, A., Tastankaya, M., Ozdemir, Y. & Yalım, M. (2015). Clinical Outcomes After Treatment Of Intra-Bony Defects With Porous Titanium Graft/Advanced Platelet Rich Fibrin: Case Series. *European Federation of Periodontology*

Uraz, A., Bozkaya, S., Ozdemir, Y. & Cetiner, DO. (2015). Reconstruction of the atrophic jaws with block grafts: clinical and radiological evaluation of cases. *European Federation of Periodontology*

Yayınlar

Isler, S. C., Uraz, A., Guler, B., Ozdemir, Y., Cula, S., & Cetiner, D. (2018). Effects of Laser Photobiomodulation and Ozone Therapy on Palatal Epithelial Wound Healing and Patient Morbidity. *Photomedicine and laser surgery*, 36(11), 571-580.



GAZiLi OLMAK AYRICALIKTIR..