



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

**DOKTORA
TEZİ**

**KEMİK DEFİKT MODELLERİNDE FARKLI İMPLANT
TASARIMLARINA UYGULANAN KUVVETİN İMPLANT
VE ÇEVRE DOKULARINDA OLUŞTURDUĞU STRES
DAĞILIMININ ÜÇ BOYUTLU SONLU ELEMAN ANALİZİ
YÖNTEMİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

JANSET ŞENGÜL

PERİODONTOLOJİ ANABİLİM DALI

ŞUBAT 2021



**KEMİK DEFİKT MODELLERİNDE FARKLI İMPLANT TASARIMLARINA UYGULANAN
KUVVETİN İMPLANT VE ÇEVRE DOKULARINDA OLUŞTURDUĞU STRES
DAĞILIMININ ÜÇ BOYUTLU SONLU ELEMAN ANALİZİ YÖNTEMİ İLE
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Janset ŞENGÜL

**DOKTORA TEZİ
PERİODONTOLOJİ ANABİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

ŞUBAT 2021

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.

Janset ŞENGÜL
...../...../.....

KEMİK DEFEKT MODELLERİNDE FARKLI İMPLANT TASARIMLARINA UYGULANAN KUVVETİN
İMPLANT VE ÇEVRE DOKULARINDA OLUŞTURDUĞU STRES DAĞILIMININ ÜÇ BOYUTLU SONLU
ELEMEN ANALİZİ YÖNTEMİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ

(Doktora Tezi)

Janset ŞENGÜL

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Şubat 2021

ÖZET

Günümüzde çeşitli nedenlerle oluşan diş kayıplarının tedavisinde dental implantların uygulanması önemli bir seçenek haline gelmiştir. İmplant uygulamalarının yaygınlaşması ile çeşitli komplikasyonlar ve/veya peri-implant hastalıklara bağlı kemik defektlerinin meydana gelmesi, implantın çıkartılması ile sonuçlanabilmektedir. Çoğu zaman implant kaybı, yeniden implantasyon ve/veya rejeneratif uygulamaları içeren bir sürecin başlamasına neden olmaktadır. Her hasta için anatomik koşullar, implant tasarımı, implant çevresinde kalan kemik miktarı ve kemik kalitesi gibi durumlar değerlendirilerek uygun tedavi planı oluşturulması önemlidir. Bu tez çalışmasında farklı kemik tiplerinde oluşturulan implant çevresi kemik defektlerindeki çeşitli implant modellerine uygulanan ters tork kuvvetinin implant ve kemik üzerinde oluşturduğu stres ve etkinin sonlu eleman analizi yöntemi ile değerlendirilmesi yeniden implantasyon sürecine ışık tutmak amacıyla planlanmıştır. Maksiller ve mandibular posterior bölgede D2 ve D3 özellikli kemiğe 4 farklı tasarıma sahip implant yerleştirilmiştir. Her implant çevresinde üç farklı peri-implant kemik defekti şekli ve defekt içermeyen kontrol grubu oluşturularak toplam 32 model elde edilmiştir. Bu modellerdeki implantlar üzerine 10 Ncm ters tork kuvveti uygulanarak implant yüzeyinde, implant çevresindeki kortikal ve spongios kemikte oluşan von Mises, maksimum principle ve minimum principle stres dağılımları karşılaştırılarak incelenmiştir. Yapılan stres analizleri sonucunda implant yiv şeklinin kortikal kemikte oluşan stresleri daha çok etkilediği fakat spongios kemikte oluşan streslerin implant yiv şeklinden bağımsız olarak değiştiği gözlenmiştir. İmplant yiv adımıdaki değişimin ise gerilme streslerini etkilediği izlenmiştir. Spongios kemikte yiv adımıdaki artış ile gerilme stresleri arasında doğru orantılı ilişki saptanmıştır. Oluşturulan bukkal, horizontal ve sirküler peri-implant kemik defekti modelleri arasında, hem üst çene hem de alt çene modelleri için bukkal defekt modellerine gelen stresin özellikle boyun bölgesinde diğer defekt modelleri olan horizontal, sirküler ve kontrol modellerine göre yüksek değerlere ulaştığı görülmektedir. Bu tez çalışmasından elde edilen veriler neticesinde, implant çıkartılması sürecinde gerek implant gerekse de kemik üzerinde oluşturulan streslerin yeniden implantasyon zamanını etkileyebileceği düşünülebilir. Ancak sonlu eleman analizi metoduyla elde edilen veriler genel mekanizma hakkında sınırlı koşullar altında bilgi vermekte, yapılacak klinik çalışmalar ile desteklenmesi önerilmektedir.

Bilim Kodu : 1048
Anahtar Kelimeler : Kemik defekti, Dental implant, Sonlu eleman analizi
Sayfa Adedi : 156
Danışman : Doç. Dr. Ahu URAZ

EVALUATION OF THE STRESS DISTRIBUTION OF FORCE APPLIED TO DIFFERENT IMPLANT DESIGNS
ON IMPLANT AND SURROUNDING TISSUES BY FINITE ELEMENT ANALYSIS IN BONE DEFECT

MODELS

(Ph. D. Thesis)

Janset ŞENGÜL

GAZI UNIVERSITY

GRADUATE SCHOOL OF HEALTH SCIENCES

February 2021

ABSTRACT

Nowadays the application of dental implants has become an important option in the treatment of tooth loss due to various reasons. Various complications and/or peri-implant defects seen with the extensive use of dental implants may result in implant removal. It can initiate a process that includes implant removal, re-implantation, and/or regenerative applications. It is important to constitute an appropriate treatment plan for each patient by evaluating anatomical conditions, implant design, the amount of bone around the implant, and bone quality. The aim of this study, the evaluate the stress and effect of the torque force applied to various implant models in the implant surroundings bone defects created in different bone types on the implant and bone by using the finite element analysis method. Four different design implants were placed in the D2 and D3 featured bone. A total of 32 models were obtained by creating three different peri-implant defects around each implant and a control group without defects. By applying a reverse torque force of 10 Ncm on the implants in these models, von Mises, which occurs on the implant surface, the cortical and cancellous bone around the implant, has been examined by comparing the stress distributions of the maximum principle and the minimum principle. As a result of the stress analysis, it was observed that the implant thread shape affected the stresses on the cortical bone more, but the stresses on the cancellous bone changed independently of the implant thread shape. It was observed that the change in the thread pitch of the implant affects the tensile stresses. In cancellous bone, a direct relation was found between the increase in thread pitch and tensile stresses. Among the created buccal, horizontal, and circular peri-implant defect models, it is seen that the stress on the buccal defect models for both the upper and lower jaw models is higher than the horizontal, circular defect, and control models, especially in the cervical region. As a result of the data obtained from this thesis, it can be thought that the stresses created on both the implant and the bone during the implant removal process may affect the re-implantation time. However, the data obtained by the finite element analysis method provide information about the general mechanism under limited conditions, and it is recommended to be supported by clinical studies.

Science Code : 1048

Key Words : Bone defect, Dental implant, Finite element analysis

Page Number : 156

Supervisor : Assoc. Prof. Dr. Ahu URAZ

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince bilgisi ve deneyimleri ile eşsiz katkıları olan, sevgisi, hoşgörüsü ve manevi desteğini her daim hissettiğim, bu süreci huzur ve mutlulukla geçirmemi sağlayan, birlikte çalışmaktan onur duyduğum çok değerli hocam ve danışmanım Doç. Dr. Ahu URAZ'a,

Doktoraya başladığım günden itibaren kıymetli bilgilerini paylaşarak kendimi geliştirmemde önemli katkılar sağlayan sayın hocam Prof. Dr. Deniz ÇETİNER'e,

Eğitimime sağladıkları katkının yanı sıra hayat görüşleri ile örnek olan, güleryüzlerini eksik etmeyen ve her daim desteklerini hissettiğim sayın hocalarım Prof. Dr. Mehmet YALIM, Prof. Dr. Berrin ÜNSAL ve Doç. Dr. Burcu ÖZDEMİR'e

Doktora eğitimim boyunca değerli görüşleri ile bana yol gösteren ve birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum Doç. Dr. Sıla Çağrı İŞLER'e

Doktora eğitimimin zorlu ilk yıllarını keyifle anmamı sağlayan sevgili kıdemlilerim Uzm. Dt. Miray ÇAKIROĞLU ve Dr. Yücel ÖZDEMİR'e

Mum modelasyon yaptığımız günlerden bugünlere birlikte geldiğimiz, sınırsız desteği sayesinde her şeyin kolaylaştığı kardeşim Uzm. Dt. Fatma SOYSAL'a, doktora eğitimimin bana hediyesi, iyi ve kötü günlerimde hep yanımda olan Uzm. Dt. Nihal ERAYDIN'a,

Doktora eğitimimin her adımını birlikte attığımız, biricik dert ortağım Dr. Memnune DİNÇ'e, ihtiyaç duyduğum her an yanımda olacaklarını bildiğim can dostlarım Dr. Alican BARAN, Dr. Levent HALLAÇ, Dr. Samet TUNÇ başta olmak üzere tüm asistan arkadaşlarıma,

Bu yolda her zaman bana benden fazla güvenen ve desteğini her gün hissetiren İlker ÖRT'e,

Eğitim hayatım boyunca sonsuz güven, sabır ve anlayışlarıyla her zaman yanımda olan, sundukları sevgi ve güven duygusu ile her zorluğun üstesinden kolayca gelmemi sağlayan, en büyük zenginliklerim olan sevgili annem Mecbure ŞENGÜL, babam Servet ŞENGÜL ve abim Sezer ŞENGÜL'e en içten teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT	v
TEŞEKKÜR	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ	xi
ŞEKİLLERİN LİSTESİ	xiii
SİMGELER VE KISALTMALAR	xvi
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Dental İmplant.....	3
2.2. Dental İmplantın Tarihçesi	3
2.3. Osseointegrasyon.....	4
2.4. Osseointegrasyonu Etkileyen Faktörler	5
2.5. İmplant Başarı Kriterleri	6
2.6. İmplant Başarısını Etkileyen Faktörler.....	7
2.6.1. Kemik yoğunluğu	7
2.6.2. İmplant dizaynı	11
2.7. Peri-İmplant Kemik Defektleri.....	13
2.8. Peri-İmplant Kemik Defektlerinin Tedavisi.....	18
2.9. İmplantın Çıkarılması	21
2.10. Yeniden İmplantasyon Planlaması	26

Sayfa

2.11. Dental İmplantolojide Biyomekanik Kavramlar ve Sonlu Eleman Stres Analiz Yöntemi.....	27
2.11.1. Kuvvet	28
2.11.2. Stres (Gerilim)	28
2.11.3. Gerinim (Strain)	29
2.11.4. Elastisite katsayısı (Young modülü)	29
2.11.5. Poisson oranı	29
2.11.6. Elastik sınır limit.....	30
2.11.7. Asal gerilme (Principle stres)	30
2.11.8. Von Mises gerilmesi (Von Mises stres).....	30
2.11.9. Yield noktası.....	31
2.11.10. Sonlu eleman stres analiz yöntemi.....	31
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	35
3.1. Çalışma Modellerinin Oluşturulması	35
3.2. Matematik Modellerinin Hazırlanması	38
3.3. Model Grupları	38
3.3.1. Maksillaya ait modeller	38
3.3.2. Mandibulaya ait modeller	40
3.4. Düğüm ve Eleman Sayıları	43
3.5. Kuvvet Yönü ve Boyutu	45
3.6. Sınır koşulları	45
3.7. Stres Değerlerinin Hesaplanması ve Sonuçlarının Değerlendirilmesi	45
4. BULGULAR.....	47
4.1. Maksillaya Ait Modellerdeki İmplant Üzerindeki Stres Dağılımları.....	48
4.1.1. Maksillada oluşturulan modellerin her bir implant için defekt türlerine göre oluşan stresin değerlendirilmesi	48

Sayfa

4.1.2. Maksillada oluşturulan kemik defekti modellerinde implant tipine göre stres dağılımının değerlendirilmesi.....	59
4.2. Mandibulaya Ait Modellerdeki İmplant Üzerindeki Stres Dağılımları	70
4.2.1. Mandibulada oluşturulan modellerin her bir implant için defekt türlerine göre oluşan stres dağılımının değerlendirilmesi	70
4.2.2. Mandibulada oluşturulan kemik defekti modellerinde implant tiplerine göre oluşan stres dağılımının değerlendirilmesi.....	81
4.3. Maksilla Modellerine Ait İmplant, Kortikal ve Spongios Kemikteki Stres Dağılımının Karşılaştırılması.....	91
4.3.1. Maksillada bukkal defekt modellerine ait implant, kortikal ve spongios kemikteki streslerin karşılaştırılması	92
4.3.2. Maksillada horizontal defekt modellerine ait implant, kortikal ve spongios kemikteki streslerin karşılaştırılması.....	94
4.3.3. Maksillada sirküler defekt modellerine ait implant, kortikal ve spongios kemikteki streslerin karşılaştırılması.....	96
4.3.4. Maksillada kontrol modellerine ait implant, kortikal ve spongios kemikteki streslerin karşılaştırılması	98
4.4. Mandibula Modellerine Ait İmplant, Kortikal ve Spongios Kemikteki Stres Dağılımının Karşılaştırılması.....	100
4.4.1. Mandibulada bukkal defekt modellerine ait implant, kortikal ve spongios kemikteki stres dağılımının karşılaştırılması	101
4.4.2. Mandibulada horizontal defekt modellerine ait implant, kortikal ve spongios kemikteki stres değerlerinin karşılaştırılması	103
4.4.3. Mandibulada sirküler defekt modellerine ait implant, kortikal ve spongios kemikteki stres dağılımının karşılaştırılması	105
4.4.4. Mandibulada kontrol modellerine ait implant, kortikal ve spongios kemikteki stres dağılımının karşılaştırılması.....	107
4.5. Maksillada Defekt Tipine Göre Maksimum Stresin Geldiği İmplantların Karşılaştırılması.....	109
4.6. Mandibulada Defekt Tipine Göre Maksimum Stresin Geldiği İmplantların Karşılaştırılması.....	109

Sayfa

4.7. Dayanım Kapasitesine Göre Gerekli Olan Ters Tork Kuvvetlerinin Hesaplanması.....	110
5.TARTIŞMA	113
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	133
KAYNAKLAR	135
ÖZGEÇMİŞ	155



ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 2.1. İmplant Sağlık Kalitesi Skalası	7
Çizelge 2.2. Froum'un peri-implantitis sınıflandırması	17
Çizelge 2.3. Tallarico ve diğerlerinin peri-implantitis sınıflandırması	17
Çizelge 3.1. Materyallerin elastisite katsayıları ve Poisson oranları	36
Çizelge 3.2. Modellere ait düğüm ve eleman sayıları	44
Çizelge 4.1. Maksillada Tip I implanta gelen kuvvetlerin stres dağılımı	50
Çizelge 4.2. Maksillada Tip II implanta gelen kuvvetlerin stres dağılımı	53
Çizelge 4.3. Maksillada Tip III implanta gelen kuvvetlerin stres dağılımı	55
Çizelge 4.4. Maksillada Tip IV implanta gelen kuvvetlerin stres dağılımı	58
Çizelge 4.5. Maksillada bukkal defekt modelinde implantlara gelen kuvvetlerin stres dağılımı	61
Çizelge 4.6. Maksillada horizontal defekt modelinde implantlara gelen kuvvetlerin stres dağılımı.....	63
Çizelge 4.7. Maksillada sirküler defekt modelinde implantlara gelen kuvvetlerin stres dağılımı (MPa).....	66
Çizelge 4.8. Maksillada kontrol modelinde implantlara gelen kuvvetlerin stres dağılımı	68
Çizelge 4.9. Mandibulada Tip I implanta gelen kuvvetlerin stres dağılımı	72
Çizelge 4.10. Mandibulada Tip II implanta gelen kuvvetlerin stres dağılımı	75
Çizelge 4.11. Mandibulada Tip III implanta gelen kuvvetlerin stres dağılımı	77
Çizelge 4.12. Mandibulada Tip IV implanta gelen kuvvetlerin stres dağılımı	80
Çizelge 4.13. Mandibulada bukkal defekt modelinde implantlara gelen kuvvetlerin stres dağılımı.....	83
Çizelge 4.14. Mandibulada horizontal defekt modelinde implantlara gelen kuvvetlerin stres dağılımı.....	85
Çizelge 4.15. Mandibulada sirküler defekt modelinde implantlara gelen kuvvetlerin stres dağılımı.....	87

Çizelge 4.16. Mandibulada kontrol modelinde implantlara gelen kuvvetlerin stres dağılımı	90
Çizelge 4.17. Maksillada bukkal defekt modellerine ait implant, kortikal ve spongios kemikteki stres dağılımının karşılaştırılması	93
Çizelge 4.18. Maksillada horizontal defekt modellerine ait implant, kortikal ve spongios kemikteki stres dağılımının karşılaştırılması.....	95
Çizelge 4.19. Maksillada sirküler defekt modellerine ait implant, kortikal ve spongios kemikteki stres dağılımının karşılaştırılması.....	97
Çizelge 4.20. Maksillada kontrol modellerine ait implant, kortikal ve spongios kemikteki stres dağılımının karşılaştırılması	99
Çizelge 4.21. Mandibulada bukkal defekt modellerine ait implant, kortikal ve spongios kemikteki stres dağılımının karşılaştırılması	102
Çizelge 4.22. Mandibulada horizontal defekt modellerine ait implant, kortikal ve spongios kemikteki stres dağılımının karşılaştırılması.....	104
Çizelge 4.23. Mandibulada sirküler defekt modellerine ait implant, kortikal ve spongios kemikteki stres dağılımının karşılaştırılması.....	106
Çizelge 4.24. Mandibulada kontrol modellerine ait implant, kortikal ve spongios kemikteki stres dağılımının karşılaştırılması	108
Çizelge 4.25. Maksillada defekt tipine göre maksimum stresin geldiği implantların karşılaştırması	109
Çizelge 4.26. Mandibulada defekt tipine göre maksimum stresin geldiği implantların karşılaştırması	109
Çizelge 4.27. Maksiller defektlere sahip modeller için gerekli ters tork kuvvetleri.....	111
Çizelge 4.28. Mandibular defektlere sahip modeller için gerekli ters tork kuvvetleri....	112

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. Lekholm ve Zarb tarafından yapılan kemik sınıflaması (1985) [35]	8
Şekil 2.2. Misch'in maksilla ve mandibulada dişsiz bölgelerde tanımladığı kemik yoğunluğu sınıflaması (1988) [34].....	9
Şekil 2.3. İmplant yiv şekilleri [49]	12
Şekil 2.4. Sınıf I defektlerin şekilleri: (a) Sınıf Ia-vestibuler/oral görüntü; (b) Sınıf Ia-okluzal görüntü; (c) Sınıf Ib okluzal görüntü; (d) Sınıf Ic okluzal görüntü; (e) Sınıf Id okluzal görüntü; (f) Sınıf Ie okluzal görüntü (Oklar: s-komponenti; daireler: i-komponenti)	15
Şekil 2.5. Sınıf II horizontal defekt – vestibüler/oral görüntü.....	16
Şekil 3.1. İmplant modelleri	36
Şekil 3.2. Maksillaya ait defekt tiplerinin modelleri.....	37
Şekil 3.3. Mandibulaya ait defekt tiplerinin modelleri	37
Şekil 3.4. Maksillaya ait modellerin görselleri	40
Şekil 3.5. Mandibulaya ait modellerin görselleri	42
Şekil 3.6. Üç boyutlu 8 nodlu, 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu, 4 nodlu Bricks elemanlar	43
Şekil 3.7. Saat yönünün tersine doğru uygulanmış ters tork hareketi.....	45
Şekil 4.1. Maksillaya ait modellerdeki implantların üzerindeki stres dağılımlarının genel görüntüleri	48
Şekil 4.2. Maksillada Tip I implanta gelen kuvvetlerin stres dağılımı	49
Şekil 4.3. Maksillada Tip I implanta gelen maksimum streslerin defekt türlerine göre karşılaştırılması (MPa)	50
Şekil 4.4. Maksillada Tip II implanta gelen kuvvetlerin stres dağılımı	52
Şekil 4.5. Maksillada Tip II implanta gelen maksimum streslerin defekt türlerine göre karşılaştırılması (MPa)	52
Şekil 4.6. Maksillada Tip III implanta gelen kuvvetlerin stres dağılımı	54
Şekil 4.7. Maksillada Tip III implanta gelen maksimum streslerin defekt türlerine göre karşılaştırılması (MPa)	55

Şekil	Sayfa
Şekil 4.8. Maksillada Tip IV implanta gelen kuvvetlerin stres dağılımı	57
Şekil 4.9. Maksillada Tip IV implanta gelen maksimum streslerin defekt türlerine göre karşılaştırılması (MPa).....	57
Şekil 4.10. Maksillada bukkal defekt modelinde implantlara gelen streslerin dağılımı.....	59
Şekil 4.11. Maksillada bukkal defekt modelinde implantlara gelen maksimum streslerin karşılaştırılması (MPa).....	60
Şekil 4.12. Maksillada horizontal defekt modelinde implantlara gelen streslerin dağılımı.....	62
Şekil 4.13. Maksillada horizontal defekt modelinde implantlara gelen maksimum streslerin karşılaştırılması (MPa).....	62
Şekil 4.14. Maksillada sirküler defekt modelinde implantlara gelen streslerin dağılımı.....	64
Şekil 4.15. Maksillada sirküler defekt modelinde implantlara gelen maksimum streslerin karşılaştırılması (MPa).....	65
Şekil 4.16. Maksillada kontrol modelinde implantlara gelen streslerin dağılımı.....	67
Şekil 4.17. Maksillada kontrol modelinde implantlara gelen maksimum streslerin karşılaştırılması (MPa).....	68
Şekil 4.18. Mandibulaya ait modellerdeki implantların üzerindeki stres dağılımlarının genel görüntüleri.....	70
Şekil 4.19. Mandibulada Tip I implanta gelen kuvvetlerin stres dağılımı	71
Şekil 4.20. Mandibulada Tip I implanta gelen kuvvetlerin defekt türlerine göre değerlendirilmesi (MPa).....	71
Şekil 4.21. Mandibulada Tip II implanta gelen kuvvetlerin stres dağılımı	73
Şekil 4.22. Mandibulada Tip II implanta gelen maksimum streslerin defekt türlerine göre karşılaştırılması (MPa).....	74
Şekil 4.23. Mandibulada Tip III implanta gelen kuvvetlerin stres dağılımı	76
Şekil 4.24. Mandibulada Tip III implanta gelen maksimum streslerin defekt türlerine göre karşılaştırılması (MPa).....	77
Şekil 4.25. Mandibulada Tip IV implanta gelen kuvvetlerin stres dağılımı	79

Şekil	Sayfa
Şekil 4.26. Mandibulada Tip IV implanta gelen maksimum streslerin defekt türlerine göre karşılaştırılması (MPa).....	79
Şekil 4.27. Mandibulada bukkal defekt modelinde implantlara gelen streslerin dağılımı.....	81
Şekil 4.28. Mandibulada bukkal defekt modeline gelen maksimum streslerin implantlara göre karşılaştırılması (MPa).....	82
Şekil 4.29. Mandibulada horizontal defekt modelinde implantlara gelen streslerin dağılımı.....	84
Şekil 4.30. Mandibulada horizontal defekt modeline gelen maksimum streslerin implantlara göre karşılaştırılması (MPa).....	84
Şekil 4.31. Mandibulada sirküler defekt modelinde implantlara gelen streslerin dağılımı.....	86
Şekil 4.32. Mandibulada sirküler defekt modeline gelen maksimum streslerin implantlara göre karşılaştırılması (MPa).....	87
Şekil 4.33. Mandibulada kontrol modelinde implantlara gelen streslerin dağılımı (MPa).....	89
Şekil 4.34. Mandibulada kontrol modeline gelen maksimum streslerin implantlara göre karşılaştırılması (MPa)	89
Şekil 4.35. Maksillaya ait modellerde stres dağılımlarının kortikal ve spongios kemik üzerindeki etkisinin genel görüntüleri	91
Şekil 4.36. Mandibulaya ait modellerde stres dağılımlarının kortikal ve spongios kemik üzerindeki etkisinin genel görüntüleri	100

SİMGELER VE KISALTMALAR

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

Simgeler	Açıklamalar
%	Yüzde
<	Küçük işareti
>	Büyük işareti
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)

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

1. GİRİŞ

Günümüz diş hekimliğinde teşhis ve tedavi yöntemleri her geçen gün ilerleme kaydetmektedir. Çeşitli nedenlerle oluşan diş kayıplarının tedavisinde dental implantlar önemli bir seçenek haline gelmiştir. Dental implant uygulamalarının yaygınlaşması ile birlikte peri-implant hastalıkların ve/veya komplikasyonların görülme sıklığı da artmıştır [1].

Peri-implant hastalıkların tedavi seçeneklerinin temel prensibi mikrobiyal dental plağın uzaklaştırılmasıdır. Peri-implant hastalığının ve/veya komplikasyonunun durumu ve şiddetine bağlı olarak mekanik debridmanın sağlanması için cerrahi olmayan tedaviler, cerrahi tedaviler, implantoplasti, implantın çıkartılması, implant çıkartılması ile beraber rejeneratif uygulamalar ve reimplantasyon yukarıda bahsedilen durumların tedavi seçenekleri olarak sıralanabilir [2]. Planlanan tedavilerde en uygun minimal invaziv tekniğin bulunması geriye kalan kemik miktarı açısından önem taşımaktadır. Her hasta için anatomik koşullar, implant tasarımı, implant çevresinde kalan kemik miktarı ve kemik kalitesi gibi faktörler değerlendirilerek uygun tedavi planı oluşturulmalıdır [3]. Diş veya implant kayıplarının önüne geçmeyi amaçlayan tedavi yöntemleri günden güne değişiklik gösterse de implantın çıkartılması gereken durumlar kimi zaman kaçınılmazdır. Ters torklu raşet uygulamasının bir implantın çıkartılması için minimal invaziv, zamandan kazandıran ve maliyeti olmayan bir teknik olduğunu bildirilmiştir [3].

Sonlu Eleman Analizi (SEA) yöntemi, karmaşık mekanik problemlerin analitik çözümlenmesinde kullanılmakta olan sayısal bir yöntemdir. Günümüzde mühendislik, tıp ve diş hekimliği gibi birçok alanda karşılaşılan problemlerin çözümü için kullanılmaktadır. Dental implant sistemi parçalarının karmaşık geometrisi sebebiyle, SEA bu yapıların değerlendirilmesi için kullanılacak en uygun yöntem olarak kabul görmektedir [4]. SEA ile dental implant yapılarında görülen stresler hassas bir şekilde ölçülebilmektedir. Bu yöntem sayesinde, yapıların gerçeğine uygun şekilde modele aktarılması ve fiziksel özelliklerini yansıtmasıyla, oluşan stres değerleri hesaplanabilmektedir [5]. Bu streslerin tanımlanması, potansiyel implant kırılması ve kemik atrofisi görülebilecek bölgelerin işaretçisidir.

Bu araştırmada, implantın çıkartılmasını takiben en uygun reimplantasyon zamanının belirlenmesi amacıyla maksilla ve mandibulada farklı kemik tiplerinde oluşturulan implant çevresi kemik defektlerindeki çeşitli implant modellerine uygulanan ters tork kuvvetinin implant ve kemik üzerine etkisinin sonlu eleman analizi yöntemi ile değerlendirilmesi hedeflenmiştir.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplant

“İmplant” sözcüğü “in: içerisine, içerisinde” ve “planto: ekme, dikme, yerleştirme” anlamlarına gelen Latince sözcüklerinden oluşmuştur. “Bir fonksiyon elde etme amacıyla, uygun bir yere yerleştirilen organik ya da inorganik cisim” anlamına gelmektedir. İmplantasyon ise bu yerleştirme işlemine verilen isimdir. Tıpta implantasyon terimi bir materyalin vücut içine yerleştirilmesi olarak tanımlanır [6].

Dental implantlar alloplastik materyallerden üretilir, hareketli veya sabit protezlere destek ve tutuculuk sağlamak amacıyla ağız içindeki mukozanın altına, periosta veya çene kemiği içine yerleştirilir. Diş hekimliğinde implantolojinin temel amacı; diş eksikliklerini tedavi ederek, hastanın fonksiyon, fonasyon ve estetiğini yeniden kazanmasını sağlamaktır.

2.2. Dental İmplantın Tarihçesi

Tarih boyunca çekilmiş dişler, tahta parçaları, deniz kabukları, fildişi, altın teller ve gümüş alaşımları implant olarak kullanılmıştır [7]. Çin İmparatorluğu’nda milattan önce üçüncü yüzyıla ait yazıtlarda transplantasyon ve reimplantasyon işlemlerinden bahsedildiği bilinmektedir [8]. Maya uygarlığı döneminde insanlara ait çene kemiğinde eksik dişlerin yerine deniz hayvanlarının kabuklarına diş formu verilerek implante edildiği bölgelerde ossifikasyonun gelişmiş olduğu tespit edilmiştir [1].

Yüzyıllar boyunca gelişen materyaller, tasarımlar, yöntemler ve teknikler sayesinde implantasyon işlemleri gelişmiştir. 1908 yılında ilk diş implantı patentinin Greenfield tarafından geliştirilen ve platin-iridyum metalinden yapılan kafes formundaki implanta verildiği bilinmektedir [9]. 1938 yılında Strock ilk defa içi dolu krom-kobalt-molibden alaşımından vida şeklinde bir implant uygulaması yapmıştır [10]. 1960’da Cherceve vida şeklinde, içi boş silindirik bir implant geliştirirken, 1961 yılında ise Tramonte içi dolu, bugünkü bikortikal implantların temelini oluşturacak bir implant modeli geliştirmiştir [10]. 1968 yılında Linkow’un alveol kemiğinin derinlik boyutu ve yüzey boyutu yanı sıra genişik boyutunu da değerlendirmeye alması ile blade implantlar literatürde yerini almıştır [11].

Branemark, 1952 yılında başlattığı deneysel çalışmalar ile implant uygulamalarının yönünü değiştirmiştir. Branemark ve diğerleri, 1955 yılında tavşan tibialarında yaptıkları bir deneyde kemik ile titanyum arasındaki bağlantıyı fark etmiş ve bu konuyu araştırarak “yaşayan kemik dokusu ile titanyum arasında ışık mikroskobu düzeyinde büyütme ile gözlenen direkt teması” tanımlayarak “osseointegrasyon” olarak isimlendirmiştir [12]. Daha sonra 1960’larda köpeklerin yumuşak ve sert dokularında uyguladıkları implantların on yıldan uzun süre osseointegrasyon sağladığını belirlemişlerdir [13]. Branemark yaptığı hayvan çalışmalarının ışığında 1965 yılında titanyumdan yapılmış kök formundaki implantları bir hastaya iki aşamalı cerrahi işlem ile uyguladığını, uygulanan titanyum implantın dişetinde bir reaksiyon oluşturmadığını ve osseointegrasyonun sağlandığını bildirmiştir [12]. İlerleyen yıllarda bu implantta 40 yıldan fazla bir sağ kalım süresi olduğu da rapor edilmiştir [14, 15]. Branemark’ın oral implantolojideki bilimsel ve klinik araştırmaları önemli bir yer tutmaktadır. 1978 yılında iki aşamalı cerrahi işlemle uygulanan yivli kök formuna sahip implant Branemark tarafından tanıtılmıştır [12]. Branemark bu tasarıma “fixture” adını vermiştir [12].

Branemark’ın ardından kök formu implantların klinik kullanımı yaygın hale gelmiştir ve çok sayıda kök formunda implant geliştirilmiştir. Kök formu implantlara ITI’in plazma sprey yüzeyli vida tasarımı (ITI® titanium plasma spray [TPS] Straumann AG; Waldenburg, Switzerland), IMZ (IMZ® Original, Germany), Core-Vent (Paragon® Core-Vent; Zimmer Dental, USA) örnek olarak gösterilebilir [16-19].

2.3. Osseointegrasyon

Osseointegrasyon latince “os” (kemik) ve “integrate” (birleşim) kelimelerinden oluşmaktadır. Kemik-implant ara yüzeyi belirgin bir sınır olmayıp, canlı ve cansız yapıların etkileşime geçtiği, kuvvetler karşısında sürekli yeniden şekillenen dinamik bir alandır. Kemik-implant ara yüzeyini tanımlayan iki temel teori vardır: Bunlardan birincisi Weiss tarafından tanımlanan fibroosseöz integrasyondur [20]. Diğeri ise Branemark tarafından kemik ve implant yüzeyinin ışık mikroskobu altında incelenmesi ile tespit edilen direkt temas varlığıdır. Branemark’ın osseointegrasyon teorisi histolojik bir kavramdır [21].

AAID (American Academy of Implant Dentistry) fibröz integrasyonu “implant ve kemik arasındaki sağlıklı ve yoğun kollajen dokudan ibaret doku-implant bağlantısı” olarak tanımlarken osseointegrasyonu; “implant ve kemik arasında kemik dışı bir doku olmaksızın yükleri ideal bir şekilde implanttan kemiğe aktaran bağlantı” olarak tanımlamıştır [22].

Cerrahi olarak hazırlanmış bir sokete implant yerleştirilmesiyle gerçekleşen vasküler ve immünolojik olaylar sonucu kemik ve implant arasında yeni kemik oluşumu gerçekleşmekte ve bu durum implantın klinik stabilitesi ile sonuçlanmaktadır [23].

Dental implantın yerleştirilmesini takiben çevre kemikte gerçekleşen iyileşme süreci zamana bağlı olarak şu şekilde sıralanabilir [24]:

İlk 3 gün: İnflamasyon fazı

İlk 1 ay: Granülasyon dokusu oluşumu, anjiogenez ve fibroplazi

4 hafta-2 ay: Primer kemik oluşumu

2. aydan sonra: Sekonder kemik oluşumu

3. aydan sonra: Kemiğin yeniden şekillenmesinin devam etmesi

2.4. Osseointegrasyonu Etkileyen Faktörler

Osseointegrasyonu etkileyebilecek faktörler, hastaya bağlı faktörler ve implant tasarımı ve cerrahi uygulama şekline bağlı faktörler olarak temel iki başlık altında incelenebilir[25-27].

Hastaya bağlı 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 bağlı faktörler:

- İmplant materyalinin karakteristiği
- İmplant dizaynı
- İmplantın yüzey özellikleri
- İmplantın yükleme zamanı
- İmplant yerleştirilecek bölgedeki kemiğin kalitesi
- Uygulanan cerrahi tekniktir.

2.5. İmplant Başarı Kriterleri

Dental implantın başarı kriterleri uzun yıllardır osseointegrasyon kavramı ile ölçülmüş olsa da günümüzde bir implantın klinik olarak başarılı kabul edilebilmesi ancak işlevsel, estetik ve fizyolojik fonksiyonların yerine getirebilmesi ile mümkündür [28, 29]. Bu kriterleri yerine getirmeksizin sadece kemik içindeki stabilitesini devam ettiriyor olması implant başarısı tanımı için yetersiz kalmaktadır [30].

İmplant başarı kriterleri günümüze kadar birçok araştırmacı tarafından incelenmiştir. Zarb ve Albrektsson'a göre bu kriterler [31]:

- 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 olmamalı şeklinde belirlenmiştir.

Misch ve diğerleri (2007) tarafından implant başarı kriterleri 4 ana başlık altında toplanarak sınıflandırılmış ve Çizelge 2.1'de belirtilmiştir[32]:

Çizelge 2.1. İmplant Sağlık Kalitesi Skalası

İmplant Kalite Skalası	Klinik Durum	Tedavi
I. Başarılı (ideal sağlık)	a) Fonksiyonda ağrı veya hassasiyet olmaması b) 0 mobilite c) Başlangıca göre <2 mm radyografik kemik kaybı d) Eksüdasyon hikâyesinin olmaması	Rutin takip prosedürü
II. Tatmin edici sağ kalım	a) Fonksiyonda ağrı olmaması b) 0 mobilite c) 2-4 mm radyografik kemik kaybı d) Eksüdasyon hikâyesinin olmaması	Stres azaltılması Kontrol randevuları arasında daha kısa aralıklar Gingivoplasti Yıllık radyograflar Stres azaltılması
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	Medikal tedavi (antibiyotikler, klorheksidin) Cerrahi müdahale ve revizyon Protez veya implantlarda değişim
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	İmplantın çıkartılması

2.6. İmplant Başarısını Etkileyen Faktörler

2.6.1. Kemik yoğunluğu

Alveolar kemiğin yapısı dental implant uygulamasının en belirleyici faktörlerindendir. Dişsiz bölgedeki kemik yoğunluğu tedavi planının ve implant sayısının belirlenmesinde, implant dizaynının ve uygun implant yüzey özelliklerinin seçiminde, cerrahi yaklaşımın planlamasında ve iyileşme sürecinin belirlenmesinde etkili olmaktadır [27].

Kemik kalitesi için günümüzde sıklıkla kullanılan sınıflamaların ilki Lekholm ve Zarb tarafından 1985 yılında (Şekil 2.3), diğeri ise Misch tarafından 1988 yılında yapılan sınıflamadır (Şekil 2.4) [33, 34].

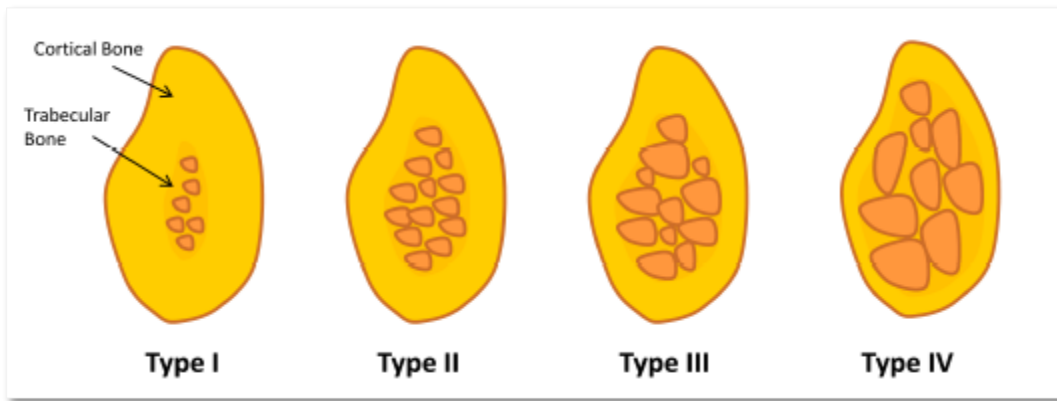
Lekholm ve Zarb yaptıkları bir araştırmada; dental implant cerrahisi sırasında kemikte karşılaştıkları dirençle ilgili bölgedeki kemiğin radyolojik verilerini kıyaslamış ve çene kemiklerini niteliği yönünden sınıflandırmıştır. Bu sınıflamada kortikal ve spongioz kemik miktarına göre alveoler kemik 4 gruba ayrılmıştır [33]:

Tip I kemik: Kalın kompakt ve ince spongioz kemikten oluşur. Bu tip kemik sıklıkla atrofik, dişsiz alt çene anterior bölgede görülmektedir.

Tip II kemik: Kalın kompakt ve kalın spongioz kemikten oluşur. Bu tip kemik, alt çenede anterior ve posterior bölgeler ile üst çene palatinal bölgede görülmektedir.

Tip III kemik: İnce kompakt ve dar spongioz kemikten oluşan bu tip kemik, üst çenenin anterior ve posterior bölgelerinde görülmektedir.

Tip IV kemik: İnce kompakt ve geniş spongioz kemikten oluşan bu tip kemik, üst çenenin posterior bölgesinde görülmektedir.



Şekil 2.1. Lekholm ve Zarb tarafından yapılan kemik sınıflaması (1985) [35]

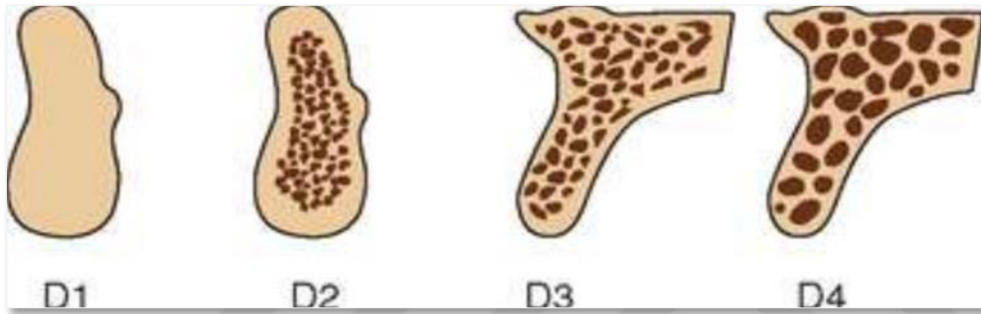
Misch kemik yoğunluğunun tedavi planlaması ve iyileşmeye olan etkisini incelemiş olduğu araştırmasında, kemik yoğunluğunu kortikal ve trabeküler kemiğin makroskobik görüntüsüne dayanarak 4 sınıfa ayırmıştır [34]:

D1 kemik: Yoğun kortikal kemikten ibarettir.

D2 kemik: Kortikal kısım D1 kemiğe göre daha az yoğunlukta olup kalın trabeküler kemik içermektedir.

D3 kemik: Daha ince ve pöröz kortikal kemik ve ince trabeküler kemikten oluşmaktadır.

D4 kemik: Kortikal tabaka içermeyen bu kemiğin tamamı trabeküler kemikten oluşmaktadır.



Şekil 2.2. Misch'in maksilla ve mandibulada dişsiz bölgelerde tanımladığı kemik yoğunluğu sınıflaması (1988) [34]

Alveolar kemiğin yoğunluğu, dental arktaki lokalizasyonuna göre değişiklik göstermektedir. En yoğun kemik yapısı sıklıkla mandibulanın anterior kısmında görülürken, maksillanın anterior bölgesi ve mandibulanın posterior bölgesi sıralamayı takip eder. İmplant başarısı değerlendirildiğinde azalan implant sağ kalım oranının dental arktaki konumdan çok kemik yoğunluğu ile ilişkili olduğu saptanmıştır [36].

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

- Her kemik yoğunluğu kendine özgü kemik direncine sahiptir.
- Kemik yoğunluğu kemiğin elastisite katsayısını değiştirir.
- Kemik yoğunluğundaki farklar kemik-implant temas yüzdesini değiştirir.
- Kemik yoğunluğundaki farklar kemikle implant arasında oluşan gerilme (stres) ve gerinim (strain) dağılımını değiştirir [36].

Misch, dental arkta farklı bölgelerdeki kemik yoğunluğunu değerlendirdiği araştırmasında kemik yoğunluğu sınıflamasına göre D1 tipi kemiğe yerleştirilen bir implantta D4 tipi kemiğe yerleştirilen bir implanta göre kemik implant ara yüzeyinde daha az gerilim oluştuğunu, bu farktan dolayı D4 kemikte implant kaybı oranının arttığını bildirmiştir. Bu araştırmaya göre, farklı yoğunluktaki kemiklerin farklı elastite katsayısına sahip olduğu saptanmıştır [27].

Misch kemik yoğunluğu sınıflamasına göre D1, D2 veya D3 tipi kemik yoğunluğuna sahip olan bölgelere yerleştirilen Branemark implantlarının %3'ünde implant kaybı yaşanırken, D4 tipi kemiğe yerleştirilen implantların %35'inde implant kaybı yaşandığı bildirilmiştir [37, 38]. D4 tipi kemik yoğunluğuna sahip bölgelere yerleştirilen implantların diğer kemik yoğunluğuna sahip bölgelere yerleştirilen implantlara kıyasla daha yüksek kayıp riskine sahip olduğunu gösteren birçok araştırma bulunmaktadır [38-40].

İmplant tedavi planlamasında, cerrahi yaklaşımda, iyileşme sürecinde ve protez planlamasında kemik yoğunluğu önemli bir faktördür. Osseointegrasyon başarısında kemik genişliği ve uzunluğunun yanı sıra kemik yoğunluğu da önemlidir. İmplantların başarısında kemik yoğunluklarını karşılaştıran birçok araştırma vardır [37, 41, 42]. Bu araştırmalar, implantların kısa ve uzun dönem kaybının düşük yoğunluklu kemikte daha fazla olduğunu göstermiştir [37].

Yapılan birçok çalışmada kemik-implant kontağının en yüksek olduğu ve elastite katsayısının en sert olduğu kemik tipinin D1 tipteki kemiğe ait olduğu bildirilmiştir [38, 43]. Temas yüzdeleri D1 kemikten D4 kemiğe doğru giderek azalmaktadır. Jaffin ve Berman (1991), 1054 implant üzerinde yaptıkları klinik çalışmada, Tip I kemiğe uygulanan implantların başarı oranını %90 olarak belirtirken Tip IV kemik yoğunluğuna sahip bölgelerde başarı oranının % 65 olduğunu rapor etmiştir [37].

Trabeküler kemiğin yetersiz olması implantın osseointegre olamamasına veya zamanla osseointegrasyonunu kaybetmesine yol açabilir.

2.6.2. İmplant dizaynı

İmplantın osseointegrasyonun sağlanması ve sürdürülebilmesinde etkisi olan öğelerden biri implant dizaynıdır. İmplant dizaynı incelenirken implantın uzunluk, çap, yiv geometrisi, yüzey özellikleri, materyal özellikleri göz önünde bulundurulmalıdır[44, 45].

İmplant yivleri implantların kemik içerisinde temas alanını ve primer stabilizasyonunu artırmak ve kemik implant ara yüzeyindeki stresleri kırmak için tasarlanır. İmplant yiv özellikleri için;

-Yiv adımı (thread pitch)

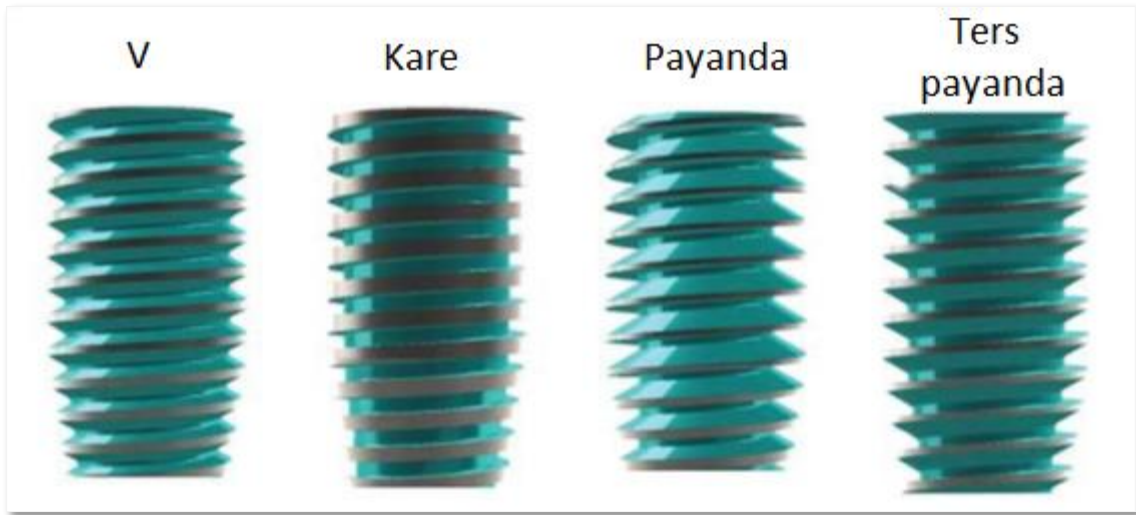
-Yiv derinliği (thread depth)

-Yiv şekli (thread shape) özelliklerini bilmek gerekir [46].

Yiv adımı, komşu iki yiv formunun uzun aksına çizilen 2 paralel çizgi arasındaki mesafedir [36]. Yiv sayısı azaldıkça, yani vida adımı arttıkça özellikle daha yoğun kemiklerde implantın yerleştirilmesi zorlaşacaktır.

Yiv derinliği, implantın en geniş çapı ile implant gövdesinin en derin noktası arasındaki mesafedir. Yiv derinliği, fonksiyonel yiv yüzeyini belirleyerek implanta gelen biyomekanik yük dağılımını etkiler. Albrektsson ve Zarb'a (1993) göre, yivli implantlar daha geniş yüzey alanına sahiptir ve böylelikle kemik dokusu çevresinde kuvvet dağılımının dengeli olmasına yardımcı olurlar [47]. Her ikisi de yivli olan, aynı platform çapına sahip düz (straight) bir implant ile kök formuna sahip açılı (tapered) bir implantın karşılaştırılması durumunda, kök formu açılı (tapered) implantın apikale doğru daralması nedeniyle yiv derinliğinin azaldığı ve bu bölgeye doğru daha az kemik-implant kontak yüzeyi görüldüğü bilinmektedir [3].

Yiv şekilleri ise V-şekilli, kare, payanda (buttress), ters payanda (reverse buttress) olarak dizayn edilebilir (Şekil 2.5). V-şekilli ve ters payanda yivli implantlar benzer kemik-implant kontak yüzeylerine sahipken, kare yiv tasarımına sahip implantların daha fazla kontak yüzeye sahip olduğu bilinmektedir [48].



Şekil 2.3. İmplant yiv şekilleri [49]

İmplant kemik ara yüzeyine gelen makaslama tipi kuvvetleri azaltacak bir implant tasarımının oluşturulması, implant tedavilerinin uzun dönem başarısında etkilidir [44, 50, 51]. Günümüzde kullanılan implantlar sıklıkla, yivli tasarıma sahip vida tipi kök formu implantlar veya yivsiz tasarımda silindirik kök formu implantlardır [52]. Ancak vida tipi implantların yüzey alanı daha fazla, primer stabilitesi daha iyidir [53].

Yapılan çalışmalarda vida tipi implantların kuvvet dağılımı açısından silindirik implantlara göre daha olumlu sonuçlar verdiklerini göstermektedir [54, 55]. Chun ve diğerlerinin (2002) farklı dizaynlara sahip osteointegre implantlara gelen stres düzeylerini sonlu eleman analiz yöntemiyle incelemiş oldukları bir çalışmada, implantların vida adımlarındaki azalmanın maksimum efektif strese azalmaya yol açtığını, kare şekilli implantlara gelen stresin diğer implantlara göre daha eşit dağıldığını göstermişlerdir [44]. Bu yüzden yiv tasarımı; fonksiyonel kuvvetlerin kemik dokusuna iletilmesinde biyomekanik açıdan önemli bir yere sahiptir.

İmplant bağlantısı da implant uzaklaştırılırken göz önüne alınması gereken faktörlerden biridir. Günümüzdeki implant-dayanak tasarımlarının temelinde iki ana yapı özelliği bulunmaktadır. Bunlardan biri eksternal yardımcı bağlantı özelliği bir diğeri ise internal yardımcı bağlantı özelliğidir. Bir eksternal bağlantılı implant, implant gövdesine altıgen şeklinde bağlanmasıyla dayanak yapısına antirotasyonel bir özellik katmaktadır. Eksternal bağlantılı altıgen içyapılı bir implantın ters tork tekniği ile çıkartılması için bir adaptör

yardımı gerekir. İnternal bağlantılı bir implantta ise anahtar (implant drive) doğrudan iç konnektöre bağlandığından, implantın ters torkla çıkartılması daha kolaydır. Ters torklu raşet kullanılarak internal üçgen bağlantılı bir implantı çıkarılırken 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 [3].

Bir implantın dış çapı 0,1 mm arttığında ve iç çap değişmeden kaldığında direncinin %30 arttığı, dış çap değişmeden kaldığında ve iç çap 0,1 mm azaldığında direncinde %16'lık bir artış olduğu bildirilmiştir [41].

Bu nedenle her iki durumda da metal kalınlığının benzer olmasına rağmen dış çaptaki artışın gövde duvarı direnci üzerinde daha önemli bir etkiye sahip olduğu, bu sebeple de komplikasyonları önlemek için aşırı ters tork kuvveti uygulamalarından kaçınılması gerektiği bildirilmiştir [3].

2.7. Peri-İmplant Kemik Defektleri

2017 yılında Dünya Periodontoloji ve Peri-İmplant Hastalıkları Çalıştayı'nın yayımladığı rapora göre peri-implant hastalıklar ve durumlar peri-implant sağlığı, peri-implant mukozitisi, peri-implantitis ve peri-implant sert ve yumuşak doku eksiklikleri olarak sınıflandırılmıştır [56].

Peri-implantitis, peri-implant mukozanın inflamasyonu ve ardından ilerleyici kemik kaybı karakterize, dental implantların çevresindeki dokularda meydana gelen plakla ilişkili patolojik bir durumdur [56]. Peri-implantitis bölgelerinde klinik inflamasyon belirtileri olan sondlamada kanama ve/veya süpürasyon, artan cep derinliği ve/veya mukozal marjinin çekilmesine ek olarak radyografik kemik kaybı görülür[56].

Berglundh, Lindhe ve Lang (2015), peri-implantitis teşhisi konulan bölgelerden alınan radyografilerde implantların çevresindeki kemik kaybının simetrik olduğunu, kemik kayıplarının implantlarının mezial, distal, bukkal ve lingual yüzeylerinde benzer miktarlarda görüldüğünü bildirmiştir [57]. Kret genişliğinin peri-implantitis lezyonundan fazla olduğu

durumlarda kretin rezorbe olan bukkal ve lingual/palatinal boyutunun krater formunda bir defekte yol açacağını, ancak kret genişliğinin peri-implantitis lezyonundan dar olduğu durumlarda ise bukkal ve lingual/palatinal duvarın rezorbe olarak kaybedilebileceğini öne sürmüşlerdir [57].

Schwarz ve diğerleri (2007) tarafından yapılan bir çalışmada ligatür ile oluşturulan deneysel peri-implant kemik defektleri karşılaştırılmıştır ve bir sınıflama yapılmıştır. Bu çalışmada peri-implant kemik defektlerin sınıflaması için aşağıdaki terimler kullanılmıştır [58]:

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

2-*s(b-v/o)*: Defektin horizontal komponentidir, (v/o) yüzeydeki kemik duvarına uzaklığın maksimum 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 geçer).

4-*s(c-m)*: Defektin çevresel komponentidir, implant yüzeyine bakan defektin mezial 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 ve kemik ile implantın transmukozal parçası arasında kalan maksimum distal/mezial uzaklıktır.

Schwarz ve diğerlerinin (2007) yaptığı bu sınıflamada peri-implant kemik defektleri iki ana gruba ayrılmaktadır. Sınıf I defektin vertikal komponentini içerirken, Sınıf II defektler horizontal kısmı içermektedir. Sınıf I kendi içinde şu şekilde ayrılmaktadır:

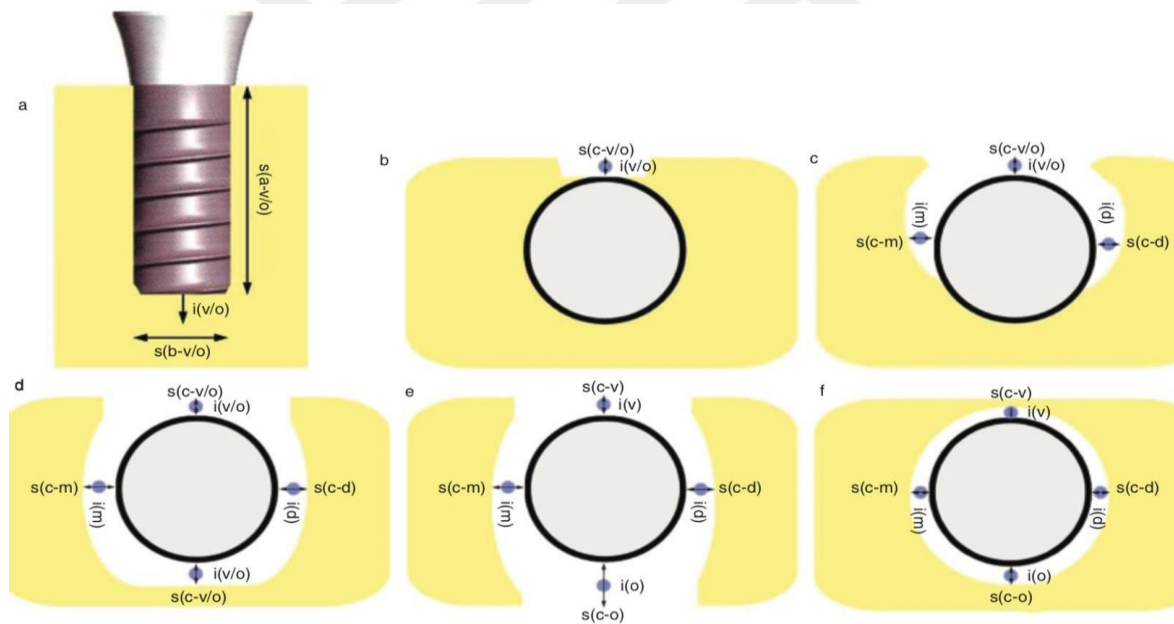
I a- Bukkal dehisens

I b- Bukkal dehisens ile beraber kemik içi defekt

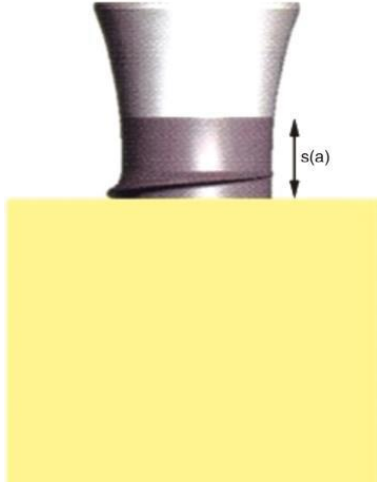
I c- Bukkal dehisens ile beraber çanak şeklinde çevresel defekt

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

I e- Çevresel defekt



Şekil 2.4. Sınıf I defektlerin şekilleri: (a) Sınıf Ia-vestibuler/oral görüntü; (b) Sınıf Ia-okluzal görüntü; (c) Sınıf Ib okluzal görüntü; (d) Sınıf Ic okluzal görüntü; (e) Sınıf Id okluzal görüntü; (f) Sınıf Ie okluzal görüntü (Oklar: s-komponenti; daireler: i-komponenti)



Şekil 2.5. Sınıf II horizontal defekt – vestibüler/oral görüntü

Spiekermann (1994), peri-implant kemik defektleri kemik rezorpsiyon modeline göre 5 kategoriye ayırmıştır[59]:

Sınıf I- Horizontal

Sınıf II- Hey-şekilli

Sınıf III- Huni şekilli

Sınıf IV- Gap benzeri

Sınıf V- Horizontal-sirküler

Bu sınıflama, beş farklı peri-implant kemik defekti paternini ele almıştır. Yıllar içinde yapılan çalışmalar, daha sık gözlenen kemik defekt modellerine göre şekillenmiştir [60-62].

Froum ve diğerleri (2012), peri-implantitisin klinik ve radyolojik değerlendirmelerine bağlı olarak yeni bir sınıflama yaparak peri-implantitisi 3 gruba ayırmışlardır (Çizelge 2.2) [63]. Bu sınıflamaya göre sondlamada kanama ve/veya süpürasyon implant etrafında iki veya daha fazla bölgesinde bulunmalıdır. Kemik kaybının değerlendirilmesinde yükleme zamanında ölçülen radyografi ile peri-implantitis teşhisi sırasında ölçülen radyografilerin değerlendirilmesi önerilmiştir. Eğer bu mümkün değilse yüklemeden sonra en erken zamanda alınan radyografiler kullanılmalıdır.

Çizelge 2.2. Froum'un peri-implantitis sınıflandırması [63]

Peri-implantitisin derecesi	Peri-implantitisin sınıflandırılması
Başlangıç seviyesi	CD> 4 mm (SK ve/veya süpürasyon) Kemik yıkımı implant uzunluğunun %25'inden daha azdır.
Orta dereceli seviye	CD> 6 mm (SK ve/veya süpürasyon) Kemik yıkımı implant uzunluğunun %25'i ile % 50'si arasındadır.
İleri seviye	CD>8 mm (SK ve/veya süpürasyon) Kemik yıkımı implant uzunluğunun % 50'sinden fazladır.

Tallarico, Canullo, Wang, Cochran ve Meloni 2018 yılında peri-implantitis etiyolojisine dayalı yeni bir sınıflama önermişlerdir [64].

Çizelge 2.3. Tallarico ve diğerlerinin peri-implantitis sınıflandırması

Kemik kaybının derecesi	Klinik ve radyografik bulgular
Kemik kaybı yok	SK yok veya Kİ ≥ 2 (mukozitis) Eritem ve / veya ödem mukozitis) Orta derecede ağrı olabilir. SCD ≤ 4 mm Süpürasyon yok Başlangıç kemik remodelasyonunun ardından KK yok
Hafif	İmplant yüzeyi açığa çıkmaksızın 2 mm kemik kaybıyla ^b birlikte ≥ 4 mm ile ≤ 6 mm arasında değişen SCD Ağrı, SK ve/veya süpürasyon olabilir.
Orta	≥ 4 mm ile ≤ 6 mm arasında değişen SCD ile birlikte implant uzunluğunu 1/2' sinden az kemik kaybı Ağrı, SK ve/veya süpürasyon olabilir.
İleri	SCD ≥ 6 veya implant uzunluğunu 1/2' sinden fazla kemik kaybı İmplant mobilitesi Ağrı, SK ve/veya süpürasyon olabilir.

SK = Sonlamada kanama; Kİ = Kanama indeksi; SCD = Sondlamada cep derinliği

^aAbutment bağlantısından sonraki 4 ay içinde

^b Protez uygulaması ile güncel radyografi arasında yapılan radyografik ölçüm (Başlangıç kemik remodelasyonunun ardından, abutment bağlantısından 4 ay sonra)

2.8. Peri-İmplant Kemik Defektlerinin Tedavisi

Periodontal dokularda olduğu gibi mikroorganizmaların bir araya gelmesiyle oluşan biyofilm, peri-implant dokularda görülen inflamasyonların da başlıca sebebidir.

Lang, Wilson ve Corbet tarafından (2000), klinik ve radyografik verilere dayanarak peri-implant lezyonun ilerlemesinin önüne geçmek için tedavi protokolü belirlenmiştir. Bu protokol tek bir tedavi yöntemi içermemektedir. Peri-implant lezyonun durumu ve şiddetine bağlı olarak mekanik tedaviye ek olarak antibakteriyel terapi ve cerrahi yöntemler de kullanılabilir. Teşhis, bu tedavi programında çok önemli bir yer tutmaktadır. Bu tedavi protokolü “Kümülatif Engelleyici ve Destekleyici Tedavi (KEDT)/ Cumulative Interceptive Supportive Therapy (CIST)” olarak tanımlanmaktadır [65]. KEDT protokolü izlenirken hastalığın tanı ve şiddetini değerlendirmede aşağıdaki klinik parametreler kullanılmaktadır:

1. Mikrobiyal dental plak ve diş taşı
2. Sondlamada kanama
3. Süpürasyon
4. Sondlanabilir peri-implant cep derinliği
5. Radyografik kemik kaybı

KEDT protokolü 4 basamaktan oluşmaktadır:

- a. Mekanik debridman (KEDT A protokolü): İmplant çevresinde plak birikimi ve diş taşı bulunan, sondlamada kanamanın olduğu ancak süpürasyon gözlenmediği ve cep derinliğinin 3mm’den yüksek olmadığı durumdur. Bu durumda tedavi olarak titanyum küretlerle mekanik debridman ve politür işlemi uygulanır. Hastalara oral hijyen eğitim verilir ve idame konusunda motivasyon sağlanır.

b. Antiseptik tedavi (KEDT B protokolü): İmplant etrafında plak ve diş taşı varlığı ile sondlamada kanamanın görüldüğü ve cep derinliğinin 4-5 mm olarak ölçüldüğü durumlarda, mekanik debridmana ilave olarak antiseptik tedavi uygulanır. Bunun için %0,1-0,2' lik klorheksidin günlük gargara veya %0,2' lik klorheksidin jel lokal uygulaması önerilir.

Periyodik uygulamalarla gerçekleştirilen antiseptik tedavi 3-4 hafta kadar sürer.

c. Antibiyotik tedavisi (KEDT C protokolü): Plak, diş taşı ve sondlamada kanama pozitifken süpürasyon görülebilir. Cep derinliği 6 mm ve üzerindedir, radyografik olarak peri-implant kemik kaybı görülür. Subgingival bölgede mikroorganizmaları elimine etmek için mekanik debridmana ilaveten sistemik veya lokal antibiyotik tedavisi uygulanır. Sistemik tedavi ornidazol (1000 mg 1x1) veya metronidazol (250 mg 3x1) veya amoksisilin (375 mg 3x1) ve metronidazol (250 mg 3x1) kombinasyonu 10 gün süreyle kullanılır. Lokal tedavi ise tetrasiklin lifleri veya minosiklin mikroküreleri gibi 10 gün süreyle kontrollü salınım yapan lokal antibiyotiklerin bölgeye uygulanmasıyla gerçekleştirilir

d. Rejeneratif veya rezektif cerrahi (KEDT D protokolü): Enfeksiyonun başarılı bir şekilde elimine edilmesini takiben implant çevresinde oluşan kemik yıkımı ve yumuşak doku problemlerini ortadan kaldırmak için uygulanacak çeşitli rejeneratif ve rezektif cerrahi işlemler bu protokolün içeriğini oluşturur. Rejeneratif yöntemde kemik greftleri ve bariyer membranlar kullanılabilir. Defekt rejenerasyon için uygun değilse rezektif seçenekler gözden geçirilmelidir[66].

Peri-implant kemik defektlerinin cerrahi tedavi şeklini belirlemede peri-implant kemik defektinin morfolojisinin etkili olduğu bilinmektedir. Çevresel ve kemik içi defektlerin varlığında rejeneratif tedavi, kemik üstü defektlerin ve rezidüel kemikte düzensizliklerin varlığında rezektif tedavi yöntemleri önerilmektedir.[67, 68]

Peri-implant kemik defektlerinin cerrahi tedavisinin amacı, implant yüzeyinin mekanik debridmanı ve kimyasal dekontaminasyonu için yeterli erişimi sağlamaktır. Rezektif veya rejeneratif tedaviler ile birlikte yüzey dekontaminasyonu için farklı yaklaşımlar bulunmaktadır [67]. Mekanik yolla dekontaminasyon, özel uçlara sahip küretler ve ultrasonik cihazlar yardımıyla ya da implant yüzeyinin frezlerle düzleştirilmesi

(implantoplasti) ile gerçekleştirilmektedir [69]. Dekontaminasyon işlemleri, sitrik asit, hidrojen peroksit veya klorheksidin gibi kimyasal yollarla da uygulanabilmektedir [68].

Padial-Molina, Suarez, Rios, Galindo-Moreno ve Wang (2013), peri-implant hastalıklarının teşhis ve tedavisi üzerine yayımladıkları derlemede, radyografik kemik kaybının açıkça gözlemlendiği (≥ 2 mm) durumlarda açık flep debridmanını önermişlerdir [70]. Suarez, Monje, Galindo-Moreno ve Wang (2013) ise açık flep debridmanına mekanik veya kimyasal yöntemlerle gerçekleştirilebilecek uygun bir yüzey dekontaminasyonunun eşlik etmesi gerektiğini vurgulanmıştır [71]. Tüm bakteri birikintilerinin uzaklaştırılması ve hastalığın yeniden başlamasına sebep olacak plak birikiminin en aza inmesinin sağlanması amacıyla bu tür bir dekontaminasyon işlemi önemlidir.

Cep derinliğinin 8 mm'den veya kemik kaybının implant uzunluğunun % 50'sinden fazla olduğu durumlara özellikle dikkat edilmelidir [70]. Renvert, Polyzois ve Maguire (2009), kontamine olmuş implant yüzeylerinde yeniden osseointegrasyonun sağlanamadığını sistematik derlemede göstermişlerdir [72]. Bu nedenle derin bir çevresel defekt varlığında tek başına yönlendirilmiş doku rejenerasyonu (YDR) yerine implantın çıkartılmasını takiben kaybedilen kemiğin rekonstrüksiyonu için YDR uygulaması ve rejenerere kemiğe yeni bir implant yerleştirilmesi daha güvenli ve öngörülebilir bir alternatiftir [70].

Misch ve diğerleri (2008) yayımladıkları çalıştay raporunda, bazı çalışmaların % 50'den fazla kemik kaybına sahip bir implantı başarısızlık olarak tanımlarken, bazı çalışmaların kritik eşik olarak kemik kaybının ≥ 75 'ini veya kalan kemik temasının 3 mm'den azını dikkate aldığını bildirmişlerdir[32]. Etkilenen implantın uzunluğu, hastalığın progresyonu, hasta konforu, risk faktörlerinin elimine edilmesi, protetik tedavi seçenekleri gibi faktörlere bağlı olduğundan, karar vermek karmaşık bir konu olmaya devam etmektedir [2].

Cerrahi tedavide bazı sınırlamaları ortadan kaldırmak için peri-implant enfeksiyon sonucu kaybedilen dokuların rejenerasyonunu sağlamak amacıyla geliştirilen yeni cerrahi teknikler arasında en bilinen teknik yönlendirilmiş doku rejenerasyonudur (YDR) [73]. YDR, bir bariyer membran yardımıyla oluşturulan boşluğa epitel ve bağ doku hücrelerinin girişini engelleyerek periodontal ligament hücreleri ve alveoler kemik dokusunun çoğalmasına

yönelik uygulanan bir tekniktir [73]. Bu teknikte, kemik defektinin üzerine biyouyumlu bir bariyer membran yerleştirilerek altında oluşan boşlukta istenilen hücrelerin gelişmesi beklenir [74].

Bretz ve diğerleri (1997) tarafından yayımlanan bir vaka raporunda retrograd peri-implant kemik defektinin tedavisi değerlendirilmiştir. İmplant yerleştirilmesinden 6 ay sonra implantın apikal bölgesinde meydana gelen defekt temizlenerek demineralize dondurulmuş kurutulmuş kemik grefti (Pacific Coast Bone Bank, Los Angeles, California) ve rezorbe olan membran (CollaCote; Colla-Tec Inc Plainsboro, New Jersey) ile kapatılmıştır. Operasyondan 6 hafta sonra mukozal inflamasyonun ve periapikal fistülün ortadan kalktığı, 8 ay sonra alınan periapikal radyografide kemik dolumu olduğu gözlenmiş ve 17 aylık takip sürecinde herhangi bir kemik kaybına rastlanmadığı bildirilmiştir. [75].

Behneke ve diğerleri (2000), 17 hastaya uygulanan 25 implantta görülen peri-implantitis defektlerini otojen kemik grefti ile tedavi etmişlerdir. İmplant yüzeyleri sodyum bikarbonat ile dekontamine edilmiştir. Defektler değerlendirilmek üzere tekrar açılarak ölçümler yapılmıştır ve ortalama cep derinliğinin 6.9 mm'den 0.7 mm'ye düştüğü gösterilmişler ve defekt bölgelerinde %90 oranında kemik dolumu olduğunu ortaya koymuşlardır [76].

Schwarz ve diğerlerinin (2006) yaptığı bir çalışmada 6 mm ve üzeri cep derinliğine sahip 22 implantın rejeneratif tedavisi karşılaştırılmıştır [77]. İmplant yüzeyleri plastik küret ve salin irrigasyonu ile dekontamine edildikten sonra bir gruba nanokristalin hidroksiapatit kemik grefti (Ostim® Heraeus Kulzer, Hanau, Germany), diğer gruba sığır kaynaklı kemik grefti (Bio-Oss®, Geistlich Pharma, North America) ve kollajen membran (Bio-Gide® Geistlich Pharma, North America) uygulanmıştır. 6 ay sonra cep derinliği, kontrol grubunda 7,1 mm'den 4,5 mm'ye düşerken, test grubunda 7,0 mm'den 4,9 mm'ye düşmüştür. Sığır kaynaklı kemik grefti ve kollajen membran uygulamasının istatistiksel olarak anlamlı oranda daha başarılı olduğu gösterilmiştir [77].

2.9. İmplantın Çıkartılması

Dental implantlar, eksik dişlerin tamamlanabilmesi için önemli bir tedavi seçeneği haline gelmiştir ve bu tedavi konseptinin başarı oranı son yirmi yılda %75 iken son on yılda %90

düzeyine ulaşmıştır [32, 78]. Bununla birlikte her terapötik tedavide olduğu gibi biyolojik komplikasyonlar ortaya çıkabilir ve bu da implantın başarısızlığına ve sonuç olarak en kötü durumda implantın çıkartılmasına yol açabilir. İmplant kayıpları zamanlama açısından erken ve geç kayıplar olarak tanımlanabilir. Erken implant kayıpları, implantlar işlevsel olarak yüklenmeden önce meydana gelir ve bu nedenle esas olarak ilk aşamada yetersiz iyileşme ve osseointegrasyonu temsil ederken, geç implant kayıpları yükleme ve işlevden sonra gözlenir [79].

Erken implant kayıplarının çoğunlukla iyatrojenik sebeplerden kaynaklandığı bilinmektedir [2]. Bu sebepler implant bölgesinin hazırlanması sırasında kemiğin aşırı ısınması, implant bölgesinin aşırı preparasyonu nedeniyle primer stabilite eksikliği veya zayıf kemik kalitesi, parafonksiyonel alışkanlıklar olabilir. Böyle bir durumda implantların klinik olarak mobil olması ve kolay çıkartılması beklenir.

Geç implant kayıplarına biyolojik, mekanik veya fonksiyonel nedenler yol açabilir [2]. Biyolojik nedenler arasında peri-implant hastalıkların osseointegrasyonu bozması sayılabilir. Peri-implant enfeksiyonun cerrahi olmayan veya cerrahi yöntemler ile tedavi edilemediği, klinik olarak süpürasyon, sondlamada şiddetli kanama, 8 mm'den fazla sondlanabilir cep derinliği veya ağrının görüldüğü durumlarda implantın çıkartılması gerekebilir [80]. Mekanik olarak, osseointegre olmuş bir implant etrafındaki alveolar kemiğin yapım-yıkım potansiyelini aşması ile implantın mobil hale gelmesi implantın çıkartılmasına endikasyon sağlayabileceği gibi, implantın mobil olmamasına karşın implantı çevreleyen kemiğin %50 oranında kaybedilmiş olması implantın başarısız olduğu ve çıkartılması gerektiğini düşündürmektedir [32]. 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 [2, 81]. İmplantların geç kaybı durumlarında implantlar çoğunlukla mobil değildir ve özellikle apikal bölgede kısmen de olsa osseointegrasyonun bozulmadığı görülmektedir. Bu nedenle implantı çıkarma girişimi oldukça zor olabilir, bu işlem esnasında komşu dişler ve yapılar da zarar görebilir [82]

İmplantın çıkartılmasına yönelik uygulanan çeşitli teknikler değerlendirilirken, anatomik koşullar, kemik kalitesi, kemik yoğunluğu, implant tasarımı, implant bağlantısının durumu

ve implant çevresinde kalan kemik miktarı gibi spesifik klinik faktörlere dayanarak, klinisyenlerin en uygun minimal invaziv tekniği belirlemesi gerekmektedir [3].

İmplantların çıkartılması için günümüze kadar araştırmacılar tarafından birçok teknik kullanılmıştır. Kullanılan teknikler arasında elevatörler, davyeler, piezo uçları, yüksek hızlı frezlerin kullanımı yanı sıra ters vida uygulaması, ters torklu raşet uygulaması, trefan frezler, lazer uygulamaları ve bunların kombinasyonları sayılabilir [107-110].

Mobilite gözlenen implantların bir davye yardımı kolayca çıkartılması sağlanabilir. İmplant etrafındaki granülatöz doku da periodontal küretler yardımıyla uzaklaştırılabilir. İmplant çıkartmanın periodontal ligamenti olan bir dişi çıkarmaktan oldukça farklı olduğu unutulmamalıdır [2].

İmplant çıkartılmasında yaygın olarak kullanılan yöntemlerden biri trefan frezlerdir. Farklı çapları mevcut olan bu frezler seçilirken implant çapından biraz geniş olan bir frezin seçilmesi önerilmektedir. Aşırı ısınmayı ve termal nekrozu önlemek için maksimum soğutma ile 1200 ila 1500 rpm arasında değişen bir kesme hızı önerilir [3]. Trefan frezlerin kullanımıyla ilgili mandibula kırıkları ve osteomyelit gibi komplikasyonlar tanımlandığı için tercih edilmesi planlanan durumlarda bölge anatomisi dikkatle incelenmelidir [83]. Bu yöntemle ilgili güncel bir yaklaşım olarak Deeb ve diğerleri (2018) tarafından yapılan çalışmada, CAD/CAM kullanımı ile oluşturulan cerrahi kılavuzların yardımıyla trefan frezler ile daha az invaziv bir cerrahi operasyon sağlanabileceği bildirilmiştir [84]. Geleneksel yöntemle göre çok daha az travmatik olduğu görülse de hem konik ışınli radyografi alınması gereksinimi hem de cerrahi kılavuz üretiminin maliyeti arttıracak göz önünde bulundurulmalıdır.

İmplant çıkartılması için kullanılan bir diğer teknik piezo cerrahi kullanımıdır [85]. Trefan frez kullanımı ile karşılaştırıldığında piezo cerrahi kullanımının daha az travmatik bir cerrahi yaklaşım sağladığı görülmektedir. Messina ve diğerleri (2018), genellikle implantların kan damarları ve sinirlere yakın olduğu bölgelerde güvenle kullanabilecek bir teknik olduğunu bildirilmişlerdir [85]. Bu teknikte piezoelektrik cihaza takılan elmas kaplı bir frez ile çevresel osteotomi yapılır. Ardından uygun soğutma altında ultrasonik dalgalar ile implant kemik

arayüzeyinin bozulması sağlanır [85]. Gomez ve diğerleri (2018) yaptıkları in-vitro çalışma sonucunda piezo cerrahi yönteminin, kalp pili olan hastalarda dikkatli kullanılması gerektiğine dikkat çekmiş olsalar da konu ile ilgili daha fazla sayıda kanıta ihtiyaç duyulmaktadır[86]. Trefan frez cerrahisine göre piezo cerrahi yönteminde postoperatif kemik iyileşmesinin daha iyi olduğu, ancak operasyon süresinin üç kat kadar daha uzun sürdüğü bildirilmiştir [3].

Piezo cerrahi tekniğine benzer ancak yeni bir teknik, Erbiyum Krom: Yittriyum-Selenyum-Galyum-Garnet (Er, Cr:YSGG) lazer kullanımı ile implant çıkartılmasıdır [87]. Diğer teknikleri ile karşılaştırıldığında bu tekniğin daha az invaziv olabileceği bildirilmiştir [87]. Lazer cerrahisinin bir başka avantajı işlem sırasında hemostatik kontrolün sağlanabilmesi sayesinde ideal görüş alanı sağlayarak işlem süresini kısaltmasıdır [82]. Hajj ve diğerleri (2016), implant çıkartılması için trefan frez ile lazer cerrahisi kullanımı karşılaştırdıkları bir çalışmada, lazer cerrahisi kullanımı sonucu çıkarılan kemiğin trefan frez kullanımı ile çıkarılan kemiğin yaklaşık yarısı kadar olduğunu ve işlem süresinin lazer cerrahisinde trefan frez kullanımına göre yaklaşık üç kat uzadığını bulgulamışlardır [88]. Sonuç olarak lazer cerrahisinin trefan frez kullanımına göre daha az invaziv ve travmatik olmasına karşın çok daha fazla zaman alan bir prosedür olduğu görülmektedir.

Froum ve diğerleri (2011) ters torklu raşet uygulamasının başarısız implantların çıkartılması için en az travmatik teknik olduğunu bildirmiştir [3]. Bu yöntemin kullanımı, implantı çevreleyen kemiğin çok az hasar almasını veya hasarsız kalmasını sağlamıştır. Bu teknikte implantı uygun şekilde kavrayan bir çıkarma aleti yerleştirilir ve saat yönünün tersine tork kuvveti uygulayarak çıkarma işlemi yapılır. Ters tork raşet uygulaması tekniğini etkileyen farklı faktörler bulunmaktadır: İlk olarak internal bağlantılı bir implantın çıkartılması, oluşan yüksek kaldıraç oranı nedeniyle, eksternal bağlantılı bir implantın çıkartılmasına göre daha kolaydır [83]. İkinci olarak implantların kare, V şekilli, payanda ve ters payanda gibi farklı yiv şekilleri, farklı kemik-implant teması nedeniyle çıkarma esnasında gereken kuvveti etkileyebilir. Kare yiv şekilli implantlarda V yiv şekilli implantlara göre daha yüksek kemik-implant temasının görülür ve bu nedenle kare yiv şekilli implantların çıkartılması daha zordur [3]. Üçüncü olarak, implantların gövde tasarımı da implantın çıkartılmasını etkileyen

faktörlerden biridir. Konik implantların paralel implantlara göre daha kolay çıkarıldığı bildirilmiştir [89].

Anitua ve Orive (2012), osseointegre implantların çıkartılmasının planlandığı çalışmada 78 implantın ters torklu raşet kullanımı ile çıkarılabildiğini, 13 implant için trefan frez ve ters torklu raşet kombinasyonuna ihtiyaç duyulduğunu bildirmiştir [90]. Ters torklu raşet uygulamasının esas amacı ikinci bir implantasyon olasılığını sağlamak için mümkün olan en atravmatik şekilde implantın çıkartılmasını sağlamak olduğunu belirtmişlerdir [90].

Anitua, Murias-Freijo ve Alkhraisat (2016) yapmış olduğu bir diğer çalışmada, 158 mobil olmayan implantı içeren bir başka çalışmada ise, 139 implantın trefan frez kullanımına ihtiyaç duyulmadan 146 Ncm tork ile çıkarıldığı gösterilmiştir [91]. Kalan 19 implant için 200 Ncm'den yüksek ters tork kuvvetine ihtiyaç duyulduğu, bu nedenle ters torklu raşet kullanımı ile birlikte trefan frez kullanımının implant kırıklarına neden olmamak için daha güvenli olacağı bildirilmiştir [91].

Balaji ve Balaji (2018), yapmış oldukları çalışmada ters torklu raşet kullanımının tek başına kullanımı için kalan 4 milimetrelik osseointegre bölgenin kritik bir eşik olduğunu vurgulamıştır [92]. Daha fazla osseointegrasyona sahip implantları çıkarmak için trefan frezler veya piezo cerrahiden yardım alarak ters torklu raşet kullanımının daha güvenli olacağını rapor etmişlerdir [92].

Anatomik koşullar, kemik kalitesi, implant çevresinde kalan kemik miktarı, implant tasarımı, implant bağlantısı gibi spesifik klinik faktörlere dayanarak, klinisyenlerin en uygun minimal invaziv tekniği belirlemesi gerekmektedir. Ters torklu raşet uygulamasının bir implantın çıkartılması için kemiği korumaya yönelik minimal invaziv, zamandan kazandıran ve maliyeti olmayan, umut vadeden bir teknik olduğunu görülmektedir [2, 3].

İmplantın çıkartılmasının ardından çevredeki kemikte oluşan durumların değerlendirilmesi yeniden implantasyonun başarısı için önem taşır. Doğal dişler ile karşılaştırıldığında, dental implantlarda demet kemik gibi periodontal bağlantıyı sağlayan kemik yapıları görülmez [57]. Dolayısı ile diş çekimi sonrası oluşan bir sokette demet kemiğin rezorpsiyonu beklenirken, implant çıkartılması sonrası oluşan bir sokette bu rezorpsiyonun olmayacağı

varsayılabilir. Ancak bugüne kadar literatürde, implant çıkartılmasının ardından beklenen kemik remodelasyonunu veya kemik rezorpsiyon miktarını inceleyen bir kanıta rastlanmamıştır.

2.10. Yeniden İmplantasyon Planlaması

İlk implant başarısızlığının değiştirilebilen faktörleri olan anatomik bölge, enfeksiyon ve aşırı oklüzal yükleme gibi risk faktörlerinin eliminasyonu ile yeniden implantasyon uygulamalarının nispeten yüksek sağ kalım oranlarına ulaştığı çeşitli çalışmalarda gösterilmiştir [61, 93-95]. İmplant kayıplarının önemli bir kısmının nedeni peri-implant kemik defektleridir [96]. Bu nedenle, yeniden implant yerleştirme ve protetik rehabilitasyon planlamaları için kalan kemiğin yeterli desteği sağlaması önemlidir.

Adell, Lekholm, Rockler ve Branemark (1981), başarısız bir implantın çıkartılmasından sonra aynı bölgeye yeni implant uygulaması için 9-12 ay beklenmesi gerektiğini öne sürmüştürler [97]. Evian ve Cutler (1995), başarısız implantların çıkartılmasının ardından immedat uygulamanın yapılabileceğini rapor etmiştir [98].

Covani, Barone, Cornellini ve Crespi (2006) implant kırığı nedeniyle çıkartılan implantın yerine daha büyük çapta implantın yerleştirilebildiği durumlarda immedat implant uygulamalarının uygun olduğunu belirtmiştir [99]. Kim ve diğerleri (2011), yapmış oldukları çalışmada implantın çıkartılmasının ardından immedat veya gecikmiş uygulamalar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını, bu nedenle implant çıkartılması sonrası enfeksiyon mevcut değilse, yeterli kemik miktarı ve kalitesi olduğu varsayıldığında aynı seansta yeni bir implant yerleştirilebileceği bildirilmiştir [100].

Anitua, Pinas, Begona ve Alkhraisat (2017), başarısız implantların ters torklu raşet ile çıkartıldığı çekim soketlerine immedat uygulama yapılmış 22 implantı değerlendirmiş ve 16 ay içinde bir implant kaybı görüldüğünü bildirmiştir [96]. İmplant çıkarma işleminin geniş kemik defektlerine yol açtığı durumlarda, bukkal bölgede yeterli desteği sağlayacak bir kemik oluşumu için yönlendirilmiş kemik rejenerasyonu ardından yeniden implantasyon uygulaması önerilmiştir [96].

Gomes ve diğerleri (2018), yeniden implantasyon vakalarının değerlendirildiği 11 makaleyi içeren bir meta-analizde, 579 hastada 704 yeniden implante edilmiş implantı değerlendirmiştir [101]. Dâhil edilen çalışmalar incelendiğinde, başarısızlıktan sonra ikinci bir implantasyonun %71 ile %100 arasında değişen bir başarı oranı sağladığı görülmektedir [101]. Bazı çalışmalardaki daha düşük sağ kalım oranları çıkarılan implantın yerine kullanılan implantların çap ve uzunlukları ile açıklanmıştır. Çap olarak benzer, uzunluk olarak daha kısa implantlar kullanıldığında daha düşük bir sağ kalım oranı gözlemlendiği bildirilmiştir. İmplantın çıkartılmasının ardından en az başarısız implantın boyutu kadar bir defekt oluşacağı; bu nedenle yeniden yerleştirilecek implantın primer stabilitesinin sağlanmasının önemi vurgulanmıştır [94, 102]. Bu nedenle özellikle sağ kalım ve başarı oranını artırmak için daha geniş çapta ve pürüzlü yüzeyli bir implant kullanılmasının avantaj olabileceğini bildirmişlerdir. Özellikle immediat yeniden implantasyon planlanıyorsa kullanılacak implantların yeterli primer stabiliteyi sağlayabilecek boyutta olması gerektiğine dikkat çekmişlerdir [94, 102].

Solderer ve diğerleri (2019) oluşan defekt paternlerinin önceki ogmentasyon prosedürleri ile ilişkili olabileceğini, bu nedenle implantların çıkartıldığı bölgelere hemen veya kısa süre sonra yeniden implant uygulaması planlandığı durumlarda bu defektlerin ek ogmentasyon prosedürleri gerektireceğini bildirmiştir [79].

2.11. Dental İmplantolojide Biyomekanik Kavramlar ve Sonlu Eleman Stres Analiz Yöntemi

Biyomekanik, biyolojik dokuların, bu dokulara uygulanan kuvvet karşısındaki durumunu inceleyen bilim dalıdır. Biyomedikal mühendislik alanındaki gelişmeler sayesinde hastaların teşhisinde, tedavi planlamasında ve tedavisinde mekanik prensiplerin yol göstericiliğinden faydalanmak hekimlere kolaylık sağlamaktadır [43]. Biyomekanikğin diş hekimliğindeki kullanım alanı özellikle ağız içindeki yapılara gelen kuvvetler karşısında diş, çevre dokular ve restorasyonların tepkilerini incelemek yönündedir [43].

Biyomekanik inceleme yapılan çalışmaların değerlendirilebilmesi için bazı mekanik kavramların bilinmesi gerekmektedir. Stres analizlerinde kullanılan bu terimler arasındaki farkların bilinmesi, sonuç alma ve bu sonuçların doğru değerlendirilebilmesi için önemlidir.

2.11.1. Kuvvet

Kuvvet, bir cismin hareketini başlatan, değiştiren veya durduran, cisimlerin şekil yön ve doğrultularını değiştirebilen herhangi bir etki olarak açıklanabilir. Kuvvetin birimi genellikle “kilogram force (kgf) veya ‘Newton (N)’ olarak ifade edilir. (1 kgf=9, 8 N). 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. Bir materyalin mekanik olarak kırılması için tek bir defada uygulanan bir yükleme veya daha az ölçüde ancak tekrarlanan kuvvetler yeterli olabilir. Dolayısıyla bir materyalin uzun dönem dayanıklılığını, kırılma direncini, o materyalin başarısızlık göstermeden dayanabileceği, tekrarlanan kuvvetlerin en üst seviyesi belirler.

2.11.2. Stres (Gerilim)

Stres birim alana düşen kuvvet miktarıdır. Stres, sabitlenmiş bir cismi etkileyen kuvvetin şiddetine eşit ve uygulanan kuvvete ters yönde gelişir. Hem uygulanan kuvvet, hem de içerdeki gerilme direnci, cismin tüm yüzeyine yayılır. S veya σ ile gösterilir [103].

$\sigma = \text{Kuvvet (F)} / \text{Alan (A)}$ formülü ile hesaplanır. Gerilmenin birimi Paskal’ dır ($\text{Pa} = \text{N/m}^2$). Yapılan çalışmalarda, genellikle gerilme birimi olarak Megapaskal (MPa) kullanılmaktadır (1 MPa =10,6 Pa). Kuvvetin uygulanma şekline bağlı olarak baskı (compressive), gerilme-çekme (tensile) ve makaslama (shear) gerilmesi olarak üç sınıfa ayrılabilir [103].

Çekme gerilmesi (tensile): Bir cismin moleküllerini birbirinden ayırmaya zorlayan aynı düzlemde, fakat ters yönde iki kuvvetin uygulanması sonucunda meydana gelen gerilmedir.

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

Makaslama gerilmesi (shear): Bir cisme farklı düzlemlerde ve ters yönde uygulanan kuvvetler sonucunda, moleküllerin cismin yüzeyine paralel, ters yönde kayması sonucunda oluşan gerilmedir.

Çoğu cisimde bu üç gerilmenin bileşkesi bulunur. Kortikal kemiğin bu üç tip gerilmeye tepkisi farklıdır [104].

2.11.3. Gerinim (Strain)

Gerinim, bir cisme kuvvet uygulanması sonucu cisimde meydana gelen birim uzunluktaki değişim olarak tanımlanır. Gerinim atomların yer değiştirme miktarı olarak da ifade edilebilir. Atomların arasında yer değiştirmeye karşı koyan kuvvetler gerilim iken, atomların yer değiştirme direnci gerinimdir. Gerinim ve gerilme, birbirinden farklı niceliklerdir. Gerilme büyüklüğü ve yönü olan bir kuvvet iken, gerinim bir kuvvet değil sadece bir büyüklüktür [43].

2.11.4. Elastisite katsayısı (Young modülü)

Elastisite katsayısı, bir eksenindeki gerilim ile o eksen yönünde oluşan birim gerilmeyi ilişkilendiren katsayıdır. Elastisite katsayısı, yük altındaki cismin moleküllerindeki çekim kuvvetinin birim uzamaya karşı gösterdiği dirençtir [105]. Üzerindeki yükün kaldırılmasıyla, tamamen ilk durumuna dönen cisimlere elastik cisim denir [106]. Elastisite katsayısı, gerilmenin gerinime oranı olup (stres/strain) materyalin sertlik ölçüsünü verir. Birimi Gigapaskal (GPa)'dır ve kg/cm² cinsinden ölçülür Elastikiyet katsayısı ilk defa fizikçi Thomas Young tarafından hesaplandığı için bu katsayı 'Young modülü' olarak da adlandırılmaktadır [4].

2.11.5. Poisson oranı

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

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

Materyalin enindeki birim uzamanın boyundaki birim uzamaya olan oranı olarak da ifade edilebilecek olan bu oran farklı materyallerde -1 ile 0,5 arasında değişiklik göstermektedir.

Daha yumuşak olan materyaller çekme esnasında çapraz kesitte daha fazla azalma gösterirler ve Poisson oranı daha yüksek olur. Malzemenin kırılma noktasında ise çapraz kesitteki değişim son bulur [4].

2.11.6. Elastik sınır limit

Cisimlerin yük ortadan kalktığıında orijinal boyutlarına dönebildikleri maksimum gerilme miktarı ise elastik sınır olarak tanımlanmaktadır[103].

2.11.7. 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 [107]:

' σ_1 ' en büyük pozitif değeri, ' σ_3 ' en küçük değeri, ' σ_2 ' ise ara değeri göstermektedir. Bu değerler, ' $\sigma_1 > \sigma_2 > \sigma_3$ ' şeklinde sıralanmaktadır.

σ_1 : 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.

2.11.8. 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 [108].

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 [107].

2.11.9. Yield noktası

Yield stresi; materyaldeki plastik deformasyonun başlangıcında oluşan gerilmedir. Yield noktasından önce materyal elastik deformasyondadır ve gerilme ortadan kalktığında eski haline geri döner. Bu noktayı aşacak kadar bir gerilme olursa plastik deformasyon oluşur ve şeklen geri dönüşüm olmaz. Yüksek yield stresine sahip bir materyalde daimi deformasyon oluşması daha zor gerçekleşmektedir [107].

2.11.10. Sonlu eleman stres analiz yöntemi

Sonlu eleman stres analizi (SEA) sayısal yöntemler içerisinde özellikle mühendisler tarafından her gün daha yaygın olarak kullanılan sayısal bir çözüm şeklidir. Mühendislik yapılarının tümü analitik formülasyona ya da her koşulda denenmeye uygun olmadığından, yapıların çeşitli çalışma koşulları altındaki davranışlarını belirlemekte kolay olmamaktadır. Bu gibi durumlarda yaklaşık çözümler veren sayısal yöntemlerin kullanılması gerekmektedir ve bu yöntemlerin en önemlilerinden biri de sonlu eleman stres analizi yöntemidir [107].

Sonlu eleman 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 elektrik analizi, elektrik analizi gibi alanlarda da kullanılmıştır [109].

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 diğerleri tarafından yayımlanmıştır. 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 [110].

Ledley ve Huang'ın 1968'de yaptıkları araştırma diş hekimliğinde sonlu eleman gerilme analizi ile ilgili yapılan ilk çalışmadır. Bu çalışmada, matematik modeli elde edilmiş bir diş çeşitli yönlerde kuvvetler uygulanmış ve bu kuvvetlerin diş destekleyen kemik dokusunda meydana getirdikleri gerilmeler değerlendirilmiştir [111]. Yöntemin bugünkü şekliyle oral implantolojide uygulanması ise 1973 yılında Tesk ve Widera'nın yaptıkları araştırma ile başlamıştır. Bu çalışmada iki boyutlu sonlu eleman stres analizi yöntemi ile implant çevresindeki kemikte oluşturdıkları stres dağılımları incelenmiştir [112].

Savadi ve diğerleri, düz ve pürüzlü yüzeylere sahip iki implant modelinin üç boyutlu sonlu eleman analizini karşılaştırdıkları çalışmalarında, pürüzlü yüzeye sahip implant modelinde kuvvetlerin daha standart dağılım gösterdiğini ve implantın apikal bölgesinde stres oluşmadığını; düz yüzeyli implant modelinde ise apikal bölgede stres artışı olduğunu gözlemlemiştir. Bunun sonucunda, pürüzlü yüzeyin, doğal dişteki periodontal ligamente benzer etki gösterdiğini ve bu nedenle daha ideal olduğunu bildirmişlerdir [82].

İmplant çapı ile stres ilişkisinin irdelendiği bir dizi çalışmada, vertikal ve lateral yükleme yapılan farklı çaplara sahip implantlarda, kompakt kemikte oluşan streslerle implant çapı arasında ters bir ilişki olduğu, stres dağılımı açısından geniş çaplı implantların tercih edilebileceği bildirilmiştir [113, 114].

Tonillo ve diğerleri (2012), standart implantlara kıyasla kısa implantların kullanımı sonucunda kortikal kemikte %50, trabeküler kemikte ise %80 daha fazla stres oluştuğunu savunmuşlardır [115]. Kısa implantlarda boyun bölgesinde aşırı stres birikimi olduğunu belirten birçok çalışma bulunmaktadır [51, 116].

Sonlu eleman stres analizi yöntemi ile implant boylarının kuvvet iletimine etkisi de değerlendirilmiş, Demenko ve diğerleri tarafından implant boylarının çaplarına oranı azaldıkça boyun bölgesinde yoğunlaşan stresin de azaldığı bildirilmiştir [117].

Papavasiliou ve diğerlerinin (1997) osseointegrasyon derecesinin kemik-implant ara yüzündeki stres dağılımına etkisini üç boyutlu SEA çalışması ile incelemişlerdir. Osseointegrasyonun krestal ve apikal stresleri azalttığı, sadece apikal osseointegrasyonun yüksek apikal streslere neden olduğu, krestal osseointegrasyonun ve vertikal yüklemenin stresleri azalttığı sonuçları alınmıştır [118].

Kemik kalitesinin implantlarda oluşan okluzal strese etkisinin incelendiği bir çalışmada, kalın kompakt kemik ve yüksek densitedeki trabeküler kemik yapısının implantın kemik içinde mikro hareketlerine olanak tanıdığı ve stres yoğunluğunu azalttığını savunulmuştur [119].

Benzer şekilde Chiang ve diğerleri (2014), peri-implant bölgede kortikal kemiğin arttığı alanlarda maksimum stresin azaldığını, başarılı bir osseointegrasyon için başlangıçtaki kemik kalınlığının önemini vurgulamışlardır [120].

İmplant çevresinde var olan kemik defektinin stres dağılımına etkisini değerlendirmek üzerine Van Oosterwyck ve diğerleri (2002) tarafından, yapılan bir çalışmada, implant yerleştirilmesi sırasında bukkal veya lingual yüzeyde dehissensler oluşturulduğunda marjinal kemiğe iletilen kuvvetin arttığı ve bunun kemikte aşırı stres artışına neden olduğunu bildirmişlerdir[121]. Kitamura ve diğerlerinin implant çevresinde vertikal ve çevresel defektler oluşturarak stres analizi yapmışlardır. Vertikal defekte sahip modelde karşılaştırıldığında çevresel defekte sahip modellerde kortikal kemiğe iletilen stresin daha az olduğu ancak trabeküler kemiğe iletilen stresin daha fazla olduğunu bildirmişlerdir [122].

İmplantı çevreleyen kemik miktarı ve yoğunluğu stres dağılımını etkileyen faktörlerden biridir. Peri-implant hastalıklar sonucu oluşan kemik kayıplarında implanta etki eden kuvvetlerin implantı destekleyen dokulardaki stres dağılım ve miktarlarının bilinmesi gerekmektedir. Ancak literatürde bu konu ile sınırlı sayıda çalışma bulunmaktadır.



3. GEREÇ VE YÖNTEM

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

Bu çalışmada maksiller ve mandibular posterior bölge olarak modellenen D2 ve D3 özellikli kemiğe 4 farklı tasarıma sahip implant yerleştirilmiştir. Her implant çevresinde üç farklı peri-implant kemik defekti şekli ve defekt içermeyen kontrol grubu oluşturularak toplam 32 model elde edilmiştir. Bu modellerdeki implantlar üzerine 10 Ncm ters tork kuvveti uygulanarak implant yüzeyinde, implant çevresindeki kortikal ve spongios kemikte oluşan Von Mises, maksimum principle ve minimum principle stres dağılımları sonlu eleman analizi yöntemi ile incelenmiş, implantın çıkartılmasının ardından defekt şekillerine ve implant tasarımlarına göre çevre kemikte oluşan stres dağılımları karşılaştırılmıştır.

3.1. Çalışma Modellerinin Oluşturulması

3 boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu eleman 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

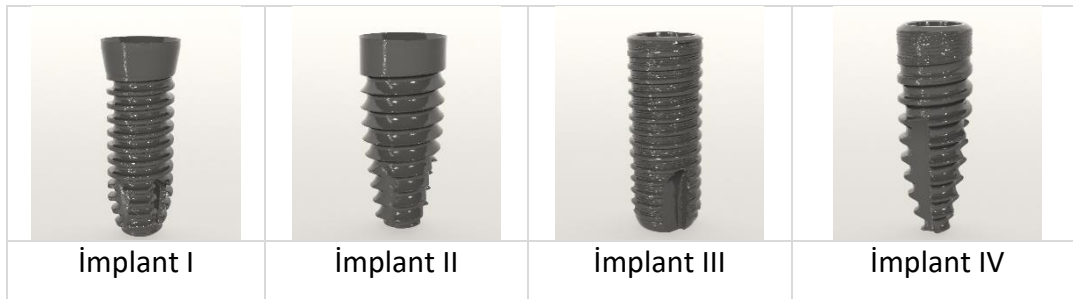
bakılarak kemik dokusu ayrıştırılmıştır. Bu şekilde mandibula ve maksillada kortikal ve spongios kemik ile implantlar gerçek morfolojisini yansıtacak şekilde modele taşınmıştır.

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.

Çizelge 3.1. Materyallerin elastisite katsayıları ve Poisson oranları

Materyal	Elastisite Katsayısı	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 şekilli, mikro ve makro yivlere sahip, internal bağlantılı kemik seviyesinde belirlenerek modellenmiştir.



Şekil 3.1. İmplant modelleri

İmplant I: 4 mm çap, 10,5 mm uzunluk, silindirik şekilli, paralel duvarlı, kare kesit yivli; internal bağlantılı ve kemik seviyesinde

İmplant II: 3,8 mm çap, 10,5 mm uzunluk, kök formu açılı şekilli, paralel duvarlı, V kesit yivli, internal bağlantılı ve kemik seviyesinde

İmplant III: 4 mm çap, 11 mm uzunluk, silindirik şekilli, mikro ve makro yivlere sahip, internal bağlantılı ve kemik seviyesinde

İmplant IV: 4,3 mm çap, 11 mm uzunluk, kök formu açılı şekilli, boyun kısmında mikro, apikale doğru makro yivlere sahip, internal bağlantılı ve kemik seviyesinde

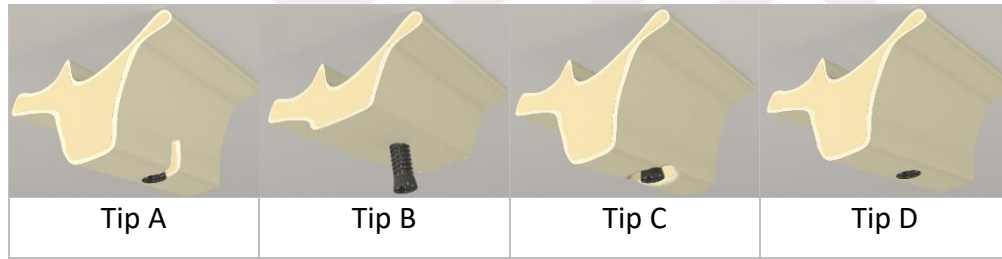
Schwarz'ın peri-implantitis sınıflamasından yola çıkarak hazırlanan 3 farklı defekte ve kontrol grubuna ait modeller;

İmplantı çevreleyen bukkal kemiğin %50'sinin kaybı

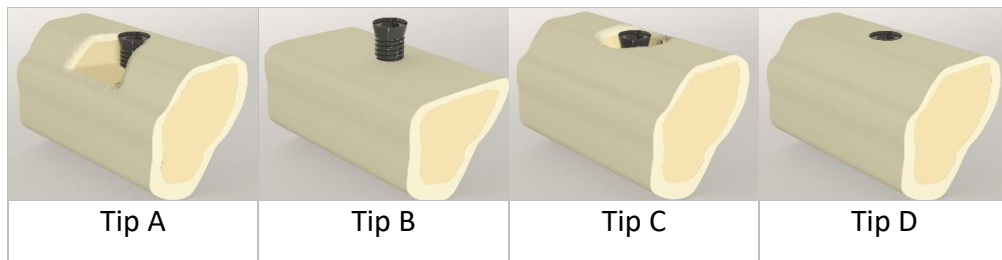
İmplantı çevreleyen kemiğin sirküler olarak apikale doğru %50'sinin kaybı

İmplantı çevreleyen kemiğin horizontal olarak %50'sinin kaybı

Kontrol grubu olarak ise tam osseointegre kemik olacak şekilde hazırlanmıştır.



Şekil 3.2. Maksillaya ait defekt tiplerinin modelleri



Şekil 3.3. Mandibulaya ait 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

3.2. Matematik Modellerinin Hazırlanması

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 eleman kullanılır. 8 nodlu elemanların gerekli detayları vermediği durumlarda 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar kullanılır.

3.3. Model Grupları

3.3.1. Maksillaya ait modeller

Model MxIA: Bu modelde, maksilla posterior bölgede D3 özellikli kemiğe Tip I implant A tipi kemik defektine yerleştirilmiştir.

Model MxIB: Bu modelde, maksilla posterior bölgede D3 özellikli kemiğe Tip I implant B tipi kemik defektine yerleştirilmiştir.

Model MxIC: Bu modelde, maksilla posterior bölgede D3 özellikli kemiğe Tip I implant C tipi kemik defektine yerleştirilmiştir.

Model MxID: Bu modelde, maksilla posterior bölgede D3 özellikli kemiğe Tip I implant D tipi kemik defektine yerleştirilmiştir.

Model MxIIA: Bu modelde, maksilla posterior bölgede D3 özellikli kemiğe Tip II implant A tipi kemik defektine yerleştirilmiştir.

Model MxIIB: Bu modelde, maksilla posterior bölgede D3 özellikli kemiğe Tip II implant B tipi kemik defektine yerleştirilmiştir.

Model MxIIC: Bu modelde, maksilla posterior bölgede D3 özellikli kemiğe Tip II implant C tipi kemik defektine yerleştirilmiştir.

Model MxIID: Bu modelde, maksilla posterior bölgede D3 özellikli kemiğe Tip II implant D tipi kemik defektine yerleştirilmiştir.

Model MxIIIA: Bu modelde, maksilla posterior bölgede D3 özellikli kemiğe Tip III implant A tipi kemik defektine yerleştirilmiştir.

Model MxIIIB: Bu modelde, maksilla posterior bölgede D3 özellikli kemiğe Tip III implant B tipi kemik defektine yerleştirilmiştir.

Model MxIIIC: Bu modelde, maksilla posterior bölgede D3 özellikli kemiğe Tip III implant C tipi kemik defektine yerleştirilmiştir.

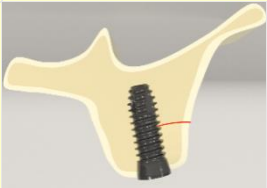
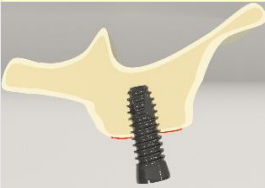
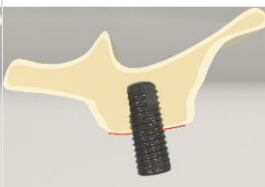
Model MxIIID: Bu modelde, maksilla posterior bölgede D3 özellikli kemiğe Tip III implant D tipi kemik defektine yerleştirilmiştir.

Model MxIVA: Bu modelde, maksilla posterior bölgede D3 özellikli kemiğe Tip IV implant A tipi kemik defektine yerleştirilmiştir.

Model MxIVB: Bu modelde, maksilla posterior bölgede D3 özellikli kemiğe Tip IV implant B tipi kemik defektine yerleştirilmiştir.

Model MxIVC: Bu modelde, maksilla posterior bölgede D3 özellikli kemiğe Tip IV implant C tipi kemik defektine yerleştirilmiştir.

Model MxIVD: Bu modelde, maksilla posterior bölgede D3 özellikli kemiğe Tip IV implant D tipi kemik defektine yerleştirilmiştir.

	Bukkal defekt	Horizontal defekt	Sirküler defekt	Kontrol
İmplant Tip-I	 MxIIA	 MxIIB	 MxIIC	 MxIID
İmplant Tip-II	 MxIIIA	 MxIIIB	 MxIIIC	 MxIIID
İmplant Tip-III	 MxIIIA	 MxIIIB	 MxIIIC	 MxIIID
İmplant Tip-IV	 MxIIVA	 MxIIVB	 MxIIVC	 MxIIVD

Şekil 3.4. Maksillaya ait modellerin görselleri

3.3.2. Mandibulaya ait modeller

Model MnIA: Bu modelde, mandibula posterior bölgede D2 özellikli kemiğe Tip I implant A tipi kemik defektine yerleştirilmiştir.

Model MnIB: Bu modelde, mandibula posterior bölgede D2 özellikli kemiğe Tip I implant B tipi kemik defektine yerleştirilmiştir.

Model MnIC: Bu modelde, mandibula posterior bölgede D2 özellikli kemiğe Tip I implant C tipi kemik defektine yerleştirilmiştir.

Model MnID: Bu modelde, mandibula posterior bölgede D2 özellikli kemiğe Tip I implant D tipi kemik defektine yerleştirilmiştir.

Model MnIIA: Bu modelde, mandibula posterior bölgede D2 özellikli kemiğe Tip II implant A tipi kemik defektine yerleştirilmiştir.

Model MnIIB: Bu modelde, mandibula posterior bölgede D2 özellikli kemiğe Tip II implant B tipi kemik defektine yerleştirilmiştir.

Model MnIIC: Bu modelde, mandibula posterior bölgede D2 özellikli kemiğe Tip II implant C tipi kemik defektine yerleştirilmiştir.

Model MnIID: Bu modelde, mandibula posterior bölgede D2 özellikli kemiğe Tip II implant D tipi kemik defektine yerleştirilmiştir.

Model MnIIIA: Bu modelde, mandibula posterior bölgede D2 özellikli kemiğe Tip III implant A tipi kemik defektine yerleştirilmiştir.

Model MnIIIB: Bu modelde, mandibula posterior bölgede D2 özellikli kemiğe Tip III implant B tipi kemik defektine yerleştirilmiştir.

Model MnIIIC: Bu modelde, mandibula posterior bölgede D2 özellikli kemiğe Tip III implant C tipi kemik defektine yerleştirilmiştir.

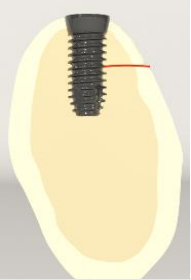
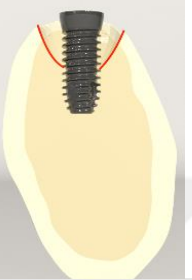
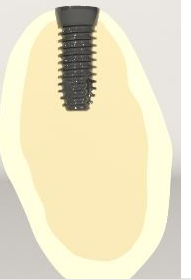
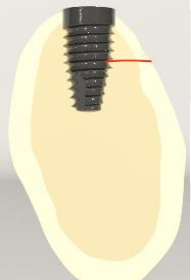
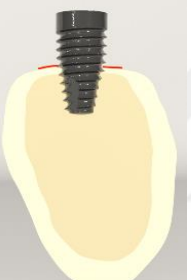
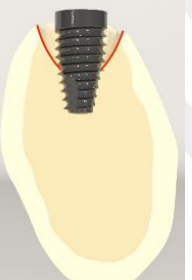
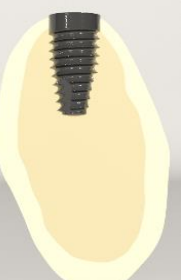
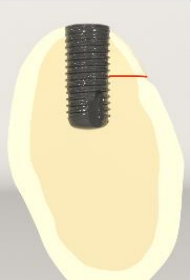
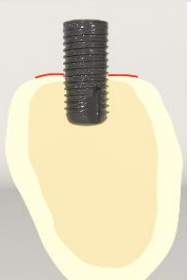
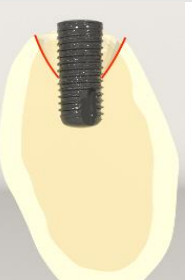
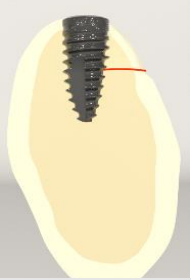
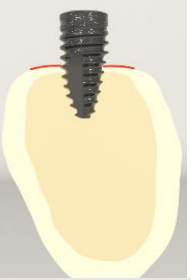
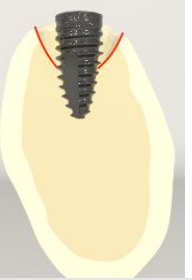
Model MnIIID: Bu modelde, mandibula posterior bölgede D2 özellikli kemiğe Tip III implant D tipi kemik defektine yerleştirilmiştir.

Model MnIVA: Bu modelde, mandibula posterior bölgede D2 özellikli kemiğe Tip IV implant A tipi kemik defektine yerleştirilmiştir.

Model MnIVB: Bu modelde, mandibula posterior bölgede D2 özellikli kemiğe Tip IV implant B tipi kemik defektine yerleştirilmiştir.

Model MnIVC: Bu modelde, mandibula posterior bölgede D2 özellikli kemiğe Tip IV implant C tipi kemik defektine yerleştirilmiştir.

Model MnIVD: Bu modelde, mandibula posterior bölgede D2 özellikli kemiğe Tip IV implant D tipi kemik defektine yerleştirilmiştir.

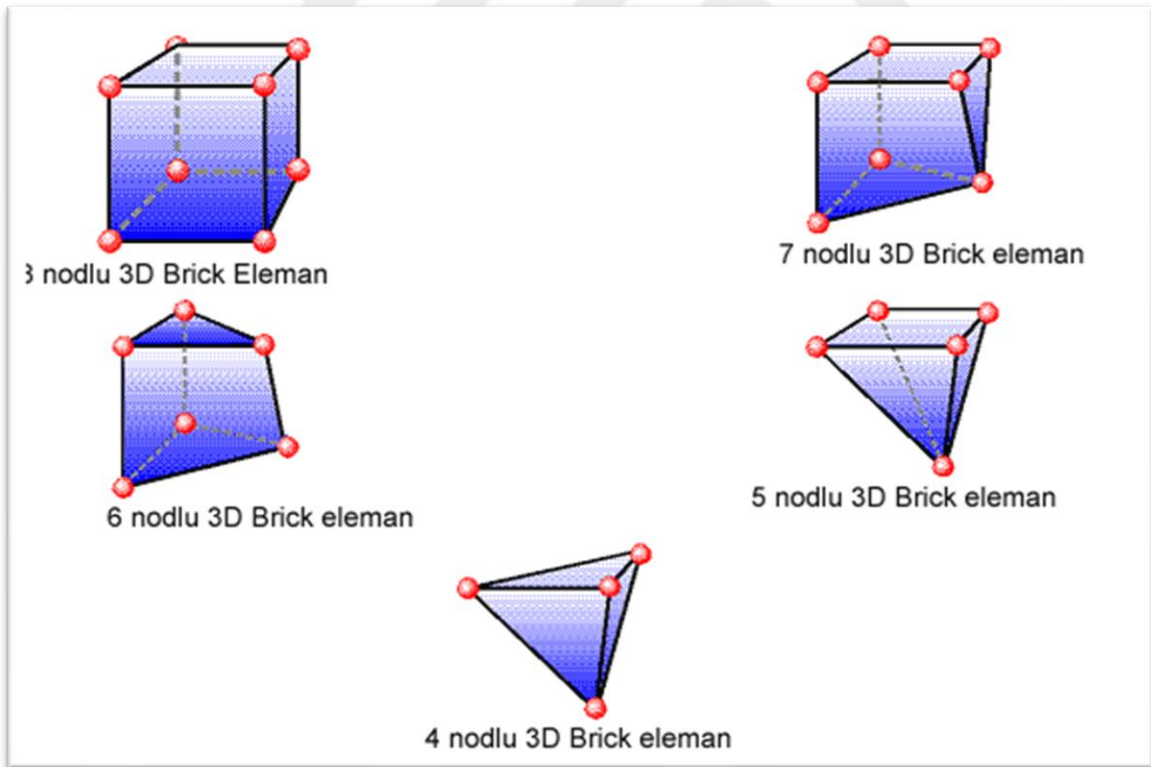
	Bukkal defekt	Horizontal defekt	Sirküler defekt	Kontrol
İmplant Tip-I	 MnIA	 MnIB	 MnIC	 MnID
İmplant Tip-II	 MnIIA	 MnIIB	 MnIIC	 MnIID
İmplant Tip-III	 MnIIIA	 MnIIIB	 MnIIIC	 MnIIID
İmplant Tip-IV	 MnIVA	 MnIVB	 MnIVC	 MnIVD

Şekil 3.5. Mandibulaya ait modellerin görselleri

3.4 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 3.6. 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.

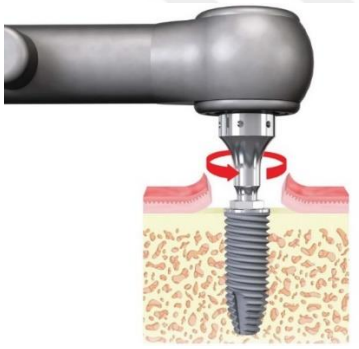
Çizelge 3.2. Modellere ait düğüm ve eleman sayıları

MODEL	Düğüm (Node) sayıları	Eleman (Element) sayıları	MODEL	Düğüm (Node) sayıları	Eleman (Element) sayıları
MxIA	165998	902610	MnIA	172984	957320
MxIB	146504	746619	MnIB	142287	730511
MxIC	145485	733623	MnIC	153536	792436
MxID	171877	961743	MnID	180989	1028321
MxIIA	157578	851191	MnIIA	167128	919903
MxIIB	138784	689925	MnIIB	133316	673406
MxIIC	135231	670349	MnIIC	140826	712860
MxIID	165365	921000	MnIID	174317	985092
MxIIIA	165034	893201	MnIIIA	171259	943339
MxIIIB	148980	740955	MnIIIB	144686	735472
MxIIIC	148445	742824	MnIIIC	154611	789789
MxIIID	170756	951489	MnIIID	178205	957705
MxIVA	164304	884636	MnIVA	171951	944069
MxIVB	143319	706420	MnIVB	142187	710812
MxIVC	143530	704057	MnIVC	153314	772926
MxIVD	169930	941053	MnIVD	178184	1003103

3.5. 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 3.7. Saat yönünün tersine doğru uygulanmış ters tork hareketi

3.6. 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.

3.7. 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 hesaplanmıştır.

Bu çevresel ölçümlerden elde edilen değerler her bölgede 4 referans noktası belirlenerek karşılaştırıldı. Her referans bölgesinde birer 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[107].

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.

Sonlu eleman 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.

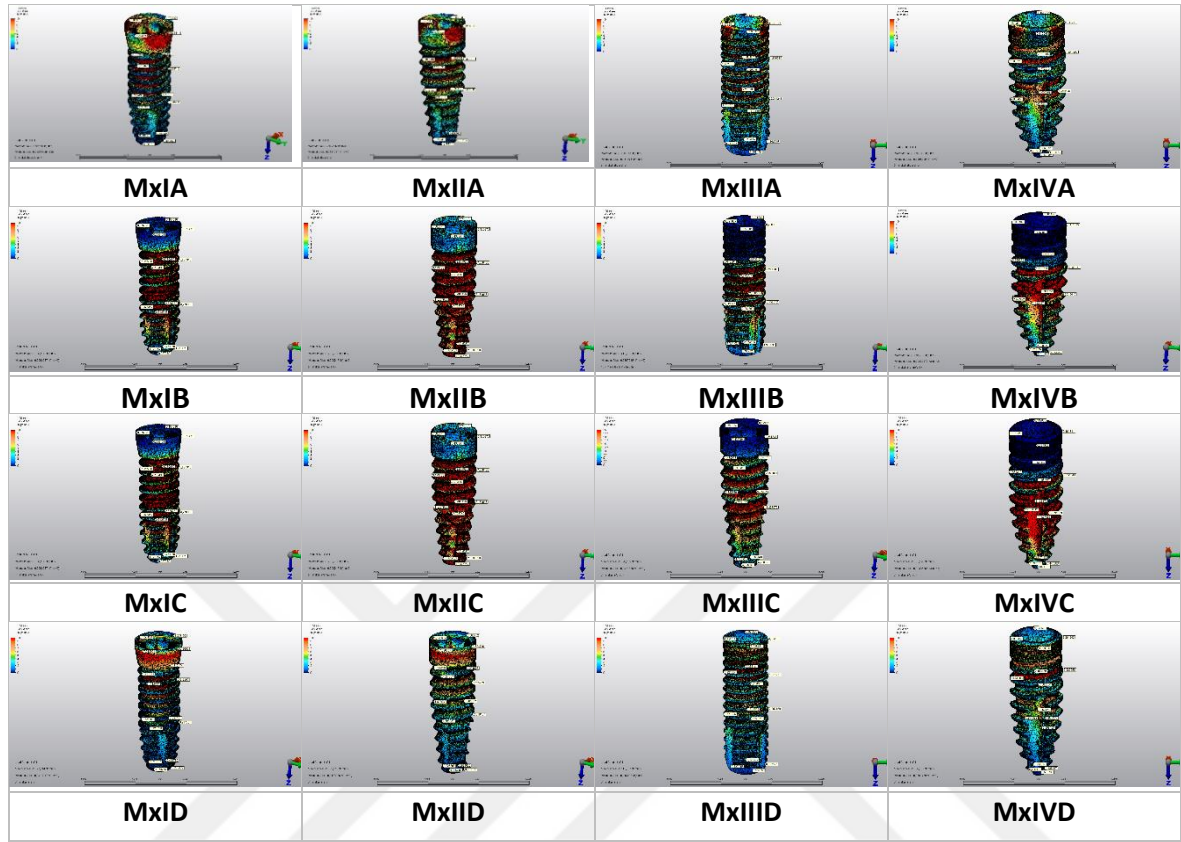
4. BULGULAR

Maksilla ve mandibulada oluşturulan peri-implant kemik defektlerinde uygulanan kuvvetler sonucunda implant yüzeyinde ve D2 /D3 kemik tipinin spongioz ve kortikal kısımlarında oluşan Von Mises stres değerleri incelenmiştir.

Stres dağılımlarını gösteren kesit görüntülerinin sol üst köşesindeki skalada renklere göre sayısal olarak stres değerleri görülmektedir. Bu skaladaki renklere göre, çekme stresleri ve von Mises stres değerleri maviden kırmızıya doğru artmaktadır. Basma stresleri ise negatif değerler ile gösterilmekte ve 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. Maksillaya Ait Modellerdeki İmplant Üzerindeki Stres Dağılımları



Şekil 4.1. Maksillaya ait modellerdeki implantların üzerindeki stres dağılımlarının genel görüntüleri

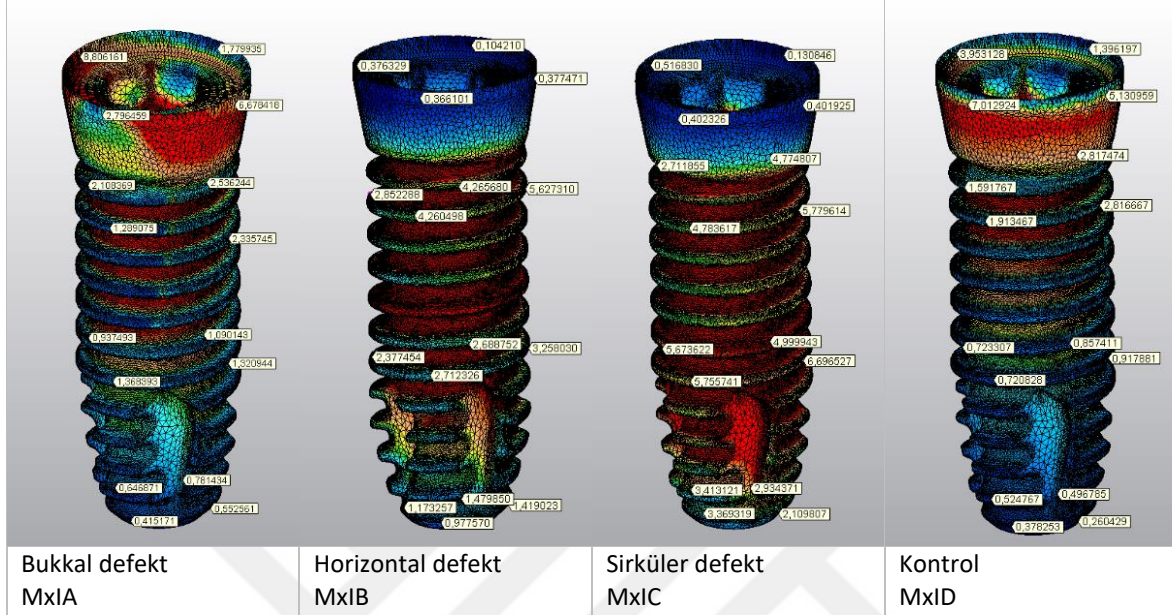
4.1.1. Maksillada oluşturulan modellerin her bir implant için defekt türlerine göre oluşan stresin değerlendirilmesi

Çalışmanın bu bölümünde SEA yöntemi ile üç boyutlu modeller üzerinde dört farklı tasarıma sahip implantın dört farklı peri-implant kemik defekti modelinde ters tork uygulanması sonucu implantın üzerinde oluşan Von Mises stres dağılımı her bir implant tipi için ayrı ayrı değerlendirilmiştir.

Maksillada Tip I implanta gelen kuvvetlerin stres dağılımı

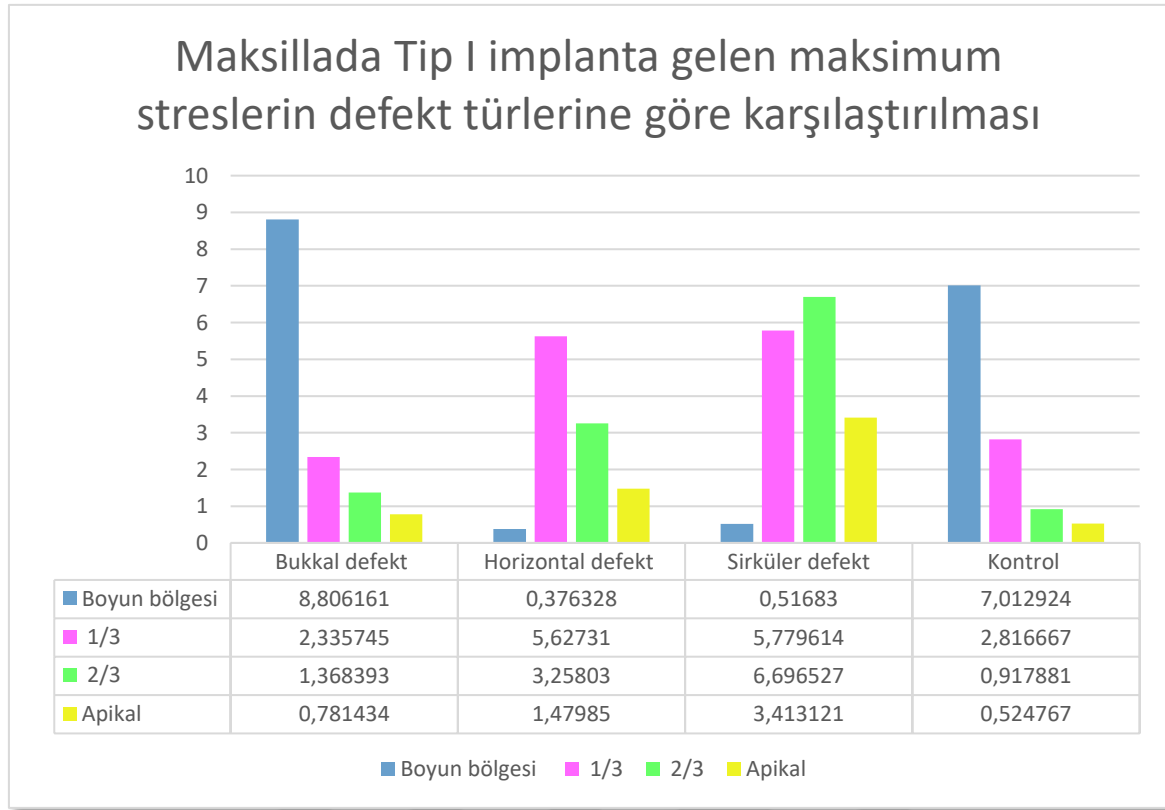
Modellere ait bulgular Şekil 4.2, Şekil 4.3 ve Çizelge 4.1’de verilmiştir. Tip I implant ile hazırlanan modellerde yapılan analizler sonucu oluşan stresin koronal kısımda yoğunlaştığı

görülmektedir. Horizontal ve sirküler defektler incelendiğinde, bukkal ve kontrol defektlerine göre daha yoğun bir stres olduğu görülmektedir (Şekil 4.2).



Şekil 4.2. Maksillada Tip I implanta gelen kuvvetlerin stres dağılımı

İmplant bölgelerine göre değerlendirildiğinde en yüksek stres değerine boyun bölgesinde bukkal defekt modelinde olduğu saptanmışken 1/3, 2/3 ve apikal bölgelerde ise sirküler defektte ulaşıldığı görülmektedir (Şekil 4.3).



Şekil 4.3. Maksillada Tip I implanta gelen maksimum streslerin defekt türlerine göre karşılaştırılması (MPa)

İmplant bölgelerine göre değerlendirildiğinde en yüksek Von Mises stres değerine MxIA modelinin boyun bölgesinin mezial yüzeyinde 8,806161 MPa ile ulaşılmıştır (Çizelge 4.1). İmplantın 1/3 bölgesinde MxIC modelinin distal yüzeyinde 5,779614 MPa; 2/3 bölgesinde MxIC modelinin distal yüzeyinde 6,696527 MPa; apikal bölgesinde MxIC modelinin mezial yüzeyinde 3,413121 MPa olduğu görülmektedir.

Çizelge 4.1. Maksillada Tip I implanta gelen kuvvetlerin stres dağılımı

Maksillada Tip I İmplantın Gelen Kuvvetlerin Stres Dağılımı (MPa)					
İmplant Bölgesi	İmplant Yüzeyi	Bukkal Defekt (MxIA)	Horizontal Defekt (MxIB)	Sirküler Defekt (MxIC)	Kontrol (MxID)
Boyun bölgesi	Bukkal	2,796459	0,376328	0,402326	7,012924
	Mezial	8,806161*	0,10421	0,51683	3,953128
	Palatinal	1,779935	0,377471	0,130846	1,396197
	Distal	6,678418	0,366101	0,401925	5,130959

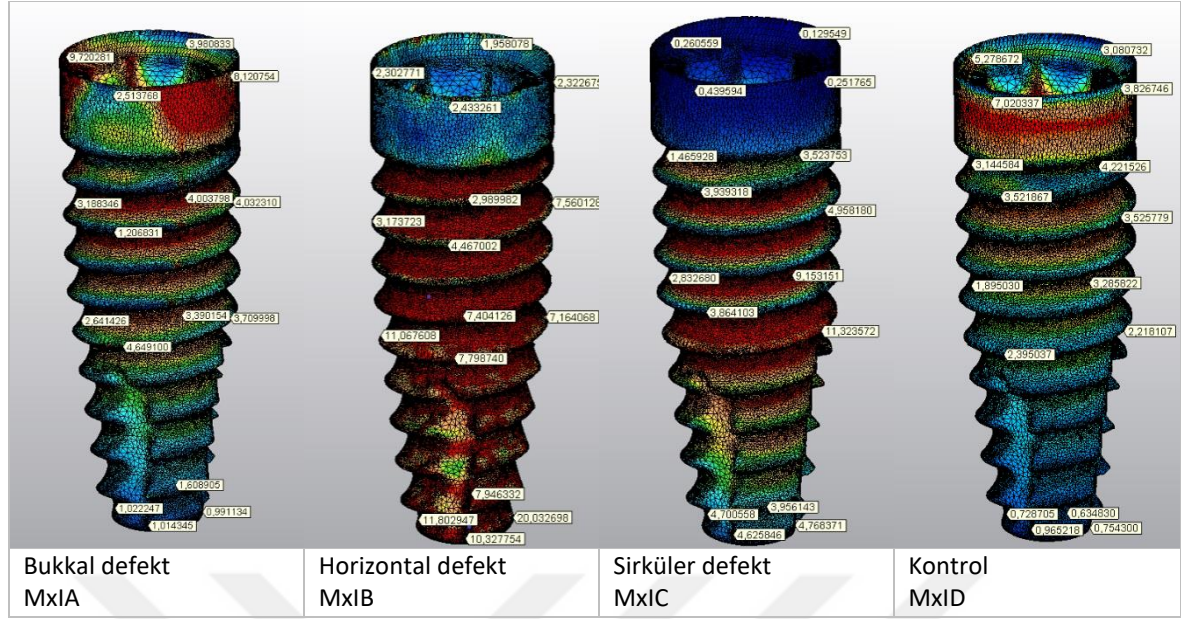
Çizelge 4.1.(devam) Maksillada Tip I implanta gelen kuvvetlerin stres dağılımı

1/3	Bukkal	1,289075	2,852288	4,782617	1,913467
	Mezial	2,108369	4,26568	2,711855	1,591767
	Palatinal	2,108369	4,260498	4,774807	2,817474
	Distal	2,335745	5,62731	5,779614*	2,816667
2/3	Bukkal	1,368393	2,377454	5,755741	0,720828
	Mezial	0,937493	2,688752	5,673622	0,723307
	Palatinal	1,090143	3,25803	4,999943	0,857411
	Distal	1,320944	2,712326	6,696527*	0,917881
Apikal	Bukkal	0,415171	1,173257	3,369319	0,378253
	Mezial	0,646871	1,47985	3,413121*	0,524767
	Palatinal	0,781434	1,419023	2,934371	0,496785
	Distal	0,552561	0,97757	2,109807	0,260429

*Her bir implant bölgesinde maksimum kuvvetin olduğu yüzeyler

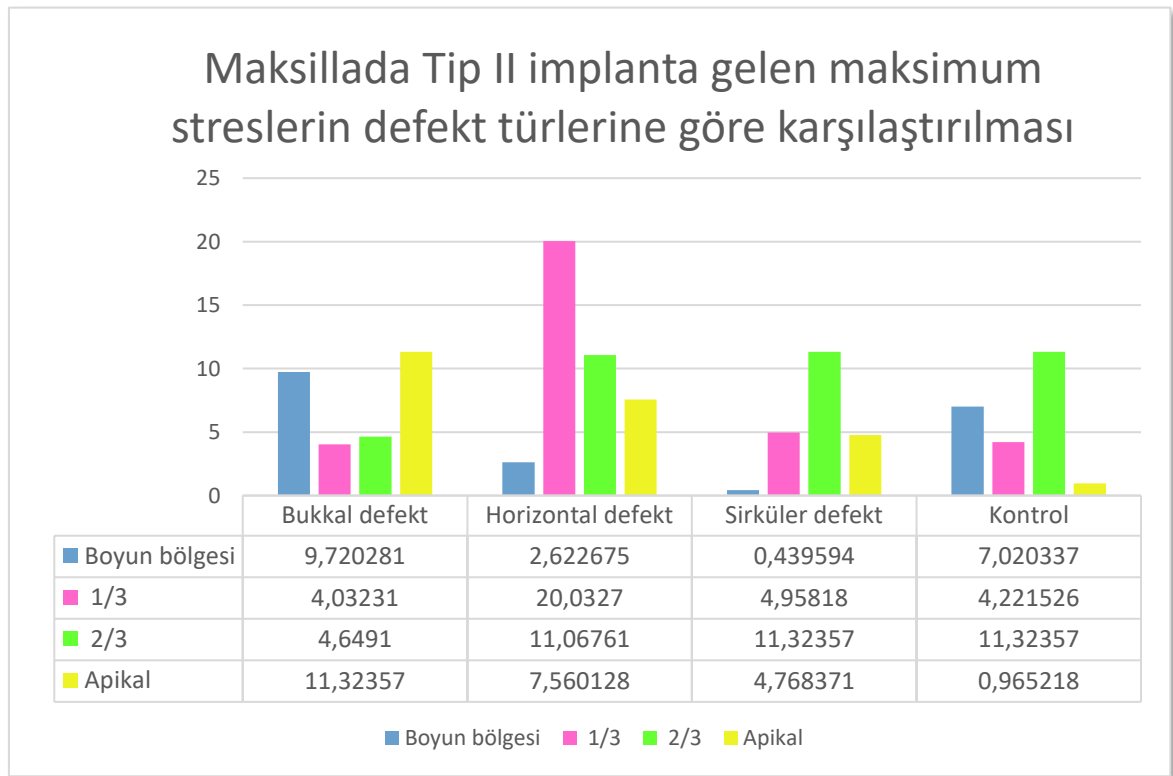
Maksillada Tip II implanta gelen kuvvetlerin stres dağılımı

Modellere ait bulgular Şekil 4.4, Şekil 4.5 ve Çizelge 4.2’de verilmiştir. Tip II implant ile hazırlanan modellerde yapılan analizler sonucu oluşan stresin koronal kısımda yoğunlaştığı görülmektedir (Şekil 4.4).



Şekil 4.4. Maksillada Tip II implanta gelen kuvvetlerin stres dağılımı

İmplant bölgelerine göre değerlendirildiğinde en yüksek stres değerine boyun bölgesinde bukkal defekt modelinde olduğu saptanmışken 1/3, 2/3 ve apikal bölgelerde ise horizontal defekte ulaşıldığı görülmektedir (Şekil 4.5).



Şekil 4.5. Maksillada Tip II implanta gelen maksimum streslerin defekt türlerine göre karşılaştırılması (MPa)

İmplant bölgelerine göre değerlendirildiğinde en yüksek Von Mises stres değerine MxIIB modelinin distal yüzeyinde 20,0327 MPa ile ulaşılmıştır. İmplantın boyun bölgesinde MxIIA modelinin mezial yüzeyinde 9,720281 MPa; 2/3 bölgesinde MxIIB modelinin mezial yüzeyinde 11,06761 MPa; apikal bölgesinde MxIIB modelinin distal yüzeyinde 7,560128 MPa olduğu görülmektedir (Çizelge 4.2).

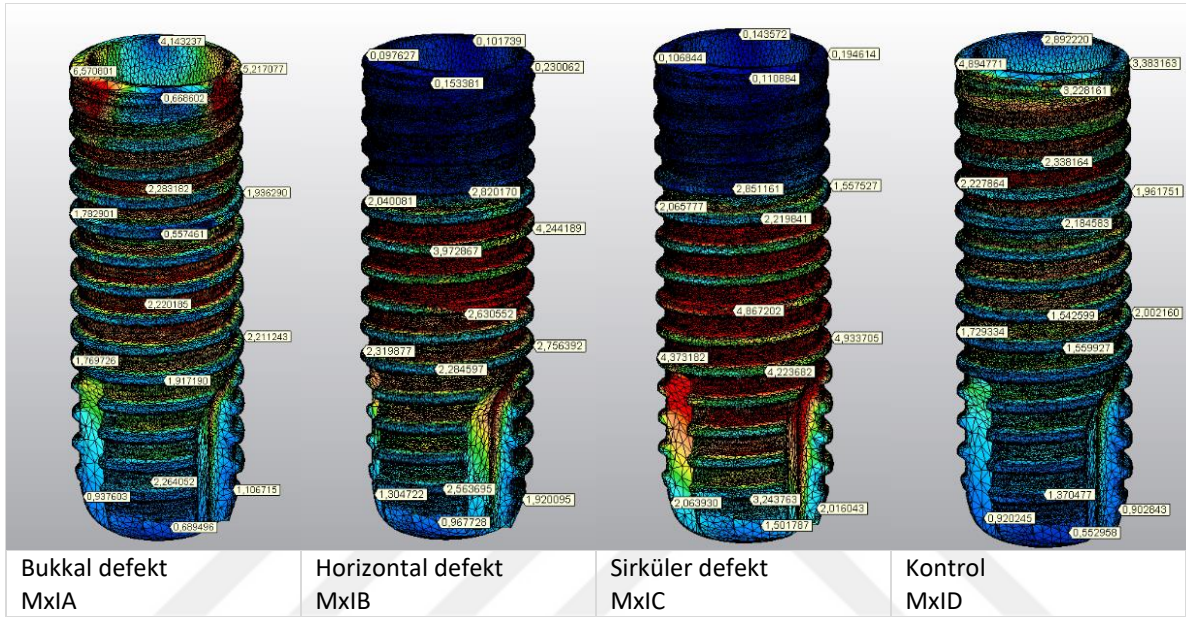
Çizelge 4.2. Maksillada Tip II implanta gelen kuvvetlerin stres dağılımı

Maksillada Tip II İmplantın Gelen Kuvvetlerin Stres Dağılımı (MPa)					
İmplant bölgesi	İmplant Yüzeyi	Bukkal Defekt (MxIIA)	Horizontal Defekt (MxIIB)	Sirküler Defekt (MxIIC)	Kontrol (MxIID)
Boyun bölgesi	Bukkal	2,513768	2,433261	0,439594	7,020337
	Mezial	9,720281*	2,302771	0,260559	5,278672
	Palatinal	3,980833	1,958078	0,129549	3,080732
	Distal	8,120754	2,622675	0,251765	3,826746
1/3	Bukkal	1,206831	4,467002	3,939318	3,525779
	Mezial	3,188346	3,173723	1,465928	3,144584
	Palatinal	4,003798	2,989982	3,523753	4,221526
	Distal	4,03231	20,0327*	4,95818	3,521867
2/3	Bukkal	4,6491	7,79874	3,864103	2,395037
	Mezial	2,641426	11,06761*	2,83268	1,89503
	Palatinal	3,390154	7,404126	9,153151	3,285822
	Distal	3,709998	7,164068	11,32357	2,218107
Apikal	Bukkal	1,014345	10,32775	4,625846	0,965218
	Mezial	1,022247	11,80295	4,700558	0,728705
	Palatinal	11,32357	7,946332	3,956143	0,63483
	Distal	0,991134	7,560128*	4,768371	0,7543

*Her bir implant bölgesinde maksimum kuvvetin olduğu yüzeyler

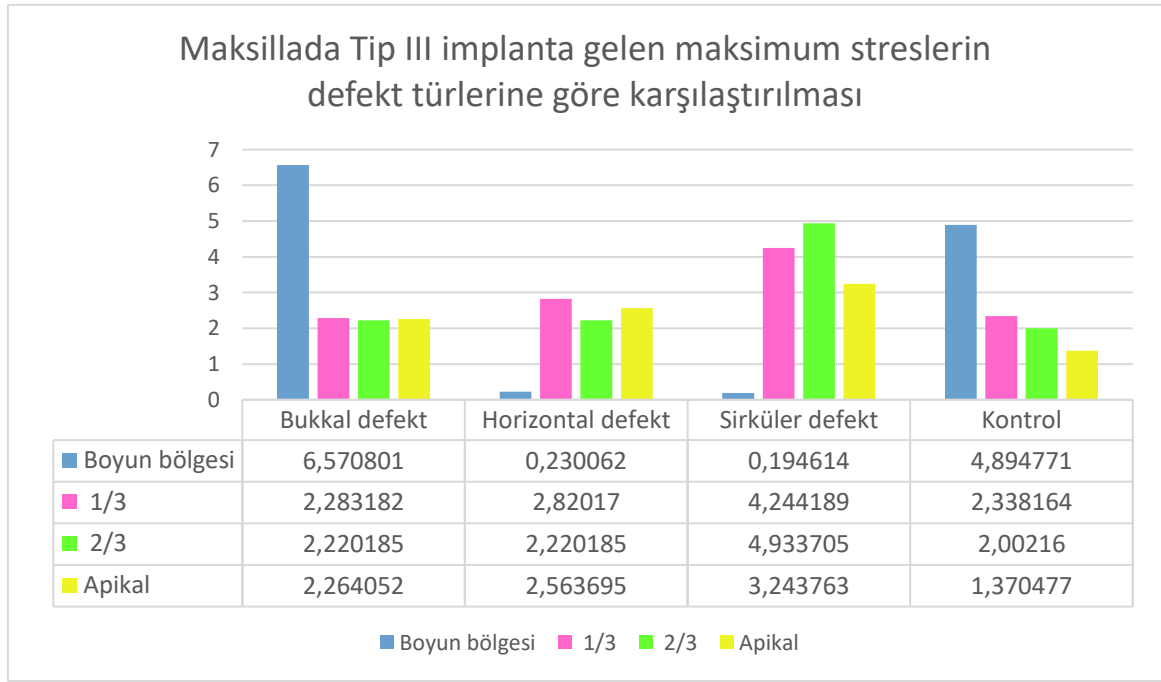
Maksillada Tip III implanta gelen kuvvetlerin stres dağılımı

Modellere ait bulgular Şekil 4.6, Şekil 4.7 ve Çizelge 4.3'te verilmiştir. Tip III implant ile hazırlanan modellerde yapılan analizler sonucu oluşan stresin koronal kısımda yoğunlaştığı görülmektedir (Şekil 4.6).



Şekil 4.6. Maksillada Tip III implanta gelen kuvvetlerin stres dağılımı

İmplant bölgelerine göre değerlendirildiğinde en yüksek stres değerine boyun bölgesinde bukkal defekt modelinde olduğu saptanmışken 1/3, 2/3 ve apikal bölgelerde ise sirküler defektte ulaşıldığı görülmektedir (Şekil 4.7).



Şekil 4.7. Maksillada Tip III implanta gelen maksimum streslerin defekt türlerine göre karşılaştırılması (MPa)

İmplant bölgelerine göre değerlendirildiğinde en yüksek Von Mises stres değerine boyun bölgesinin MxIIIA modelinin mezial yüzeyinde 6,570801 MPa ile ulaşılmıştır. İmplantın 1/3 bölgesinde MxIIIC modelinin distal yüzeyinde 4,244189 MPa; 2/3 bölgesinde MxIIIC modelinin distal yüzeyinde 4,933705 MPa; apikal bölgesinde MxIIIC modelinin palatinal yüzeyinde 3,243763 MPa olduğu görülmektedir (Çizelge 4.3).

Çizelge 4.3. Maksillada Tip III implanta gelen kuvvetlerin stres dağılımı

Maksillada Tip III İmplantın Gelen Kuvvetlerin Stres Dağılımı (MPa)					
İmplant bölgesi	İmplant yüzeyi	Bukkal Defekt (MxIIA)	Horizontal Defekt (MxIIB)	Sirküler Defekt (MxIIC)	Kontrol (MxIID)
Boyun bölgesi	Bukkal	0,668602	0,153381	0,110884	4,894771
	Mezial	6,570801*	0,097627	0,106844	3,228161
	Palatinal	4,143237	0,101739	0,143572	2,89222
	Distal	5,217077	0,230062	0,194614	3,383163

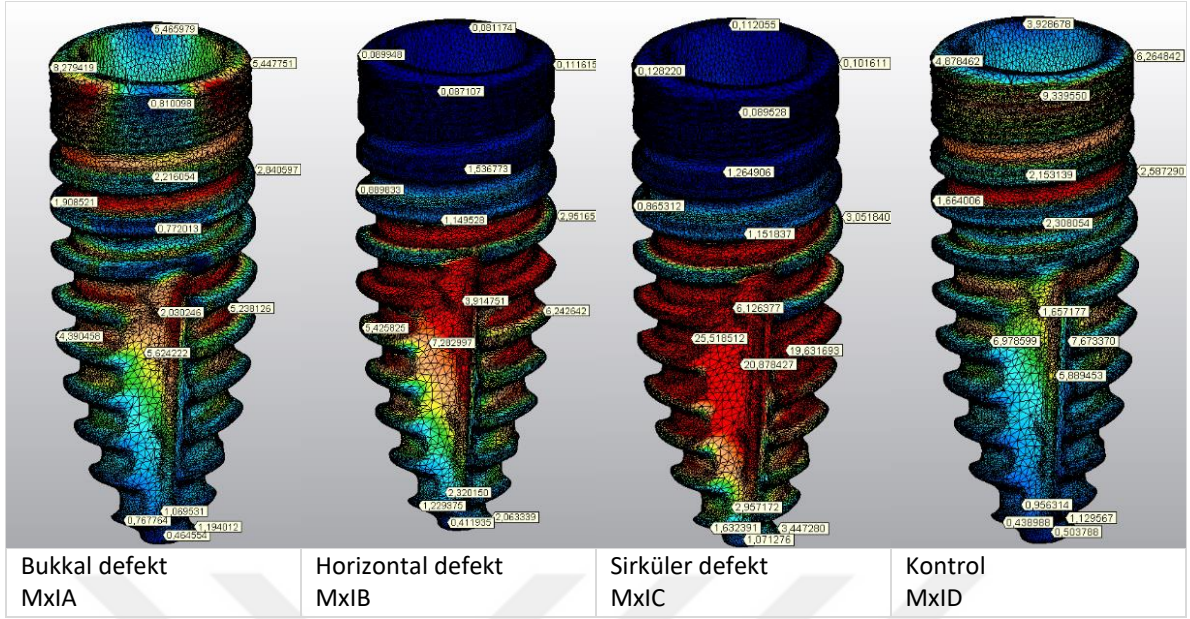
Çizelge 4.3. (devam) Maksillada Tip III implanta gelen kuvvetlerin stres dağılımı

1/3	Bukkal	0,557461	3,972867	2,219841	2,184583
	Mezial	1,782901	2,040081	2,065777	2,227864
	Palatinal	2,283182	2,82017	2,851161	2,338164
	Distal	1,93629	1,557527	4,244189*	1,961751
2/3	Bukkal	1,91719	2,284597	4,223682	1,559927
	Mezial	1,769726	2,319877	4,373182	1,729334
	Palatinal	2,220185	2,630552	4,867202	1,542599
	Distal	2,211243	2,220185	4,933705*	2,00216
Apikal	Bukkal	0,689496	0,967728	1,501787	0,552958
	Mezial	0,937603	1,304722	2,06393	0,920245
	Palatinal	2,264052	2,563695	3,243763*	1,370477
	Distal	1,106715	1,920095	2,016043	0,902843

*Her bir implant bölgesinde maksimum kuvvetin olduğu yüzeyler

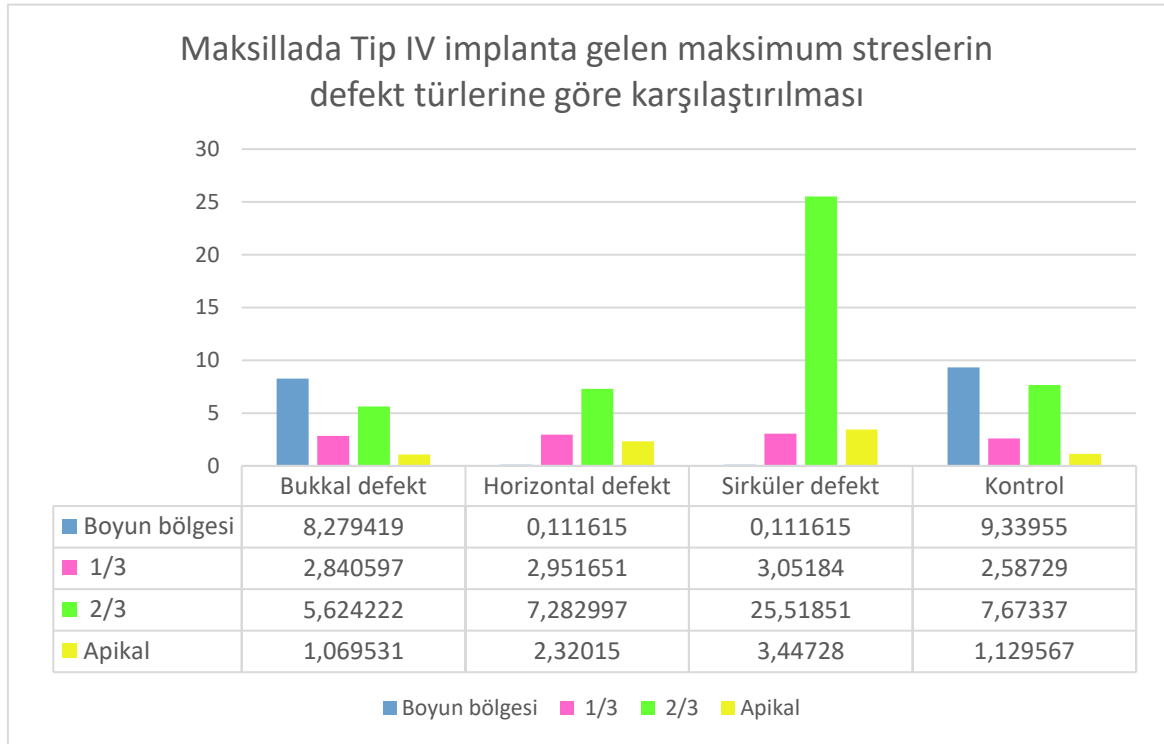
Maksillada Tip IV implanta gelen kuvvetlerin stres dağılımı

Modellere ait bulgular Şekil 4.8, Şekil 4.9 ve Çizelge 4.4'te verilmiştir. Tip IV implant ile hazırlanan modellerde yapılan analizler sonucu oluşan stresin koronal kısımda yoğunlaştığı görülmektedir (Şekil 4.8).



Şekil 4.8. Maksillada Tip IV implanta gelen kuvvetlerin stres dağılımı

İmplant bölgelerine göre değerlendirildiğinde en yüksek stres değerine boyun bölgesinde kontrol modelinde olduğu saptanmışken 1/3, 2/3 ve apikal bölgelerde ise sirküler defekte ulaşıldığı görülmektedir (Şekil 4.9).



Şekil 4.9. Maksillada Tip IV implanta gelen maksimum streslerin defekt türlerine göre karşılaştırılması (MPa)

İmplant bölgelerine göre değerlendirildiğinde en yüksek Von Mises stres değerine MxIVC modelinin 2/3 bölgesinin distal yüzeyinde 25,51851 MPa ile ulaşılmıştır. İmplantın boyun bölgesinde MxIVD modelinin bukkal yüzeyinde 9,33955 MPa; 1/3 bölgesinde MxIVC modelinin distal yüzeyinde 3,05184 MPa; apikal bölgesinde MxIVC modelinin mezial yüzeyinde 3,44728 MPa olduğu görülmektedir (Çizelge 4.4).

Çizelge 4.4. Maksillada Tip IV implanta gelen kuvvetlerin stres dağılımı

Maksillada Tip IV İmplantın Gelen Kuvvetlerin Stres Dağılımı (MPa)					
İmplant Bölgesi	İmplant Yüzeyi	Bukkal Defekt MxIVA	Horizontal Defekt MxIVB	Sirküler Defekt MxIVC	Kontrol MxIVD
Boyun Bölgesi	Bukkal	0,810098	0,087107	0,089528	9,33955*
	Mezial	8,279419	0,089948	0,111615	4,878462
	Palatinal	5,465979	0,081174	0,112055	3,928678
	Distal	5,447751	0,111615	0,101611	6,264842
1/3	Bukkal	0,772013	1,149528	1,151837	2,308054
	Mezial	1,908521	0,889833	0,865312	1,664006
	Palatinal	2,216054	1,536773	1,264906	2,153139
	Distal	2,840597	2,951651	3,05184*	2,58729
2/3	Bukkal	5,624222	7,282997	20,87843	5,889453
	Mezial	4,390458	5,425825	25,51851*	6,978599
	Palatinal	2,030246	3,914751	6,126377	1,657117
	Distal	5,238126	6,242642	19,63169	7,67337
Apikal	Bukkal	0,464554	0,411935	1,071276	0,503788
	Mezial	0,767764	1,229375	1,632391	0,438988
	Palatinal	1,069531	2,32015	2,957172	0,956314
	Distal	1,194012	2,063339	3,44728*	1,129567

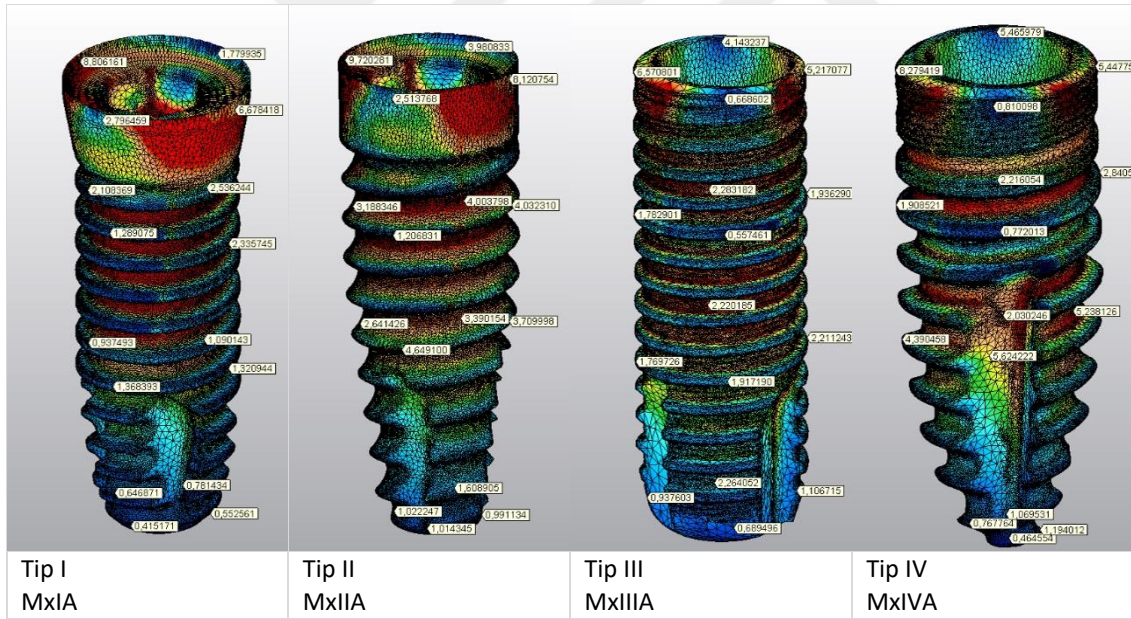
*Her bir implant bölgesinde maksimum kuvvetin olduğu yüzeyler

4.1.2. Maksillada oluşturulan kemik defekti modellerinde implant tipine göre stres dağılımının değerlendirilmesi

Çalışmanın bu bölümünde SEA yöntemi ile üç boyutlu modeller üzerinde dört farklı tasarıma sahip implantın dört farklı peri-implant kemik defekti modelinde ters tork uygulanması sonucu implantın üzerinde oluşan Von Mises stres dağılımı her bir defekt türü için ayrı ayrı değerlendirilmiştir.

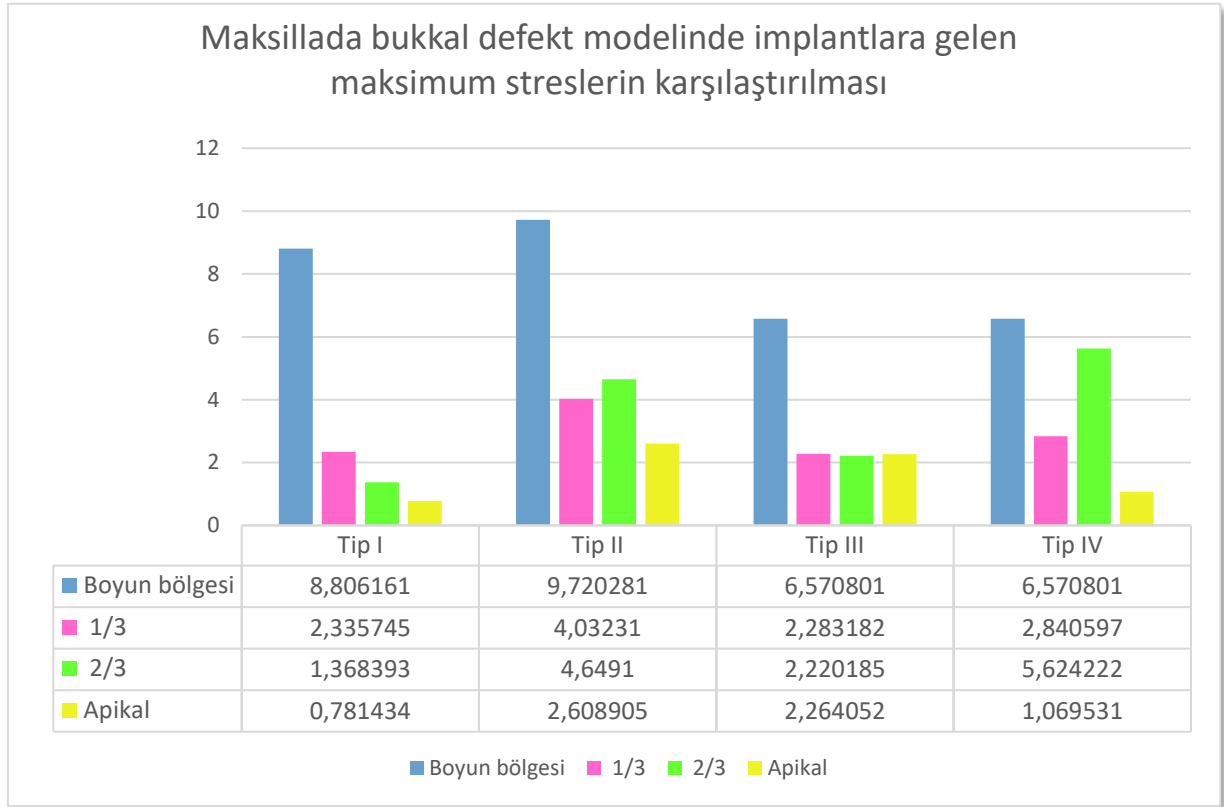
Maksillada bukkal defekt modelinde implantlara gelen stres dağılımı

Modellere ait bulgular Şekil 4.10, Şekil 4.11 ve Çizelge 4.5'te verilmiştir. Bukkal defekt oluşturularak hazırlanan modellerde yapılan analizler sonucu oluşan stresin koronal kısımda yoğunlaştığı görülmektedir (Şekil 4.10).



Şekil 4.10. Maksillada bukkal defekt modelinde implantlara gelen streslerin dağılımı

İmplant bölgelerine göre değerlendirildiğinde en yüksek stres değerine boyun bölgesinde, 1/3 ve apikal bölgelerde Tip II implant modelinde ulaşıldığı saptanmışken, 2/3 bölgesinde Tip IV implantta ulaşıldığı görülmektedir (Şekil 4.11).



Şekil 4.11. Maksillada bukkal defekt modelinde implantlara gelen maksimum streslerin karşılaştırılması (MPa)

İmplant bölgelerine göre değerlendirildiğinde en yüksek Von Mises stres değerine MxIIA modelinin koronal bölgesinin mezial yüzeyinde 9,720281 MPa ile ulaşılmıştır. İmplantın 1/3 bölgesinde MxIIA modelinin distal yüzeyinde 4,03231 MPa; 2/3 bölgesinde MxIVA modelinin bukkal yüzeyinde 5,624222 MPa; apikal bölgesinde MxIIA modelinin palatinal yüzeyinde 2,608905 MPa olduğu görülmektedir (Çizelge 4.5).

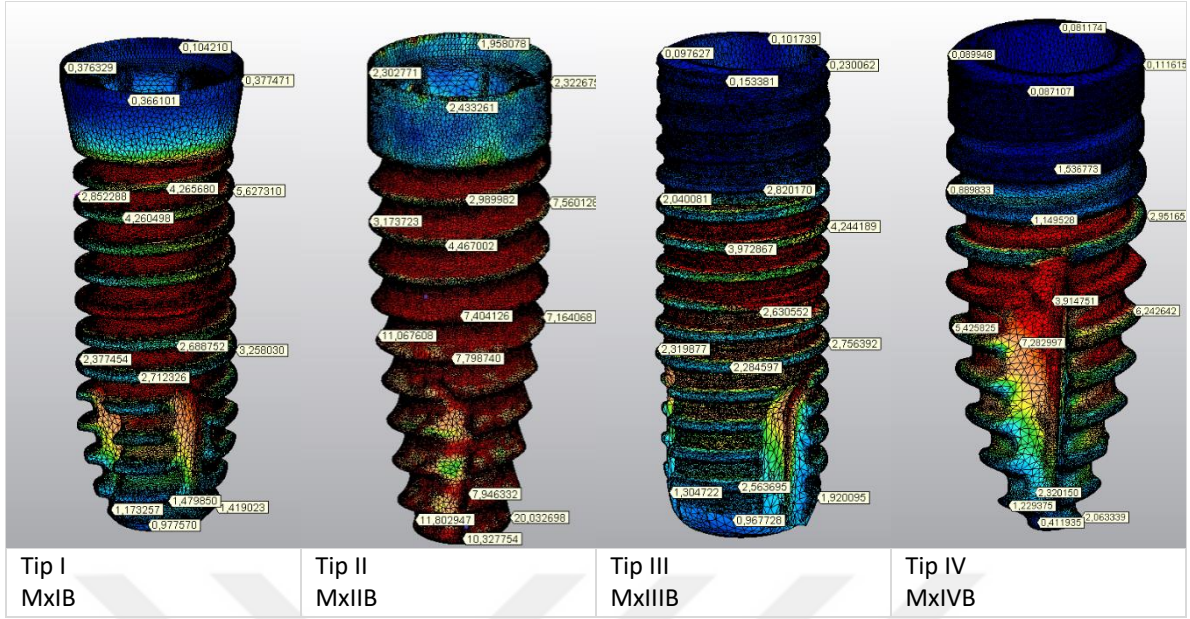
Çizelge 4.5. Maksillada bukkal defekt modelinde implantlara gelen kuvvetlerin stres dağılımı

Maksillada Bukkal Defekt Modelinde İmplantlara Gelen Kuvvetlerin Stres Dağılımı (MPa)					
İmplant Bölgesi	İmplant Yüzeyi	Tip I MxIA	Tip II MxIIA	Tip III MxIIIA	Tip IV MxIVA
Boyun Bölgesi	Bukkal	2,796459	2,513768	0,668602	0,810098
	Mezial	8,806161	9,720281*	6,570801	6,570801
	Palatinal	1,779935	3,980833	4,143237	5,465979
	Distal	6,678418	8,120754	5,217077	5,447751
1/3	Bukkal	1,289075	1,206831	0,557461	0,772013
	Mezial	2,108369	3,188346	1,782901	1,908521
	Palatinal	2,108369	4,003798	2,283182	2,216054
	Distal	2,335745	4,03231*	1,93629	2,840597
2/3	Bukkal	1,368393	4,6491	1,91719	5,624222*
	Mezial	0,937493	2,641426	1,769726	4,390458
	Palatinal	1,090143	3,390154	2,220185	2,030246
	Distal	1,320944	3,709998	2,211243	5,238126
3/3	Bukkal	0,415171	1,014345	0,689496	0,464554
	Mezial	0,646871	1,022247	0,937603	0,767764
	Palatinal	0,781434	2,608905*	2,264052	1,069531
	Distal	0,552561	0,991134	1,106715	1,194012

*Her bir implant bölgesinde maksimum kuvvetin olduğu yüzeyler

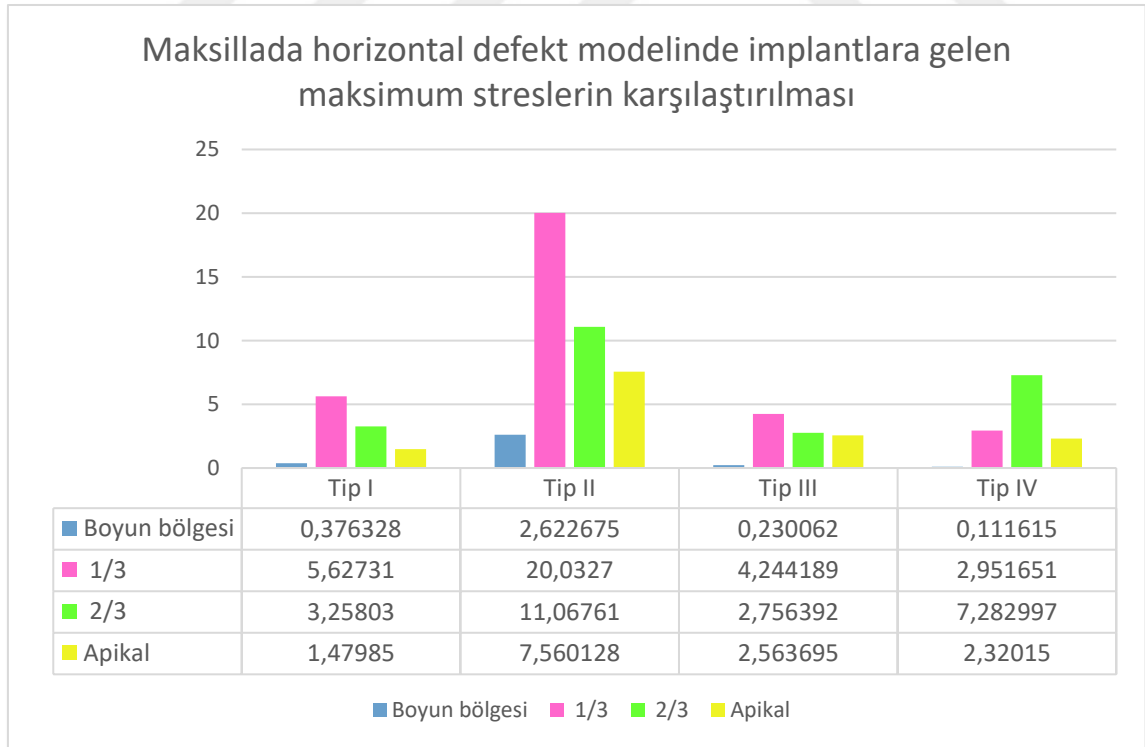
Maksillada horizontal defekt modelinde implantlara gelen stres dağılımı

Modellere ait bulgular Şekil 4.12, Şekil 4.13 ve Çizelge 4.6' da verilmiştir. Horizontal defekt oluşturularak hazırlanan modellerde yapılan analizler sonucu oluşan stresin koronal 1/3 kısmında yoğunlaştığı görülmektedir (Şekil 4.12).



Şekil 4.12. Maksillada horizontal defekt modelinde implantlara gelen streslerin dağılımı

İmplant bölgelerine göre değerlendirildiğinde en yüksek stres değerine tüm bölgelerde Tip II implant modelinde ulaşıldığı saptanmıştır (Şekil 4.13).



Şekil 4.13. Maksillada horizontal defekt modelinde implantlara gelen maksimum streslerin karşılaştırılması (MPa)

İmplant bölgelerine göre değerlendirildiğinde en yüksek Von Mises stres değerine MxIIB modelinin 1/3 bölgesinin distal yüzeyinde 20,0327 MPa ile ulaşılmıştır. Diğer bölgelerdeki en yüksek stres değerine boyun bölgesinde 2,622675 MPa ile; 2/3 bölgesinde 11,06761 MPa ile ve apikal bölgede 7,560128 MPa olmak üzere MxIIB modelinde ulaşıldığı saptanmıştır.

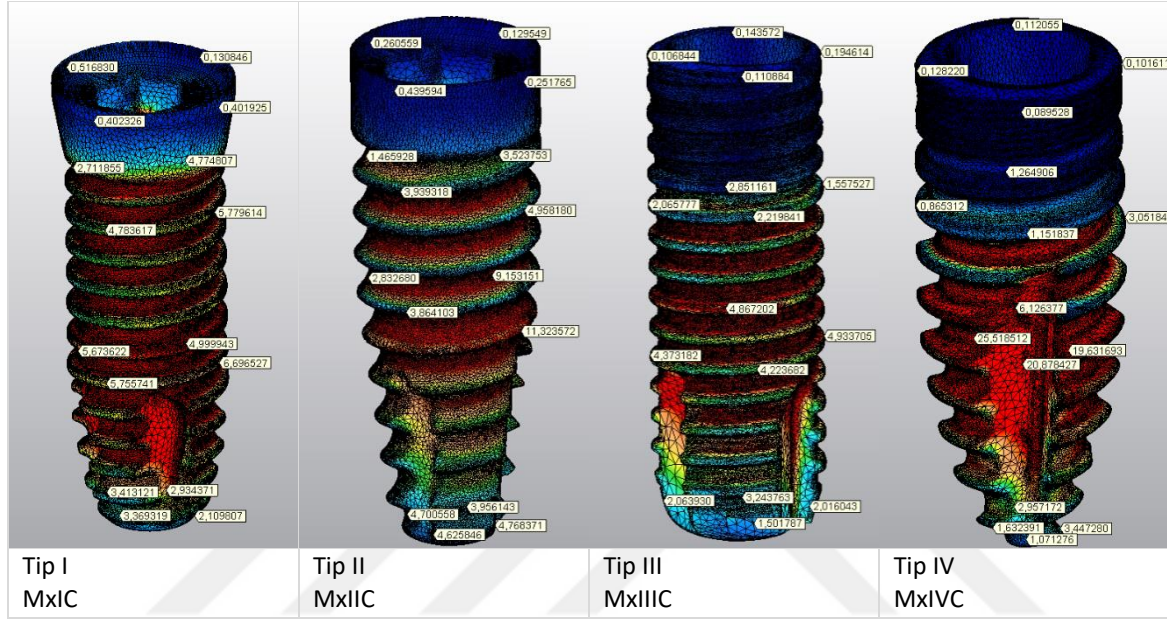
Çizelge 4.6. Maksillada horizontal defekt modelinde implantlara gelen kuvvetlerin stres dağılımı

Maksillada Horizontal Defekt Modelinde İmplantlara Gelen Kuvvetlerin Stres Dağılımı (MPa)					
İmplant bölgesi	İmplant yüzeyi	Tip I MxIB	Tip II MxIIB	Tip III MxIIIB	Tip IV MxIVB
Boyun bölgesi	Bukkal	0,376328	2,433261	0,153381	0,087107
	Mezial	0,10421	2,302771	0,097627	0,089948
	Palatinal	0,377471	1,958078	0,101739	0,081174
	Distal	0,366101	2,622675*	0,230062	0,111615
1/3	Bukkal	2,852288	4,467002	3,972867	1,149528
	Mezial	4,26568	3,173723	2,040081	0,889833
	Palatinal	4,260498	2,989982	2,82017	1,536773
	Distal	5,62731	20,0327*	4,244189	2,951651
2/3	Bukkal	2,377454	7,79874	2,284597	7,282997
	Mezial	2,688752	11,06761*	2,319877	5,425825
	Palatinal	3,25803	7,404126	2,630552	3,914751
	Distal	2,712326	7,164068	2,756392	6,242642
Apikal	Bukkal	1,173257	10,32775	0,967728	0,411935
	Mezial	1,47985	11,80295	1,304722	1,229375
	Palatinal	1,419023	7,946332	2,563695	2,32015
	Distal	0,97757	7,560128*	1,920095	2,063339

*Her bir implant bölgesinde maksimum kuvvetin olduğu yüzeyler

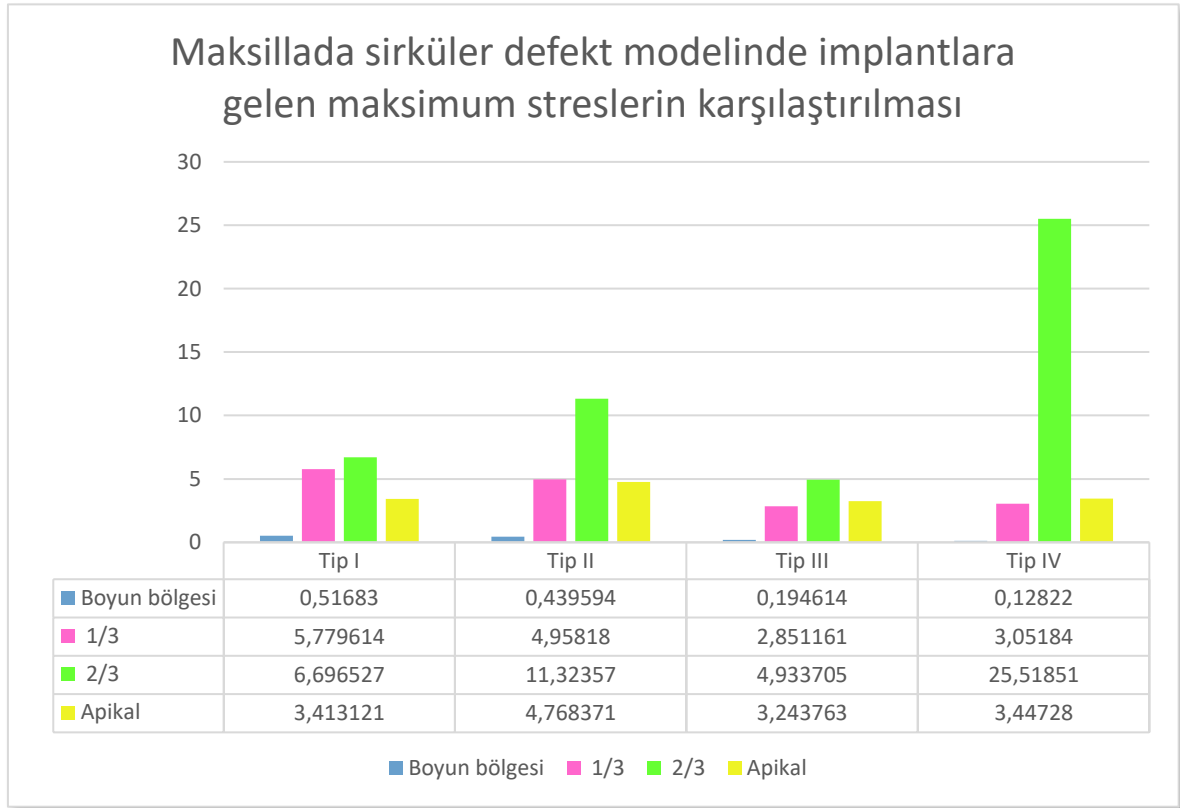
Maksillada sirküler defekt modelinde implantlara gelen stres dağılımı

Modellere ait bulgular Şekil 4.14, Şekil 4.15 ve Çizelge 4.7’de verilmiştir. Sirküler defekt oluşturularak hazırlanan modellerde yapılan analizler sonucu oluşan stresin koronal 2/3 kısımda yoğunlaştığı görülmektedir (Şekil 4.14).



Şekil 4.14. Maksillada sirküler defekt modelinde implantlara gelen streslerin dağılımı

İmplant bölgelerine göre değerlendirildiğinde en yüksek stres değerine boyun bölgesinde ve 1/3 bölgesinde Tip I implant modelinde ulaşıldığı, 2/3 bölgesinde Tip IV implant modelinde ulaşıldığı ve apikal bölgede ise Tip II implant modelinde ulaşıldığı görülmektedir (Şekil 4.14).



Şekil 4.15. Maksillada sirküler defekt modelinde implantlara gelen maksimum streslerin karşılaştırılması (MPa)

İmplant bölgelerine göre değerlendirildiğinde en yüksek Von Mises stres değerine MxIVC modelinin koronal 2/3 mezial yüzeyinde 0,51683 MPa ile ulaşılmıştır. İmplantın 1/3 bölgesinde MxIC modelinin distal yüzeyinde 5,779614 MPa; 2/3'lük bölgesinde MxIC modelinin distal yüzeyinde 6,696527 MPa; apikal bölgesinde MxIIC modelinin distal yüzeyinde 4,768371 MPa olduğu görülmektedir (Çizelge 4.7).

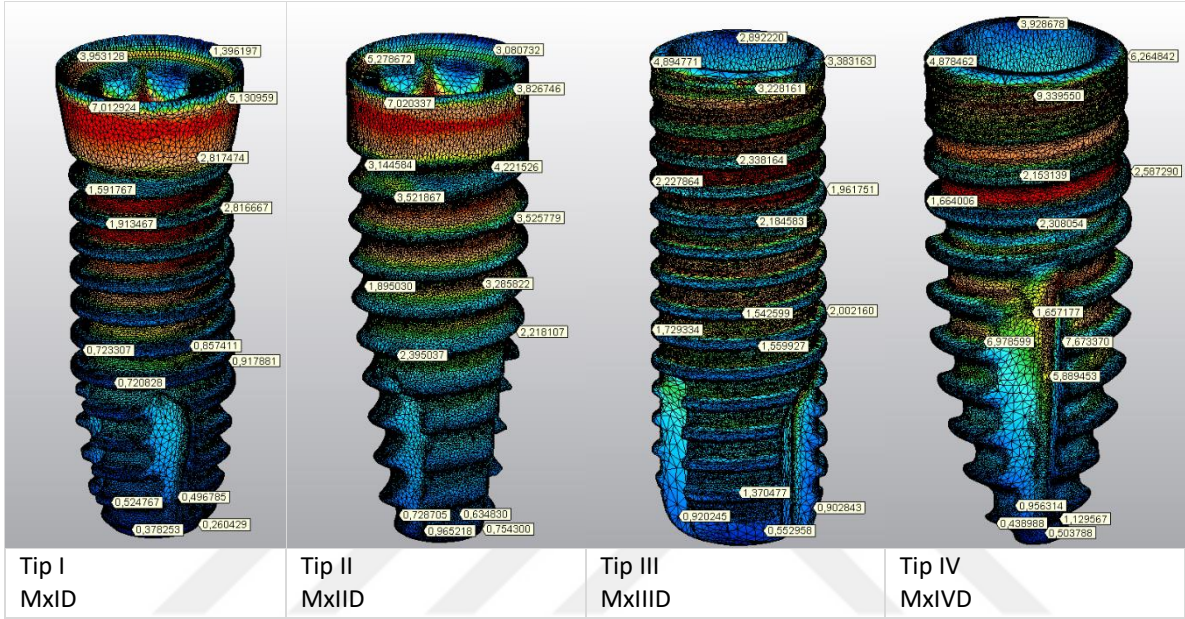
Çizelge 4.7. Maksillada sirküler defekt modelinde implantlara gelen kuvvetlerin stres dağılımı (MPa)

Maksillada Sirküler Defekt Modelinde İmplantlara Gelen Kuvvetlerin Stres Dağılımı (MPa)					
İmplant Bölgesi	İmplant Yüzeyi	Tip I MxIC	Tip II MxIIC	Tip III MXIIIC	Tip IV MxIVC
Boyun Bölgesi	Bukkal	0,402326	0,439594	0,110884	0,089528
	Mezial	0,51683*	0,260559	0,106844	0,12822
	Palatinal	0,130846	0,129549	0,143572	0,112055
	Distal	0,401925	0,251765	0,194614	0,101611
1/3	Bukkal	4,782617	3,939318	2,219841	1,151837
	Mezial	2,711855	1,465928	2,065777	0,865312
	Palatinal	4,774807	3,523753	2,851161	1,264906
	Distal	5,779614*	4,95818	1,557527	3,05184
2/3	Bukkal	5,755741	3,864103	4,223682	20,87843
	Mezial	5,673622	2,83268	4,373182	25,51851*
	Palatinal	4,999943	9,153151	4,867202U	6,126377
	Distal	6,696527	11,32357	4,933705	19,63169
Apikal	Bukkal	3,369319	4,625846	1,501787	1,071276
	Mezial	3,413121	4,700558	2,06393	1,632391
	Palatinal	2,934371	3,956143	3,243763	2,957172
	Distal	2,109807	4,768371*	2,016043	3,44728

*Her bir implant bölgesinde maksimum kuvvetin olduğu yüzeyler

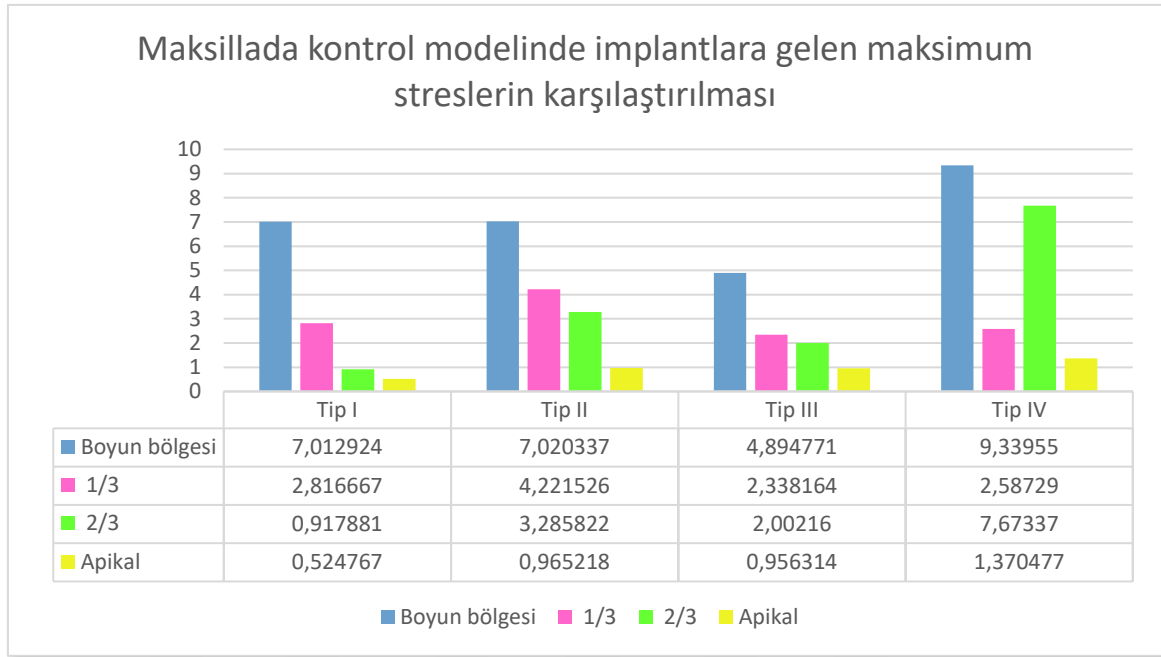
Maksillada kontrol defekt modelinde implantlara gelen stres dağılımı

Modellere ait bulgular Şekil 4.16, Şekil 4.17 ve Çizelge 4.8’de verilmiştir. Defekt olmaksızın hazırlanan modellerde yapılan analizler sonucu oluşan stresin koronal kısımda yoğunlaştığı görülmektedir (Şekil 4.16).



Şekil 4.16. Maksillada kontrol modelinde implantlara gelen streslerin dağılımı

İmplant bölgelerine göre değerlendirildiğinde en yüksek stres değerine boyun bölgesi, 2/3 ve apikal bölgelerde Tip IV implant modelinde saptanmışken, 1/3 bölgede Tip II implant modelinde saptanmıştır (Şekil 4.17).



Şekil 4.17. Maksillada kontrol modelinde implantlara gelen maksimum streslerin karşılaştırılması (MPa)

İmplant bölgelerine göre değerlendirildiğinde en yüksek Von Mises stres değerine MxIVD modelinin boyun bölgesinin bukkal yüzeyinde 9,33955 MPa ile ulaşılmıştır. İmplantın 1/3 bölgesinde MxIID modelinin palatinal yüzeyinde 4,221526 MPa; 2/3 bölgesinde MxIVD modelinin distal yüzeyinde 7,67337 MPa; apikal bölgesinde MxIVD modelinin distal yüzeyinde 1,370477 MPa olduğu görülmektedir (Çizelge 4.8)

Çizelge 4.8. Maksillada kontrol modelinde implantlara gelen kuvvetlerin stres dağılımı

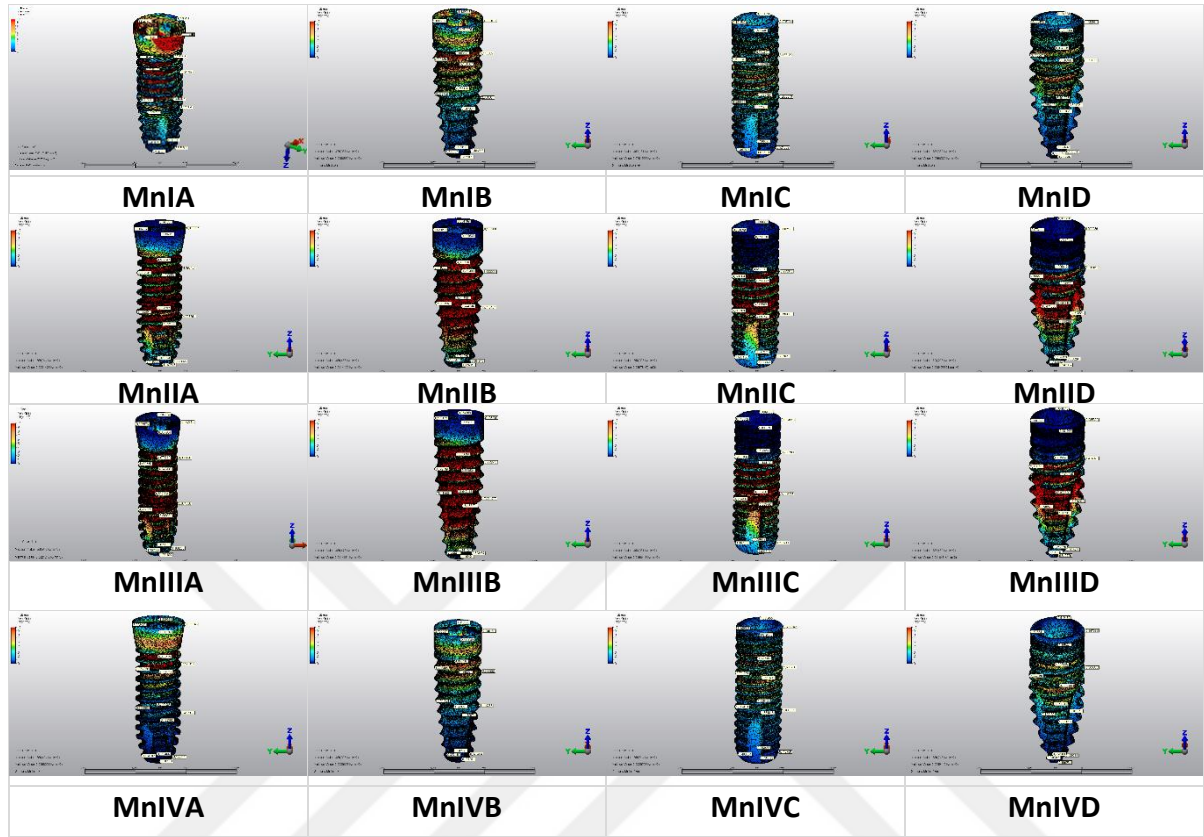
Maksillada Kontrol Modelinde İmplantlara Gelen Kuvvetlerin Stres Dağılımı (MPa)					
İmplant Bölgesi	İmplant Yüzeyi	Tip I MxID	Tip II MxIID	Tip III MxIIID	Tip IV MxIVD
Boyun Bölgesi	Bukkal	7,012924	7,020337	4,894771	9,33955*
	Mezial	3,953128	5,278672	3,228161	4,878462
	Palatinal	1,396197	3,080732	2,89222	3,928678
	Distal	5,130959	3,826746	3,383163	6,264842

Çizelge 4.8. (devam) Maksillada kontrol modelinde implantlara gelen kuvvetlerin stres dağılımı

1/3	Bukkal	1,913467	3,525779	2,184583	2,308054
	Mezial	1,591767	3,144584	2,227864	1,664006
	Palatinal	2,817474	4,221526*	2,338164	2,153139
	Distal	2,816667	3,521867	1,961751	2,58729
2/3	Bukkal	0,720828	2,395037	1,559927	5,889453
	Mezial	0,723307	1,89503	1,729334	6,978599
	Palatinal	0,857411	3,285822	1,542599	1,657117
	Distal	0,917881	2,218107	2,00216	7,67337*
Apikal	Bukkal	0,378253	0,965218	0,552958	0,503788
	Mezial	0,524767	0,728705	0,920245	0,438988
	Palatinal	0,496785	0,63483	0,956314	1,370477*
	Distal	0,260429	0,7543	0,902843	1,129567

*Her bir implant bölgesinde maksimum kuvvetin olduğu yüzeyler

4.2. Mandibulaya Ait Modellerdeki İmplant Üzerindeki Stres Dağılımları

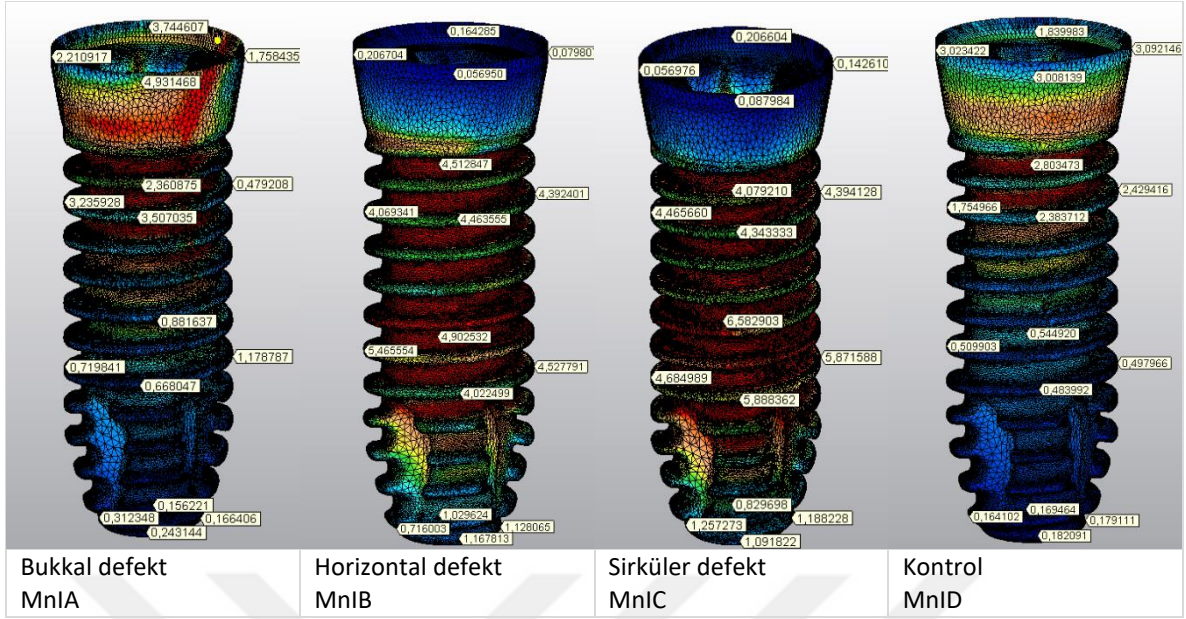


Şekil 4.18. Mandibulaya ait modellerdeki implantların üzerindeki stres dağılımlarının genel görüntüleri

4.2.1. Mandibulada oluşturulan modellerin her bir implant için defekt türlerine göre oluşan stres dağılımının değerlendirilmesi

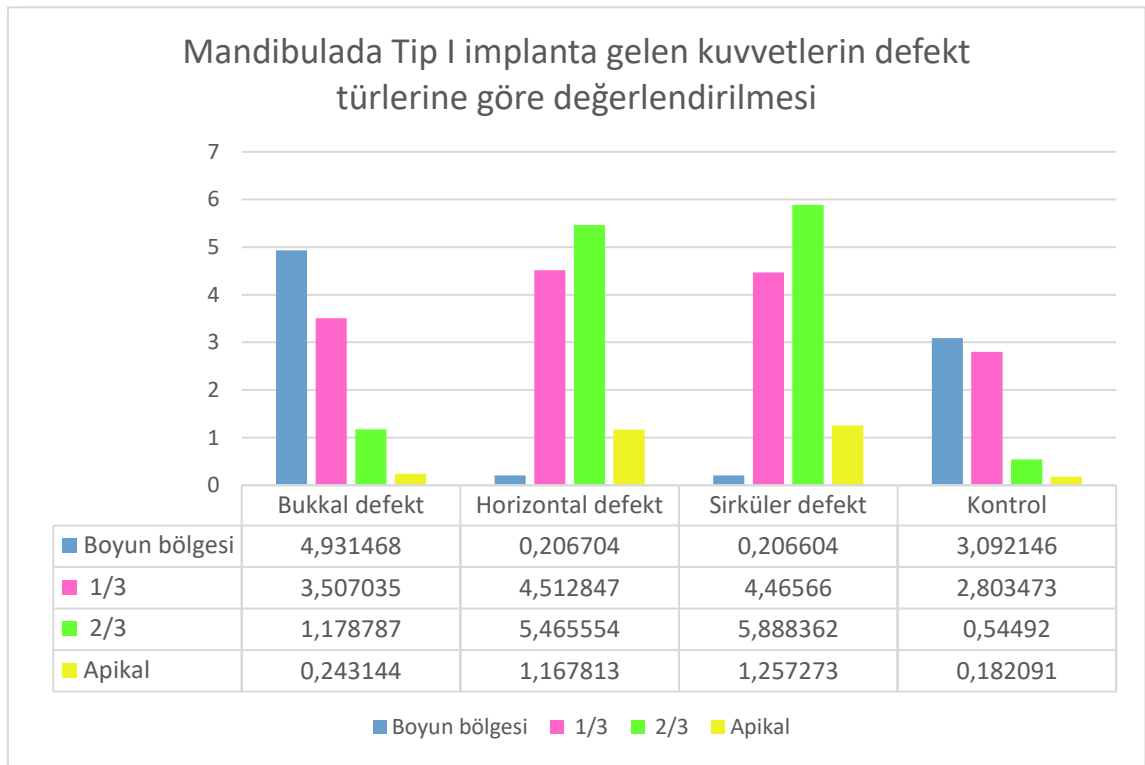
Mandibulada Tip I implanta gelen kuvvetlerin stres dağılımı

Modellere ait bulgular Şekil 4.19, Şekil 4.20 ve Çizelge 4.9’da verilmiştir. Tip I implant ile hazırlanan modellerde yapılan analizler sonucu oluşan stresin koronal kısımda yoğunlaştığı görülmektedir (Şekil 4.19).



Şekil 4.19. Mandibulada Tip I implanta gelen kuvvetlerin stres dağılımı

İmplant bölgelerine göre değerlendirildiğinde en yüksek stres değerine boyun bölgesinde bukkal defekt modelinde olduğu saptanmışken 1/3, 2/3 ve apikal bölgelerde ise sirküler defektte ulaşıldığı görülmektedir (Şekil 4.20).



Şekil 4.20. Mandibulada Tip I implanta gelen kuvvetlerin defekt türlerine göre değerlendirilmesi (MPa)

İmplant bölgelerine göre değerlendirildiğinde en yüksek Von Mises stres değerine MnIC modelinin 2/3 bölgesinin mezial yüzeyinde 5,888362 MPa ile ulaşılmıştır. İmplantın boyun bölgesinde MnIA modelinin mezial yüzeyinde 4,931468 MPa; 1/3 bölgesinde MnIB modelinin bukkal yüzeyinde 4,512847 MPa; apikal bölgesinde MnIC modelinin lingual yüzeyinde 1,257273 MPa olduğu görülmektedir (Çizelge 4.9).

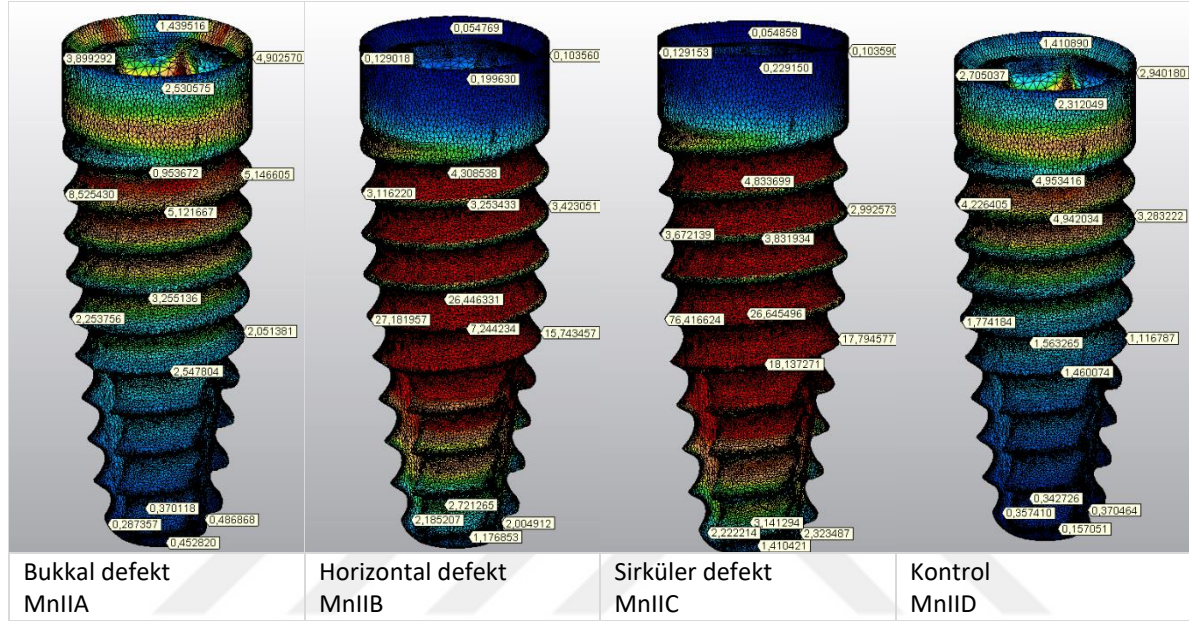
Çizelge 4.9. Mandibulada Tip I implanta gelen kuvvetlerin stres dağılımı

Mandibulada Tip I İmplantın Gelen Kuvvetlerin Stres Dağılımı (MPa)					
İmplant Bölgesi	İmplant Yüzeyi	Bukkal Defekt MnIA	Horizontal Defekt MnIB	Sirküler Defekt MnIC	Kontrol MnID
Boyun Bölgesi	Bukkal	1,758435	0,164285	0,14261	1,839983
	Mezial	4,931468*	0,079807	0,087984	3,092146
	Lingual	2,210917	0,05695	0,056976	3,008139
	Distal	3,744607	0,206704	0,206604	3,023422
1/3	Bukkal	0,479208	4,512847*	4,394128	2,803473
	Mezial	3,507035	4,392401	4,343333	2,429416
	Lingual	3,235928	4,463555	4,46566	2,383712
	Distal	2,360875	4,069341	4,07921	1,754966
2/3	Bukkal	1,178787	4,902532	5,871588	0,54492
	Mezial	0,668047	4,527791	5,888362*	0,497944
	Lingual	0,719841	4,022499	4,684989	0,483992
	Distal	0,881637	5,465554	6,582903	0,509903
Apikal	Bukkal	0,166406	1,029624	1,188228	0,169464
	Mezial	0,243144	1,128065	1,091822	0,179111
	Lingual	0,312348	1,167813	1,257273*	0,182091
	Distal	0,156221	0,716003	0,829698	0,164102

*Her bir implant bölgesinde maksimum kuvvetin olduğu yüzeyler

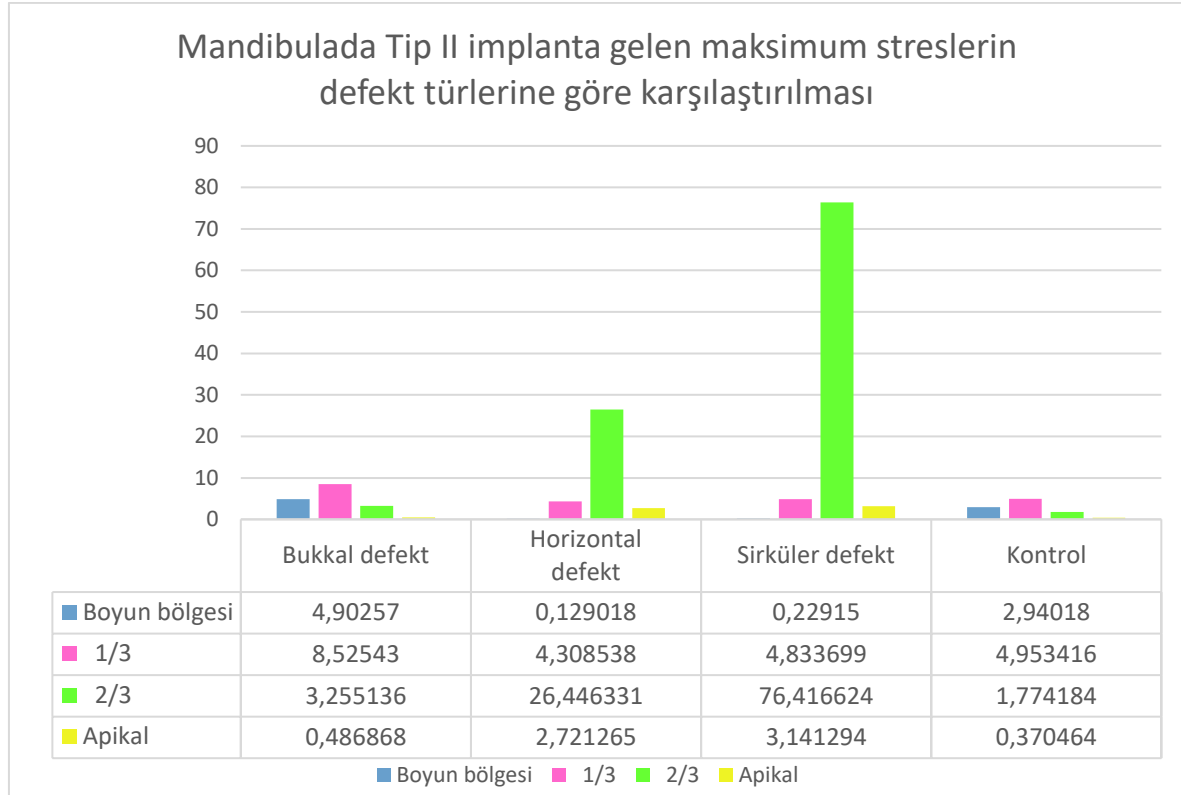
Mandibulada Tip II implanta gelen kuvvetlerin stres dağılımı

Modellere ait bulgular Şekil 4.21, Şekil 4.22 ve Çizelge 4.10'da verilmiştir. Tip II implant ile hazırlanan modellerde yapılan analizler sonucu oluşan stresin 2/3 koronal kısımda yoğunlaştığı görülmektedir (Şekil 4.21).



Şekil 4.21. Mandibulada Tip II implanta gelen kuvvetlerin stres dağılımı

İmplant bölgelerine göre değerlendirildiğinde en yüksek stres değerine boyun ve 1/3 bölgelerinde bukkal defektte ulaşılırken 2/3 ve apikal bölgede sirküler defektte ulaşıldığı görülmektedir (Şekil 4.22).



Şekil 4.22. Mandibulada Tip II implanta gelen maksimum streslerin defekt türlerine göre karşılaştırılması (MPa)

İmplant bölgelerine göre değerlendirildiğinde en yüksek Von Mises stres değerine MnlIC modelinin 2/3 bölgesinin distal yüzeyinde 76,416624 MPa ile ulaşılmıştır. İmplantın boyun bölgesinde MnlID modelinin mezial yüzeyinde 4,90257 MPa; 1/3 bölgesinde MnlIA modelinin distal yüzeyinde 8,52543 MPa; apikal bölgesinde MnlIC modelinin bukkal yüzeyinde 3,141294 MPa olduğu görülmektedir (Çizelge 4.10).

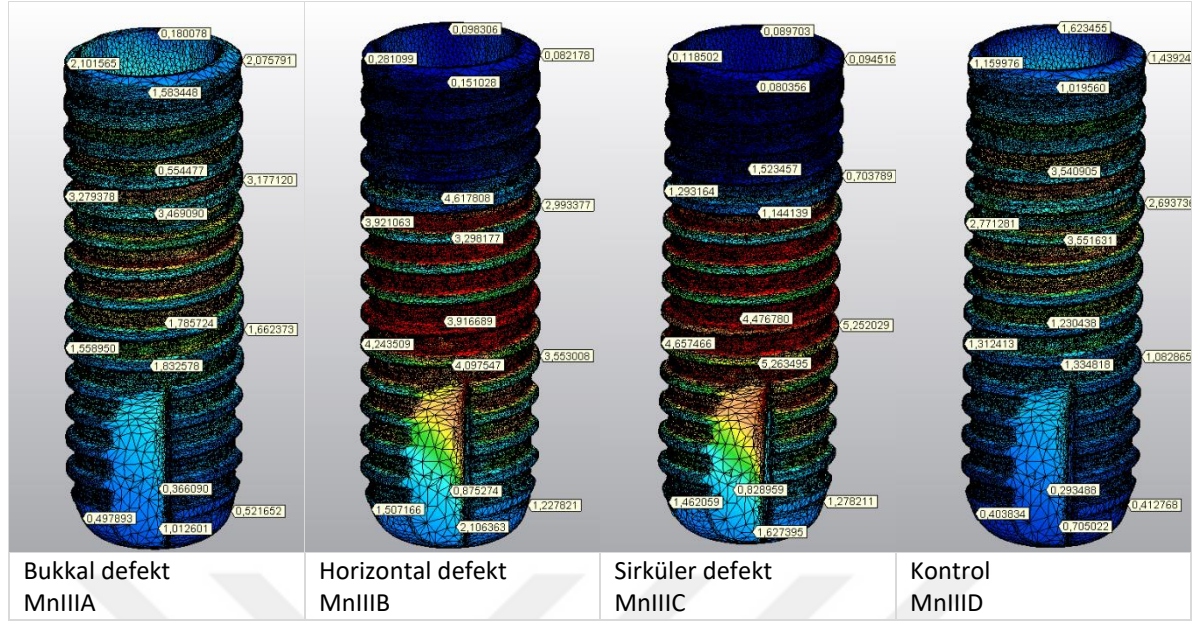
Çizelge 4.10. Mandibulada Tip II implanta gelen kuvvetlerin stres dağılımı

Mandibulada Tip II İmplantın Gelen Kuvvetlerin Stres Dağılımı (MPa)					
İmplant Bölgesi	İmplant Yüzeyi	Bukkal Defekt MnlIA	Horizontal Defekt MnlIB	Sirküler Defekt MnlIC	Kontrol MnlID
Boyun Bölgesi	Bukkal	1,439516	0,054769	0,054858	1,41089
	Mezial	4,90257*	0,10356	0,10359	2,94018
	Lingual	2,530575	0,19963	0,22915	2,312049
	Distal	3,899292	0,129018	0,129153	2,705037
1/3	Bukkal	0,953672	4,308538	4,833699	4,953416
	Mezial	5,146605	3,423051	2,992573	3,283222
	Lingual	5,121667	3,253433	3,831934	4,942034
	Distal	8,52543*	3,11622	3,672139	4,226405
2/3	Bukkal	3,255136	26,446331	26,645496	1,563265
	Mezial	2,051381	17,743457	17,794577	1,116787
	Lingual	2,547804	7,244234	18,137271	1,460074
	Distal	2,253756	27,181957	76,416624*	1,774184
Apikal	Bukkal	0,370118	2,721265	3,141294*	0,342726
	Mezial	0,486868	2,004912	2,323487	0,370464
	Lingual	0,45282	1,176853	1,410421	0,157051
	Distal	0,287357	2,185207	2,222214	0,35741

*Her bir implant bölgesinde maksimum kuvvetin olduğu yüzeyler

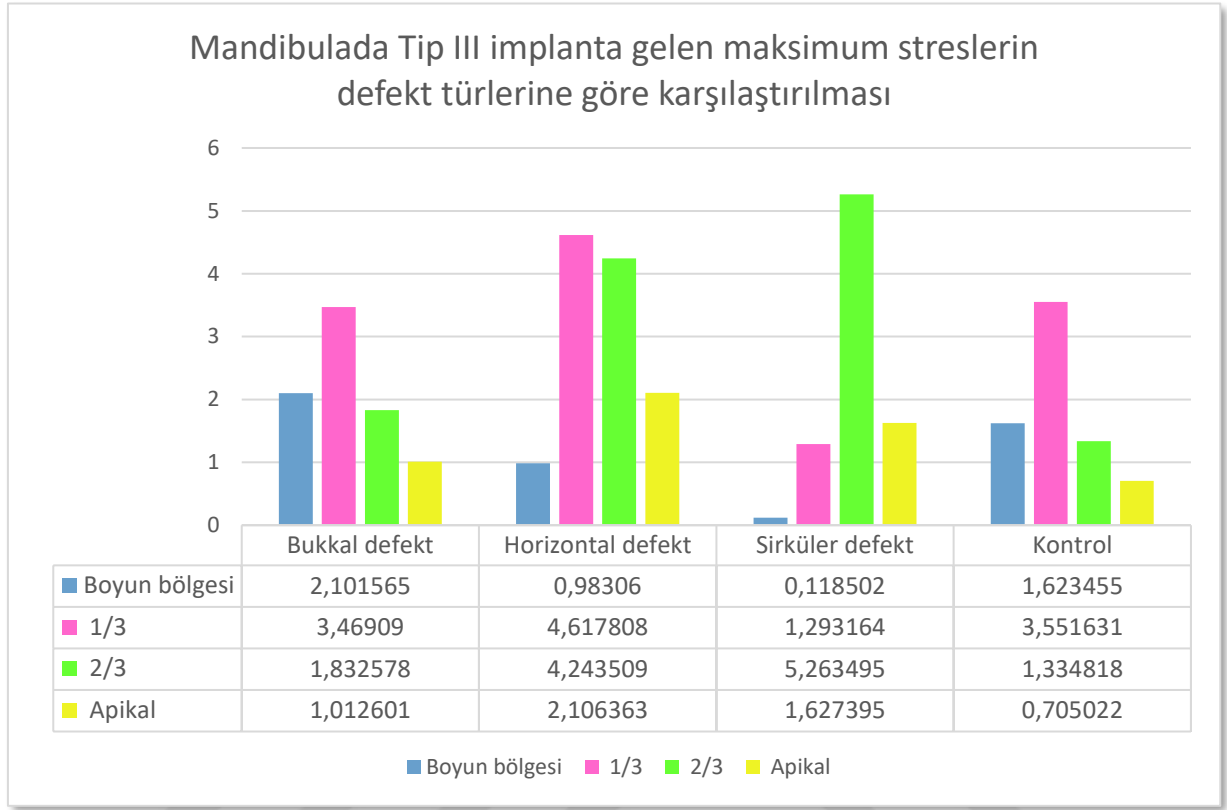
Mandibulada Tip III implanta gelen kuvvetlerin stres dağılımı

Modellere ait bulgular Şekil 4.23, Şekil 4.24 ve Çizelge 4.11’de verilmiştir. Tip III implant ile hazırlanan modellerde yapılan analizler sonucu oluşan stresin koronal kısımda yoğunlaştığı görülmektedir (Şekil 4.23).



Şekil 4.23. Mandibulada Tip III implanta gelen kuvvetlerin stres dağılımı

İmplant bölgelerine göre değerlendirildiğinde en yüksek stres değerine boyun bölgesinde bukkal defektte, 1/3 bölgesinde horizontal defektte; 2/3 ve apikal bölgede sirküler defektte ulaşıldığı görülmektedir (Şekil 4.24).



Şekil 4.24. Mandibulada Tip III implanta gelen maksimum streslerin defekt türlerine göre karşılaştırılması (MPa)

İmplant bölgelerine göre değerlendirildiğinde en yüksek Von Mises stres değerine MnIIIC modelinin 2/3 bölgesinin lingual yüzeyinde 5,263495 MPa ile ulaşılmıştır. İmplantın boyun bölgesinde MnIIIA modelinin distal yüzeyinde 2,101565 MPa; 1/3 bölgesinde MnIIIB modelinin bukkal yüzeyinde 4,617808 MPa; apikal bölgesinde MnIIIB modelinin lingual yüzeyinde 2,106363 MPa olduğu görülmektedir (Çizelge 4.11).

Çizelge 4.11. Mandibulada Tip III implanta gelen kuvvetlerin stres dağılımı

Mandibulada Tip III İmplantın Gelen Kuvvetlerin Stres Dağılımı (MPa)					
İmplant Bölgesi	İmplant Yüzeyi	Bukkal Defekt MnIIIA	Horizontal Defekt MnIIIB	Sirküler Defekt MnIIIC	Kontrol MnIIID
Boyun Bölgesi	Bukkal	0,180078	0,98306	0,089703	1,623455
	Mezial	2,075791	0,082178	0,094516	1,439242

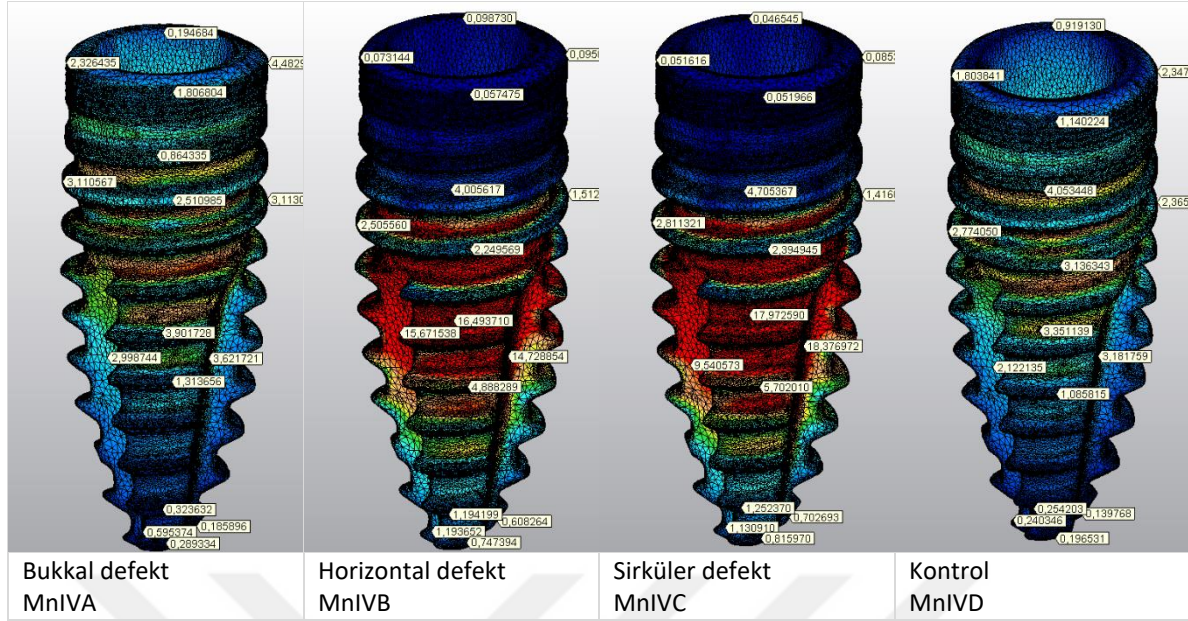
Çizelge 4.11. (devam) Mandibulada Tip III implanta gelen kuvvetlerin stres dağılımı

	Lingual	1,583448	0,151028	0,080356	1,01956
	Distal	2,101565*	0,281099	0,118502	1,159976
1/3	Bukkal	0,554477	4,617808*	1,523457	3,540905
	Mezial	3,17712	2,993377	0,703789	2,693736
	Lingual	3,46909	3,298177	1,144139	3,551631
	Distal	3,279378	3,921063	1,293164	2,771281
2/3	Bukkal	1,785724	3,916689	4,47678	1,230438
	Mezial	1,662373	3,553008	5,252029	1,082865
	Lingual	1,832578	4,097547	5,263495*	1,334818
	Distal	1,55895	4,243509	4,657466	1,312413
Apikal	Bukkal	0,36609	0,875274	0,828059	0,293488
	Mezial	0,521652	1,227821	1,278211	0,412768
	Lingual	1,012601	2,106363*	1,627395	0,705022
	Distal	0,497893	1,507166	1,462059	0,403834

*Her bir implant bölgesinde maksimum kuvvetin olduğu yüzeyler

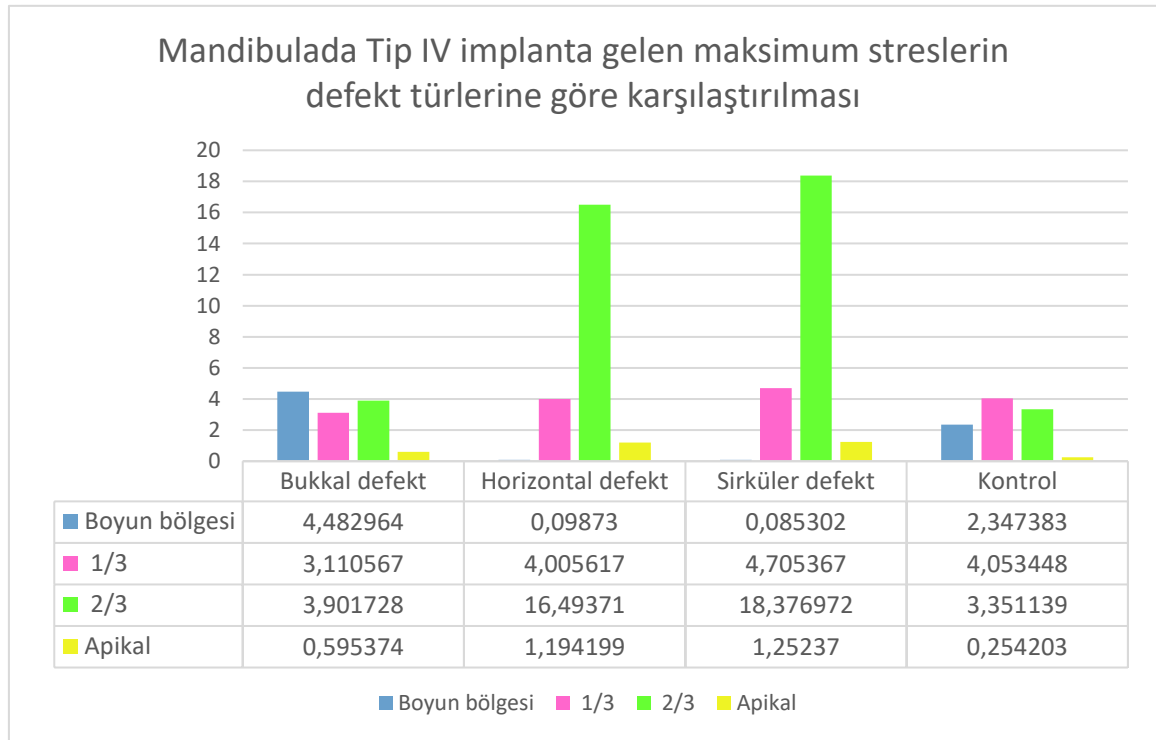
Mandibulada Tip IV implanta gelen kuvvetlerin stres dağılımı

Modellere ait bulgular Şekil 4.25, Şekil 4.26 ve Çizelge 4.12’de verilmiştir. Tip IV implant ile hazırlanan modellerde yapılan analizler sonucu oluşan stresin 1/3 ve 2/3 bölgelerinde yoğunlaştığı görülmektedir (Şekil 4.25).



Şekil 4.25. Mandibulada Tip IV implanta gelen kuvvetlerin stres dağılımı

İmplant bölgelerine göre değerlendirildiğinde en yüksek stres değerine boyun bölgesinde bukkal defekt modelinde olduğu saptanmışken 1/3, 2/3 ve apikal bölgelerde ise sirküler defekte ulaşıldığı görülmektedir (Şekil 4.26).



Şekil 4.26. Mandibulada Tip IV implanta gelen maksimum streslerin defekt türlerine göre karşılaştırılması (MPa)

İmplant bölgelerine göre değerlendirildiğinde en yüksek Von Mises stres değerine MnIVC modelinin mezial yüzeyinde 18,376972 MPa ile ulaşılmıştır. İmplantın boyun bölgesinde MnIVA modelinin mezial yüzeyinde 4,482964 MPa; 1/3 bölgesinde MnIVC modelinin bukkal yüzeyinde 4,705367 MPa; apikal bölgesinde MnIVC modelinin bukkal yüzeyinde 1,25237 MPa olduğu görülmektedir (Çizelge 4.11).

Çizelge 4.12. Mandibulada Tip IV implanta gelen kuvvetlerin stres dağılımı

Mandibulada Tip IV İmplantın Gelen Kuvvetlerin Stres Dağılımı (MPa)					
İmplant Bölgesi	İmplant Yüzeyi	Bukkal Defekt MnIVA	Horizontal Defekt MnIVB	Sirküler Defekt MnIVC	Kontrol MnIVD
Boyun Bölgesi	Bukkal	0,194684	0,09873	0,046545	0,91913
	Mezial	4,482964*	0,095039	0,085302	2,347383
	Lingual	1,806804	0,057475	0,051966	1,140224
	Distal	2,326435	0,073144	0,051616	1,803841
1/3	Bukkal	0,864335	4,005617	4,705367*	4,053448
	Mezial	3,113055	1,512816	1,416028	2,365803
	Lingual	2,510985	2,249569	2,394945	3,136343
	Distal	3,110567	2,50556	2,811321	2,77405
2/3	Bukkal	3,901728	16,49371	17,97259	3,351139
	Mezial	3,621721	14,728854	18,376972*	3,181759
	Lingual	1,313656	4,888289	5,70201	1,085815
	Distal	2,998744	15,671538	9,540573	2,122135
Apikal	Bukkal	0,323632	1,194199	1,25237*	0,254203
	Mezial	0,185896	0,608264	0,702693	0,139768
	Lingual	0,289334	0,747394	0,81597	0,196531
	Distal	0,595374	1,193652	1,13091	0,240346

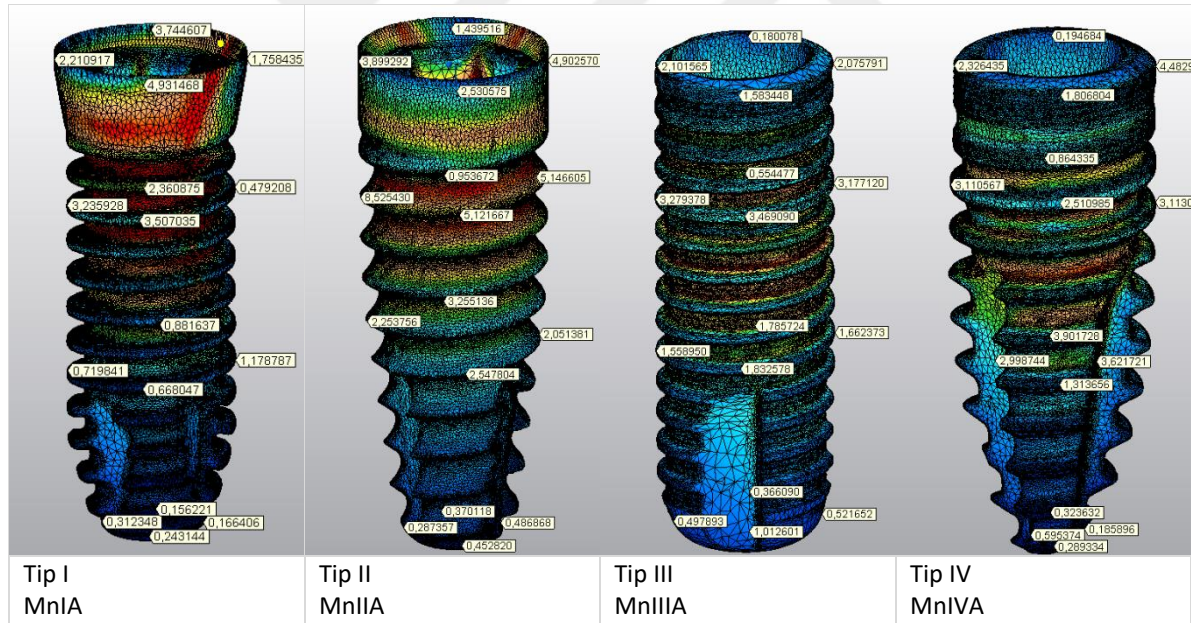
*Her bir implant bölgesinde maksimum kuvvetin olduğu yüzeyler

4.2.2. Mandibulada oluşturulan kemik defekti modellerinde implant tiplerine göre oluşan stres dağılımının değerlendirilmesi

Çalışmanın bu bölümünde SEA yöntemi ile üç boyutlu modeller üzerinde dört farklı tasarıma sahip implantın dört farklı peri-implant kemik defekti modelinde ters tork uygulanması sonucu implantın üzerinde oluşan Von Mises stres dağılımı her bir defekt türü için ayrı ayrı değerlendirilmiştir.

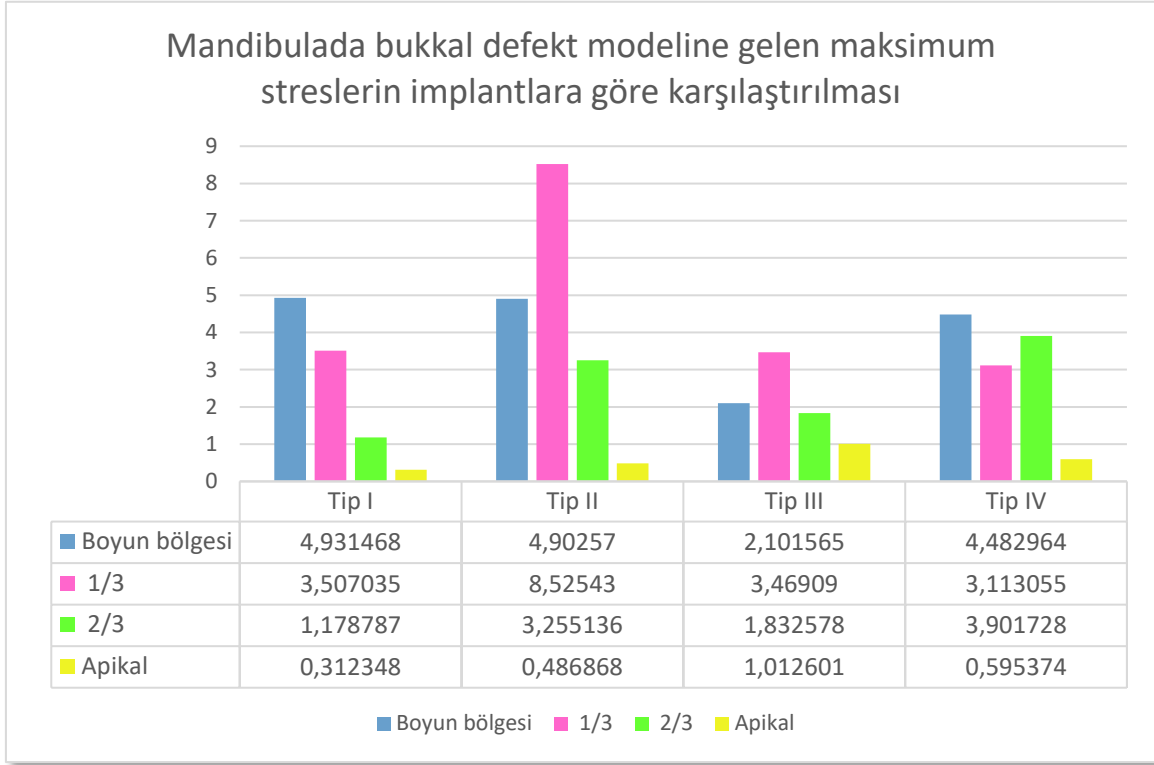
Mandibulada bukkal defekt modelinde implantlara gelen stres dağılımı

Modellere ait bulgular Şekil 4.27, Şekil 4.28 ve Çizelge 4.13'te verilmiştir. Bukkal defekte sahip modellerde yapılan analizlerde Tip II implanta sahip modellerin yüksek stres değerlerine ulaştığı görülmektedir(Şekil 4.27).



Şekil 4.27. Mandibulada bukkal defekt modelinde implantlara gelen streslerin dağılımı

İmplant bölgelerine göre değerlendirildiğinde en yüksek stres değerine boyun bölgesinde Tip I implantta, 1/3 bölgesinde Tip II implantta; 2/3 ve apikal bölgelerde Tip IV implantta ulaşıldığı görülmektedir (Şekil 4.28).



Şekil 4.28. Mandibulada bukkal defekt modeline gelen maksimum streslerin implantlara göre karşılaştırılması (MPa)

İmplant bölgelerine göre değerlendirildiğinde en yüksek Von Mises stres değerine MnIIA modelinin 1/3 bölgesinin distal yüzeyinde 8,52543 MPa ile ulaşılmıştır. İmplantın boyun bölgesinde MnIA modelinin mezial yüzeyinde 4,931468 MPa; 2/3 bölgesinde MnIVA modelinin bukkal yüzeyinde 3,901728 MPa; apikal bölgesinde MnIVA modelinin distal yüzeyinde 0,595374 MPa olduğu görülmektedir (Çizelge 4.13).

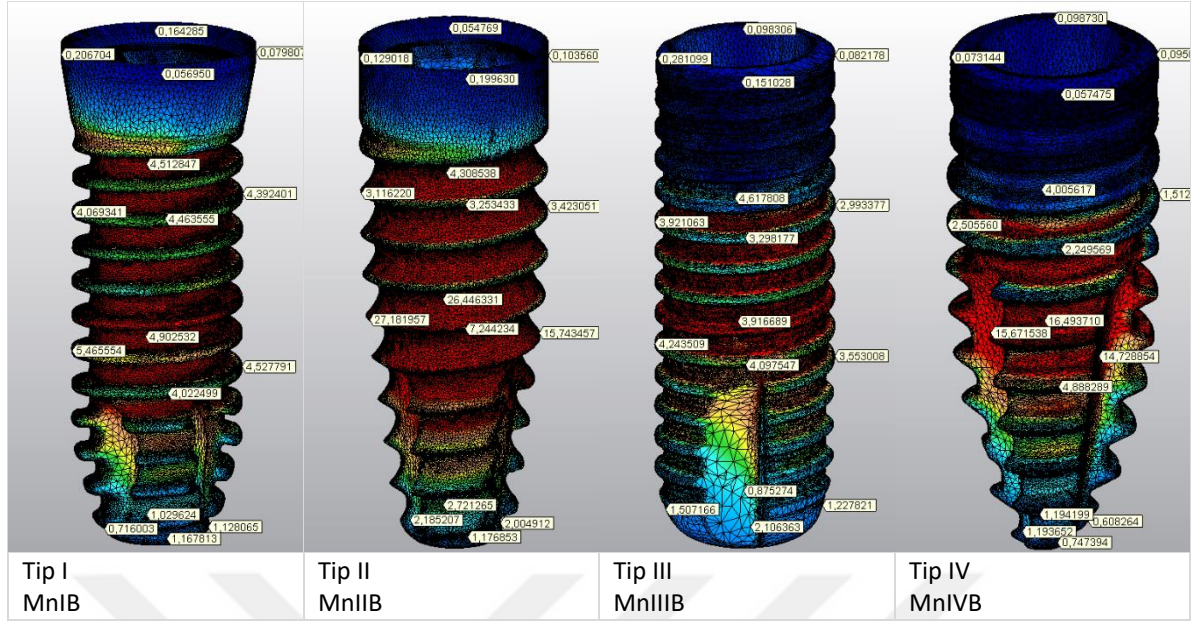
Çizelge 4.13. Mandibulada bukkal defekt modelinde implantlara gelen kuvvetlerin stres dağılımı

Mandibulada Bukkal Defekt Modelinde İmplantlara Gelen Kuvvetlerin Stres Dağılımı (MPa)					
İmplant Bölgesi	İmplant Yüzeyi	Tip I MnlA	Tip II MnlIA	Tip III MnlIIA	Tip IV MnlIVA
Boyun Bölgesi	Bukkal	1,758435	1,439516	0,180078	0,194684
	Mezial	4,931468*	4,90257	2,075791	4,482964
	Lingual	2,210917	2,530575	1,583448	1,806804
	Distal	3,744607	3,899292	2,101565	2,326435
1/3	Bukkal	0,479208	0,953672	0,554477	0,864335
	Mezial	3,507035	5,146605	3,17712	3,113055
	Lingual	3,235928	5,121667	3,46909	2,510985
	Distal	2,360875	8,52543*	3,279378	3,110567
2/3	Bukkal	1,178787	3,255136	1,785724	3,901728*
	Mezial	0,668047	2,051381	1,662373	3,621721
	Lingual	0,719841	2,547804	1,832578	1,313656
	Distal	0,881637	2,253756	1,55895	2,998744
Apikal	Bukkal	0,166406	0,370118	0,36609	0,323632
	Mezial	0,243144	0,486868	0,521652	0,185896
	Lingual	0,312348	0,45282	1,012601	0,289334
	Distal	0,156221	0,287357	0,497893	0,595374*

*Her bir implant bölgesinde maksimum kuvvetin olduğu yüzeyler

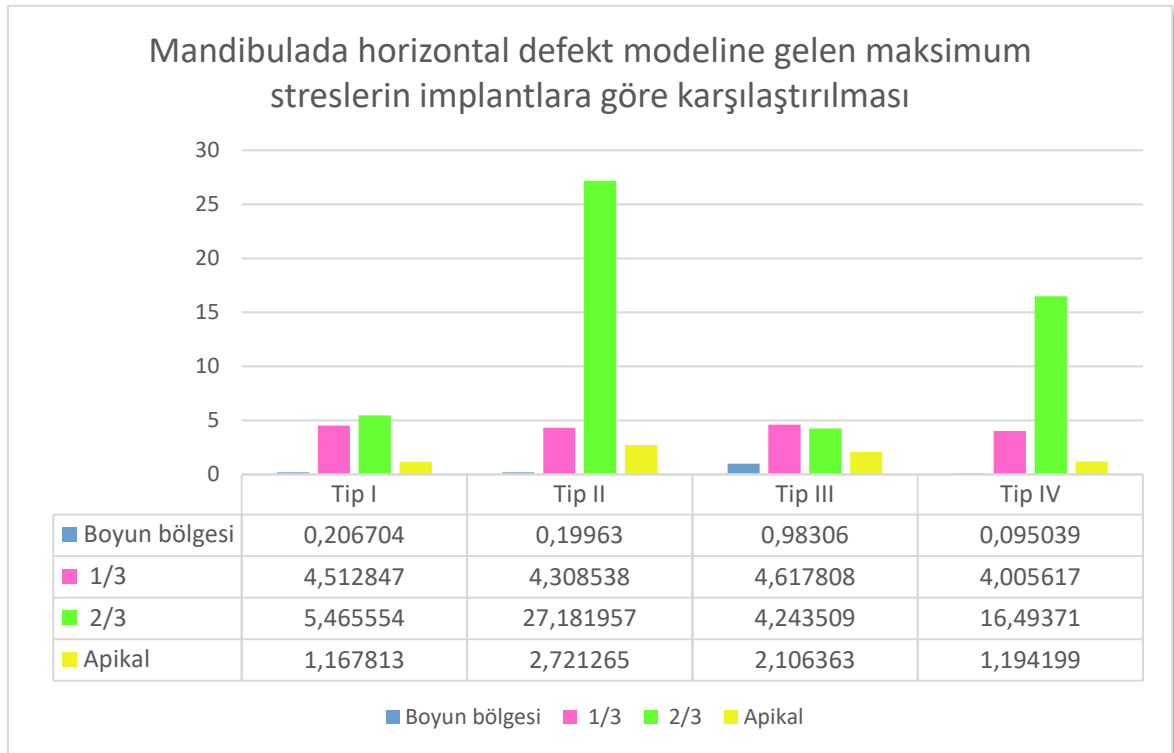
Mandibulada horizontal defekt modelinde implantlara gelen stres dağılımı

Modellere ait bulgular Şekil 4.29, Şekil 4.30 ve Çizelge 4.14’te verilmiştir. Horizontal defekte sahip modellerde yapılan analizlerde Tip II implanta sahip modellerin yüksek stres değerlerine ulaştığı görülmektedir (Şekil 4.29).



Şekil 4.29. Mandibulada horizontal defekt modelinde implantlara gelen streslerin dağılımı

İmplant bölgelerine göre değerlendirildiğinde en yüksek stres değerine boyun ve 1/3 bölgelerinde Tip III implant modelinde ulaşıldığı saptanmışken, 2/3 ve apikal bölgelerinde Tip II implantta ulaşıldığı görülmektedir (Şekil 4.30).



Şekil 4.30. Mandibulada horizontal defekt modeline gelen maksimum streslerin implantlara göre karşılaştırılması (MPa)

İmplant bölgelerine göre değerlendirildiğinde en yüksek Von Mises stres değerine MnIIB modelinin 2/3 distal yüzeyinde 27,181957 MPa ile ulaşılmıştır. İmplantın boyun bölgesinde MnIIB modelinin bukkal yüzeyinde 0,98306 MPa; 1/3 bölgesinde MnIIB modelinin bukkal yüzeyinde 4,617808 MPa; apikal bölgesinde MnIIB modelinin bukkal yüzeyinde 2,721265 MPa olduğu görülmektedir (Çizelge 4.14).

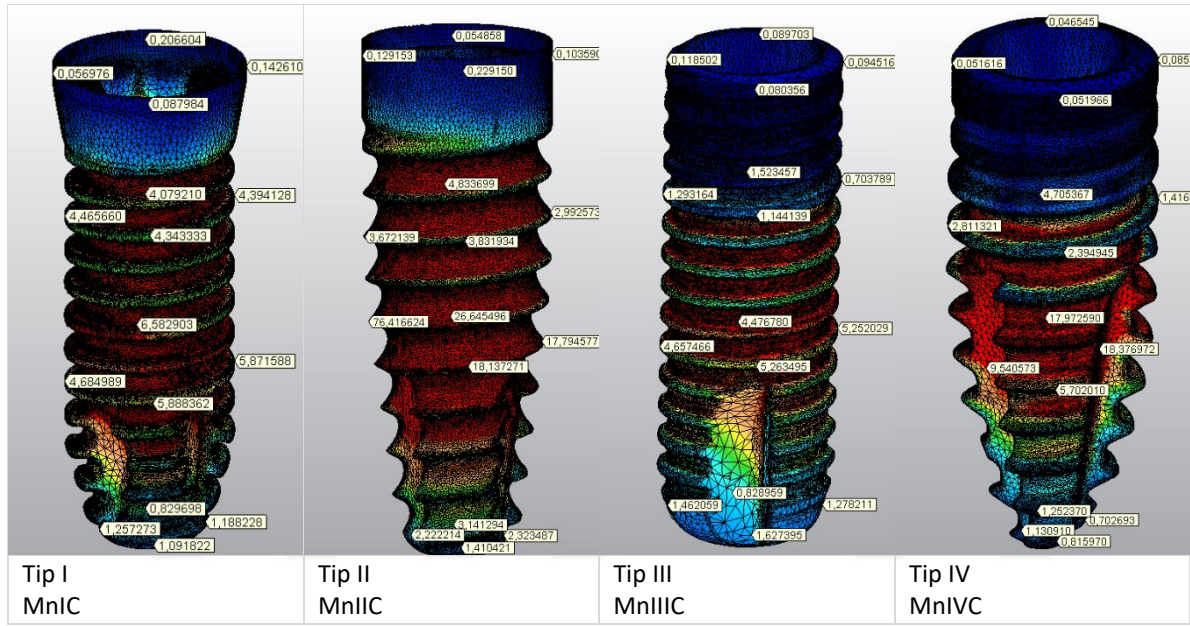
Çizelge 4.14. Mandibulada horizontal defekt modelinde implantlara gelen kuvvetlerin stres dağılımı

Mandibulada Horizontal Defekt Modelinde İmplantlara Gelen Kuvvetlerin Stres Dağılımı (MPa)					
İmplant Bölgesi	İmplant Yüzeyi	Tip I MnIB	Tip II MnIIB	Tip III MnIIB	Tip IV MnIVB
Boyun Bölgesi	Bukkal	0,164285	0,054769	0,98306*	0,09873
	Mezial	0,079807	0,10356	0,082178	0,095039
	Lingual	0,05695	0,19963	0,151028	0,057475
	Distal	0,206704	0,129018	0,281099	0,073144
1/3	Bukkal	4,512847	4,308538	4,617808*	4,005617
	Mezial	4,392401	3,423051	2,993377	1,512816
	Lingual	4,463555	3,253433	3,298177	2,249569
	Distal	4,069341	3,11622	3,921063	2,50556
2/3	Bukkal	4,902532	26,446331	3,916689	16,49371
	Mezial	4,527791	17,743457	3,553008	14,728854
	Lingual	4,022499	7,244234	4,097547	4,888289
	Distal	5,465554	27,181957*	4,243509	15,671538
Apikal	Bukkal	1,029624	2,721265*	0,875274	1,194199
	Mezial	1,128065	2,004912	1,227821	0,608264
	Lingual	1,167813	1,176853	2,106363	0,747394
	Distal	0,716003	2,185207	1,507166	1,193652

*Her bir implant bölgesinde maksimum kuvvetin olduğu yüzeyler

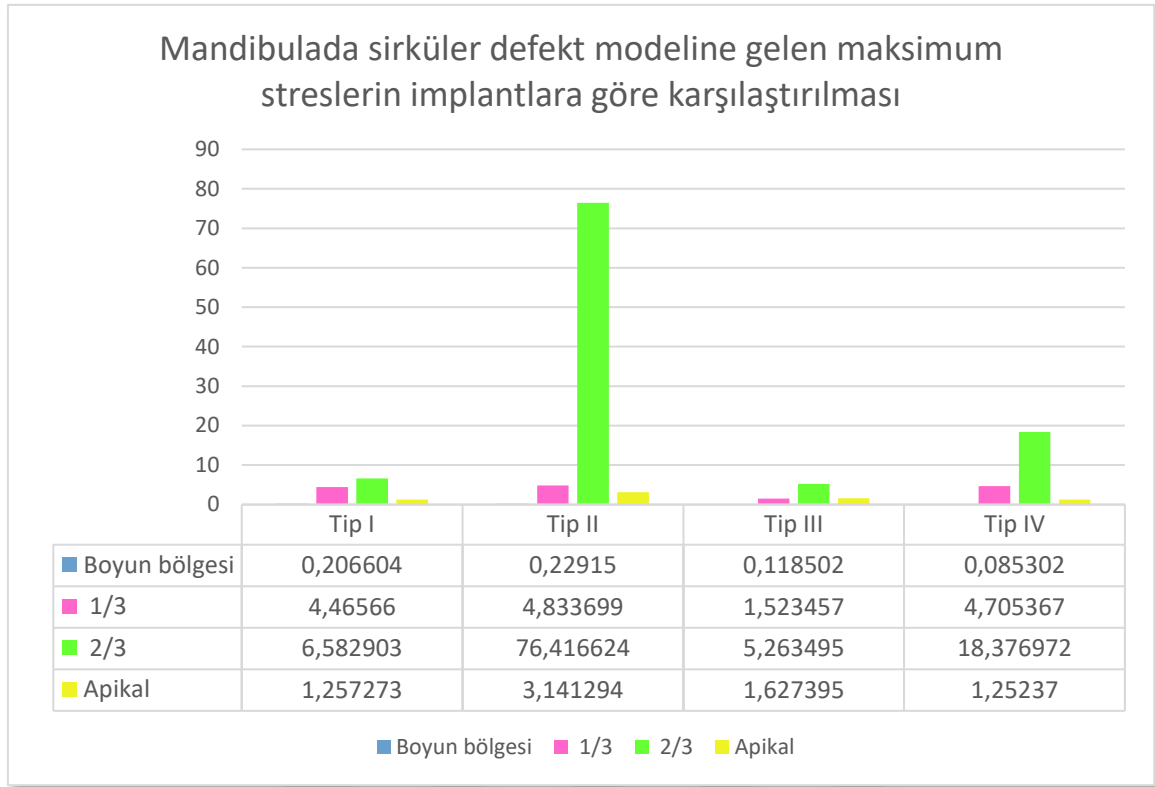
Mandibulada sirküler defekt modelinde implantlara gelen stres dağılımı

Modellere ait bulgular Şekil 4.31, Şekil 4.32 ve Çizelge 4.15'te verilmiştir. Sirküler defekte sahip modellerde yapılan analizlerde Tip II implanta sahip modellerin yüksek stres değerlerine ulaştığı görülmektedir (Şekil 4.31). En yüksek Von Mises stres değerine MnIIC modelinin 2/3 koronal distal yüzeyinde 76,416624 MPa ile ulaşılmıştır.



Şekil 4.31. Mandibulada sirküler defekt modelinde implantlara gelen streslerin dağılımı

İmplant bölgelerine göre değerlendirildiğinde en yüksek stres değeri netüm bölgelerde Tip II implantta ulaşıldığı görülmektedir (Şekil 4.32).



Şekil 4.32. Mandibulada sirküler defekt modeline gelen maksimum streslerin implantlara göre karşılaştırılması (MPa)

İmplant bölgelerine göre değerlendirildiğinde en yüksek Von Mises stres değerine MnIIC modelinin 2/3 distal yüzeyinde 76,416624 MPa ile ulaşılmıştır. İmplantın boyun bölgesinde MnIIC modelinin lingual yüzeyinde 0,22915 MPa; 1/3 bölgesinde MnIIC modelinin bukkal yüzeyinde 4,833699 MPa; apikal bölgesinde MnIIC modelinin bukkal yüzeyinde 3,141294 MPa olduğu görülmektedir (Çizelge 4.15).

Çizelge 4.15. Mandibulada sirküler defekt modelinde implantlara gelen kuvvetlerin stres dağılımı

Mandibulada Sirküler Defekt Modelinde İmplantlara Gelen Kuvvetlerin Stres Dağılımı (MPa)					
İmplant Bölgesi	İmplant Yüzeyi	Tip I MnIC	Tip II MnIIC	Tip III MnIIC	Tip IV MnIVC
Boyun Bölgesi	Bukkal	0,14261	0,054858	0,089703	0,046545
	Mezial	0,087984	0,10359	0,094516	0,085302
	Lingual	0,056976	0,22915*	0,080356	0,051966
	Distal	0,206604	0,129153	0,118502	0,051616

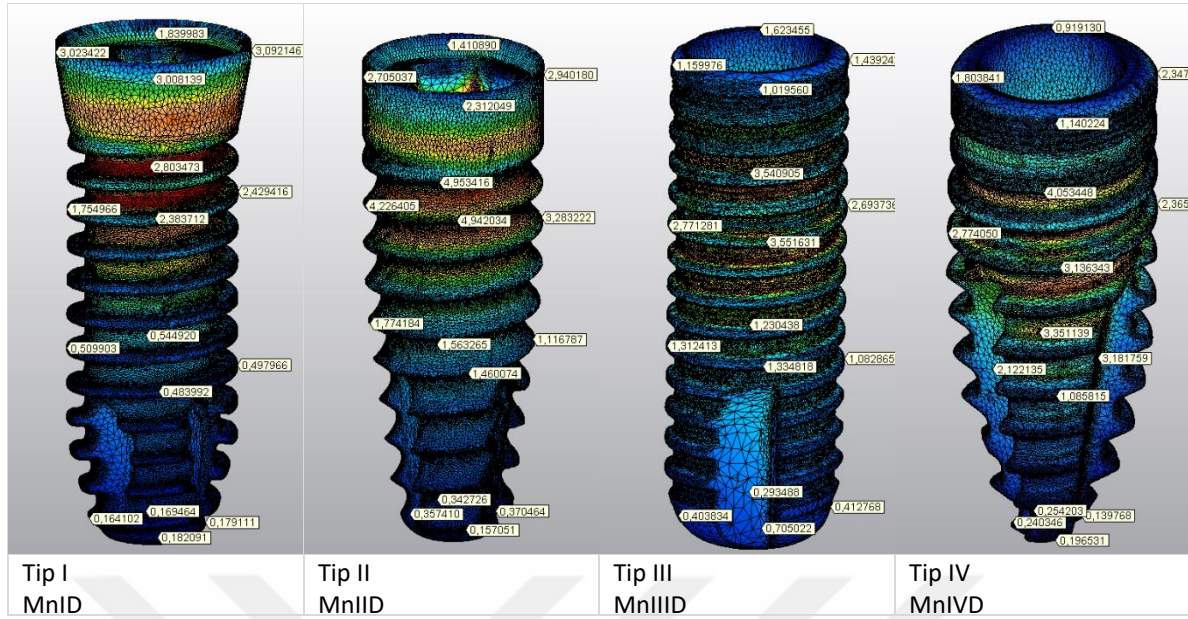
Çizelge 4.15. (devam) Mandibulada sirküler defekt modelinde implantlara gelen kuvvetlerin stres dağılımı

1/3	Bukkal	4,394128	4,833699*	1,523457	4,705367
	Mezial	4,343333	2,992573	0,703789	1,416028
	Lingual	4,46566	3,831934	1,144139	2,394945
	Distal	4,07921	3,672139	1,293164	2,811321
2/3	Bukkal	5,871588	26,645496	4,47678	17,97259
	Mezial	5,888362	17,794577	5,252029	18,376972
	Lingual	4,684989	18,137271	5,263495	5,70201
	Distal	6,582903	76,416624*	4,657466	9,540573
Apikal	Bukkal	1,188228	3,141294*	0,828059	1,25237
	Mezial	1,091822	2,323487	1,278211	0,702693
	Lingual	1,257273	1,410421	1,627395	0,81597
	Distal	0,829698	2,222214	1,462059	1,13091

*Her bir implant bölgesinde maksimum kuvvetin olduğu yüzeyler

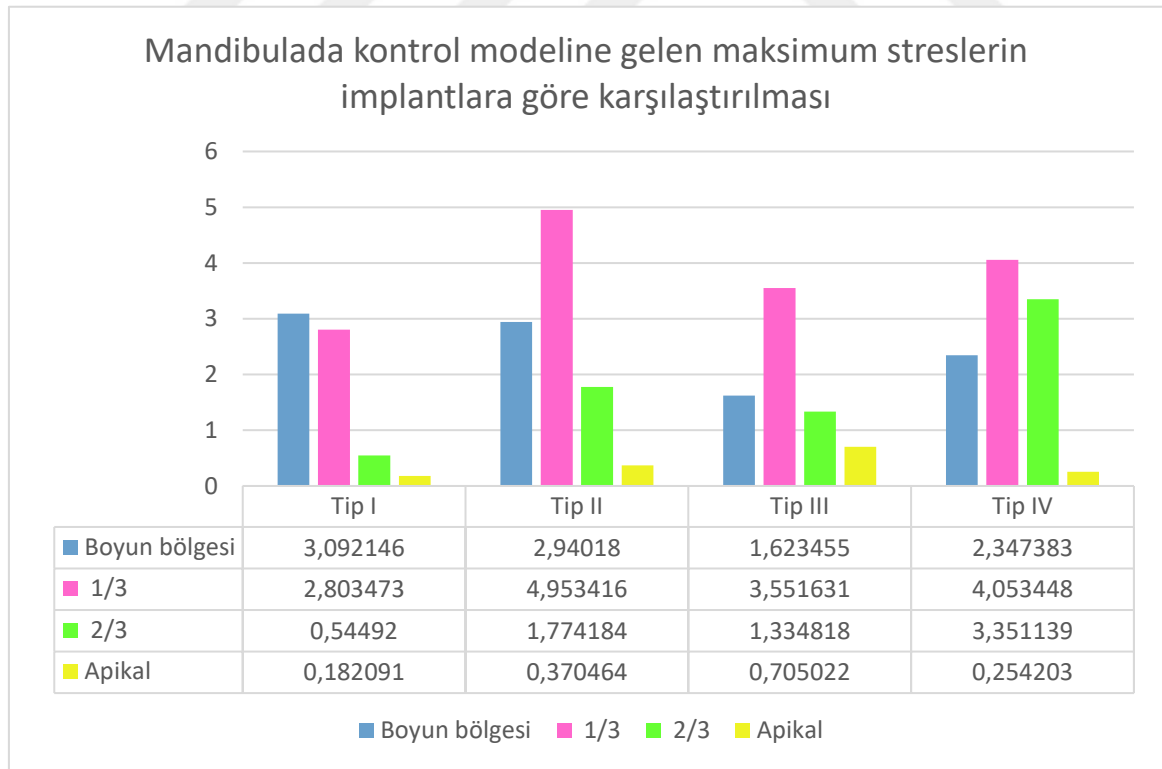
Mandibulada kontrol defekt modelinde implantlara gelen stres dağılımı

Modellere ait bulgular Şekil 4.33, Şekil 4.34 ve Çizelge 4.16’de verilmiştir. Kontrol modellerinde yapılan analizlerde Tip II implanta sahip modellerin yüksek stres değerlerine ulaştığı görülmektedir(Şekil 4.33).



Şekil 4.33. Mandibulada kontrol modelinde implantlara gelen streslerin dağılımı (MPa)

İmplant bölgelerine göre değerlendirildiğinde en yüksek stres değerine boyun, 1/3 ve apikal bölgelerde Tip II implantta, 2/3 bölgesinde ise Tip 4 implantta ulaşılmıştır (Şekil 4.34).



Şekil 4.34. Mandibulada kontrol modeline gelen maksimum streslerin implantlara göre karşılaştırılması (MPa)

İmplant bölgelerine göre değerlendirildiğinde en yüksek Von Mises stres değerine MnIID modelinin 1/3 bölgesinin bukkal yüzeyinde 4,953416 MPa ile ulaşılmıştır. İmplantın boyun bölgesinde MnID modelinin mezial yüzeyinde 3,092146 MPa, 2/3 bölgesinde MnIVD modelinin bukkal yüzeyinde 3,351139 MPa ile ve apikal bölgesinde MnIID modelinin lingual yüzeyinde 0,705022 MPa değerleri tespit edilmiştir (Çizelge 4.16).

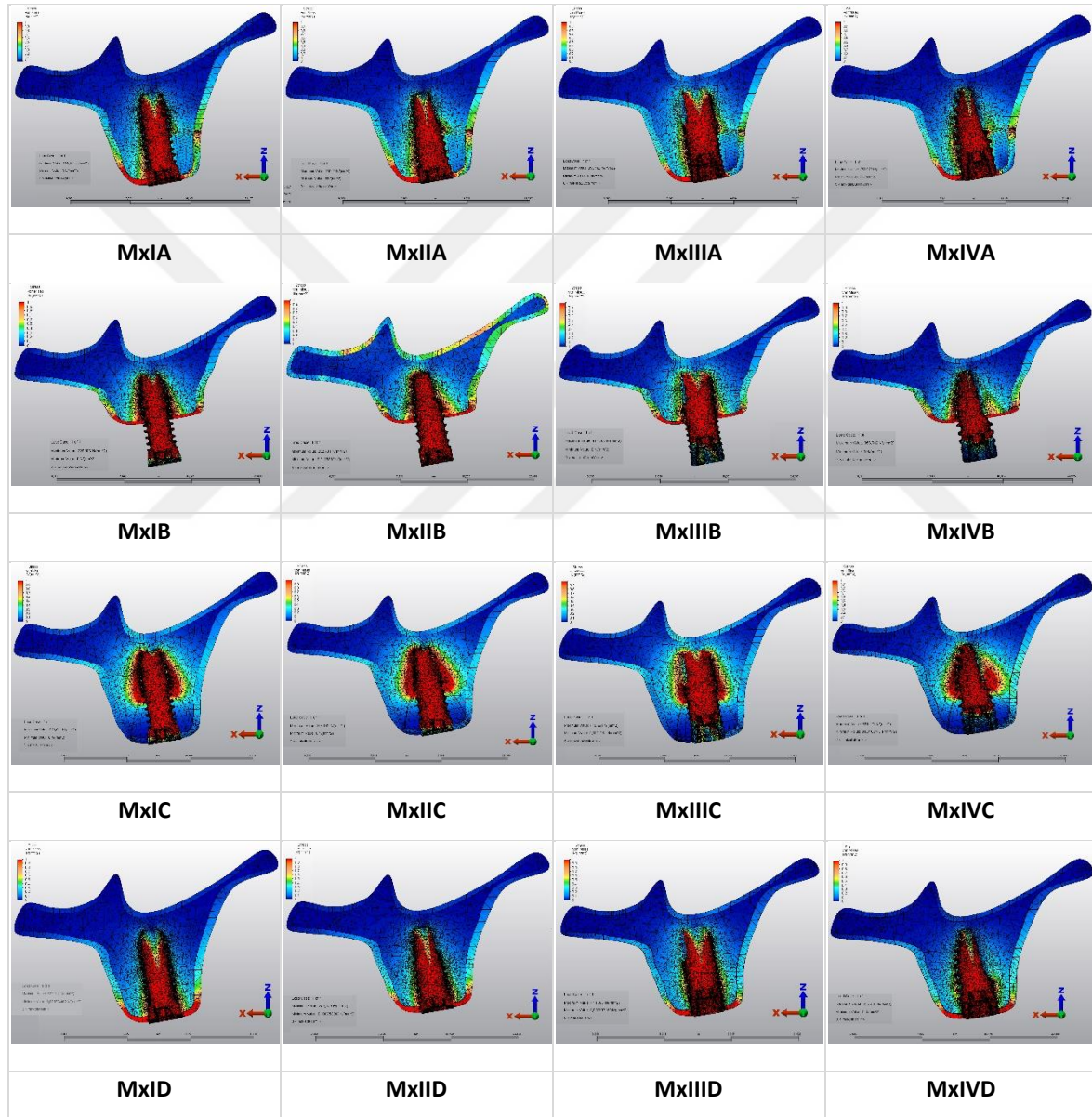
Çizelge 4.16. Mandibulada kontrol modelinde implantlara gelen kuvvetlerin stres dağılımı

Mandibulada Kontrol Modelinde İmplantlara Gelen Kuvvetlerin Stres Dağılımı (MPa)					
İmplant bölgesi	İmplant yüzeyi	Tip I MnID	Tip II MnIID	Tip III MnIIID	Tip IV MnIVD
Boyun bölgesi	Bukkal	1,839983	1,41089	1,623455	0,91913
	Mezial	3,092146*	2,94018	1,439242	2,347383
	Lingual	3,008139	2,312049	1,01956	1,140224
	Distal	3,023422	2,705037	1,159976	1,803841
1/3	Bukkal	2,803473	4,953416*	3,540905	4,053448
	Mezial	2,429416	3,283222	2,693736	2,365803
	Lingual	2,383712	4,942034	3,551631	3,136343
	Distal	1,754966	4,226405	2,771281	2,77405
2/3	Bukkal	0,54492	1,563265	1,230438	3,351139*
	Mezial	0,497944	1,116787	1,082865	3,181759
	Lingual	0,483992	1,460074	1,334818	1,085815
	Distal	0,509903	1,774184	1,312413	2,122135
Apikal	Bukkal	0,169464	0,342726	0,293488	0,254203
	Mezial	0,179111	0,370464	0,412768	0,139768
	Lingual	0,182091	0,157051	0,705022*	0,196531
	Distal	0,164102	0,35741	0,403834	0,240346

*Her bir implant bölgesinde maksimum kuvvetin olduğu yüzeyler

4.3. Maksilla Modellerine Ait İmplant, Kortikal ve Spongioz Kemikteki Stres Dağılımının Karşılaştırılması

Maksillada oluşturulan peri-implant kemik defektlerinde uygulanan kuvvetler sonucunda implantın boyun ve apikal bölgelerinde oluşan Von Mises stres değerleri ile D2 ve D3 kemik tipinde spongioz ve kortikal kısımlarında oluşan Von Mises stres değerleri karşılaştırılmıştır.



Şekil 4.35. Maksillaya ait modellerde stres dağılımlarının kortikal ve spongioz kemik üzerindeki etkisinin genel görüntüleri

4.3.1. Maksillada bukkal defekt modellerine ait implant, kortikal ve spongios kemikteki streslerin karşılaştırılması

Maksillada bukkal defekt modellerine ait implant, kortikal ve spongios kemikteki streslerin karşılaştırılması ait değerler Çizelge 4.17’de verilmiştir. Her bir implant modelinin boyun bölgesi ve apikal yüzeyine gelen maksimum streslerin implant, kortikal kemik ve spongios kemikte palatinal yüzeyde ulaşıldığı görülmektedir. En yüksek stres değeri 4,003798 MPa ile MxIA modelinde implantın boyun bölgesinde saptanmıştır.



Çizelge 4.17. Maksillada bukkal defekt modellerine ait implant, kortikal ve spongioz kemikteki stres dağılımının karşılaştırılması

İmplant bölgesi		MxIA			MxIIA			MxIIIA			MxIVA		
		İmplant	Kortikal kemik	Spongioz kemik	İmplant	Kortikal kemik	Spongioz kemik	İmplant	Kortikal kemik	Spongioz kemik	İmplant	Kortikal kemik	Spongioz kemik
Boyun bölgesi	Bukkal	1,289075			1,206831			0,557461			0,772013		
	Mezial	2,108369	3,3519	0,3662	3,188346	3,1111	0,5397	1,782901	2,0161	0,7003	1,908521	2,2484	0,7440
	Palatinal	2,536244	4,7557	0,4580	4,003798	3,6463	0,6242	2,283182	2,8269	0,7632	2,216054	2,9589	0,7601
	Distal	2,335745	3,5041	0,4130	4,03231	3,0223	0,5303	1,93629	1,6702	0,6289	2,840597	2,0460	0,6043
Apikal	Bukkal	0,415171		0,1033	1,014345		0,0756	0,689496		0,0588	0,464554		0,0338
	Mezial	0,646871	0,3853	0,1701	1,022247	0,3551	0,1331	0,937603	0,2367	0,1497	0,767764	0,26991	0,1301
	Palatinal	0,781434	0,6215	0,3028	2,608905	0,6217	0,1850	2,264052	0,4789	0,1915	1,194012	0,4869	0,2110
	Distal	0,552561	0,4151	0,1510	0,991134	0,3694	0,1354	1,106715	0,2042	0,1878	1,069531	0,2530	0,1018

4.3.2. Maksillada horizontal defekt modellerine ait implant, kortikal ve spongios kemikteki streslerin karşılaştırılması

Maksillada horizontal defekt modellerine ait implant, kortikal ve spongios kemikteki streslerin karşılaştırılması ait değerler Çizelge 4.18’de verilmiştir. Maksimum streslere ulaşılan yüzeyler incelendiğinde implant, kortikal ve spongios kemikte paralellik sağlandığı görülmektedir. En yüksek stres değeri 20,0327 MPa ile MxIIB modelinde implantın apikal bölgesinin palatinal yüzeyinde saptanmıştır.



Çizelge 4.18. Maksillada horizontal defekt modellerine ait implant, kortikal ve spongios kemikteki stres dağılımının karşılaştırılması

İmplant bölgesi		MxIB			MxIIB			MxIIIB			MxIVB		
		İmplant	Kortikal kemik	Spongios kemik	İmplant	Kortikal kemik	Spongios kemik	İmplant	Kortikal kemik	Spongios kemik	İmplant	Kortikal kemik	Spongios kemik
Boyun bölgesi	Bukkal	2,852288	6,0359	0,6505	7,79874	6,9541	0,6987	3,972867	5,0264	0,4885	7,282997	8,3522	0,6851
	Mezial	4,26568	6,7082	0,641	11,067608	10,8377	0,8489	2,040081	3,8715	0,5358	5,425825	7,664	0,5016
	Palatinal	5,62731	8,2865	0,8137	7,404126	8,3118	0,8086	2,82017	4,0106	0,5894	3,914751	6,1654	0,5108
	Distal	4,260498	5,308	0,7006	7,164068	7,5317	0,7854	4,244189	4,505	0,6093	6,242642	5,5695	0,5299
Apikal	Bukkal	1,173257	0,8388	0,2554	10,32775	0,9165	0,1535	0,967728	0,7669	0,1591	0,411935	0,825	0,1292
	Mezial	1,47985	0,9303	0,632	11,80295	0,8861	0,4313	1,304722	0,683	0,2985	1,229375	0,4966	0,1492
	Palatinal	1,419023	0,8755	0,3637	20,0327	1,0313	0,4383	2,563695	1,2631	0,3561	2,32015	1,6995	0,2085
	Distal	0,97757	0,6584	0,3198	7,946332	0,93324	0,3433	1,920095	0,5988	0,1872	2,063339	0,6947	0,1993

4.3.3. Maksillada sirküler defekt modellerine ait implant, kortikal ve spongios kemikteki streslerin karşılaştırılması

Maksillada sirküler defekt modellerine ait implant, kortikal ve spongios kemikteki streslerin karşılaştırılması ait değerler Çizelge 4.19’da verilmiştir. Maksimum streslere ulaşılan yüzeyler incelendiğinde implant, kortikal ve spongios kemikte paralellik sağlandığı görülmektedir. En yüksek stres değeri 4,768371 MPa ile MxIIC modelinde implantın apikal bölgesinin palatinal yüzeyinde saptanmıştır.



Çizelge 4.19. Maksillada sirküler defekt modellerine ait implant, kortikal ve spongioz kemikteki stres dağılımının karşılaştırılması

İmplant bölgesi		MxIC			MxIIC			MxIIIC			MxIVC		
		İmplant	Kortikal kemik	Spongioz kemik	İmplant	Kortikal kemik	Spongioz kemik	İmplant	Kortikal kemik	Spongioz kemik	İmplant	Kortikal kemik	Spongioz kemik
Boyun bölgesi	Bukkal	0,402326	0,1022	1,4186	0,439594	0,0655	1,3016	0,110884	0,0686	0,9606	0,089528	0,111	1,3058
	Mezial	0,51683	0,0611	1,7229	0,260559	0,0558	1,2454	0,106844	0,058	0,7853	0,12822	0,0724	1,0479
	Palatinal	0,130846	0,1032	1,5011	0,129549	0,0467	1,5419	0,143572	0,0357	0,8596	0,112055	0,0244	0,9063
	Distal	0,401925	0,0562	1,3237	0,251765	0,0585	1,1856	0,194614	0,0496	0,992	0,101611	0,0606	0,9397
Apikal	Bukkal	3,369319	0,0588	0,411	4,625846	0,0591	0,44	1,501787	0,0174	0,2146	1,071276	0,1156	0,1337
	Mezial	2,934371	0,0184	0,6442	4,700558	0,0193	0,7765	2,06393	0,0198	0,4225	1,632391	0,0227	0,268
	Palatinal	3,413121	0,0343	0,8869	4,768371	0,0303	0,6014	3,243763	0,0444	0,642	2,957172	0,0191	0,3092
	Distal	2,109807	0,0181	0,5049	3,956143	0,0181	0,5772	2,016043	0,0176	0,4408	3,44728	0,0217	0,3246

4.3.4. Maksillada kontrol modellerine ait implant, kortikal ve spongios kemikteki streslerin karşılaştırılması

Maksillada kontrol modellerine ait implant, kortikal ve spongios kemikteki streslerin karşılaştırılması ait değerler Çizelge 4.20’de verilmiştir. Maksimum streslere ulaşılan yüzeyler incelendiğinde implant, kortikal ve spongios kemikte paralellik sağladığı görülmektedir. En yüksek stres değeri 9,33955 MPa ile MxIVD modelinde implantın boyun bölgesinin bukkal yüzeyinde saptanmıştır.

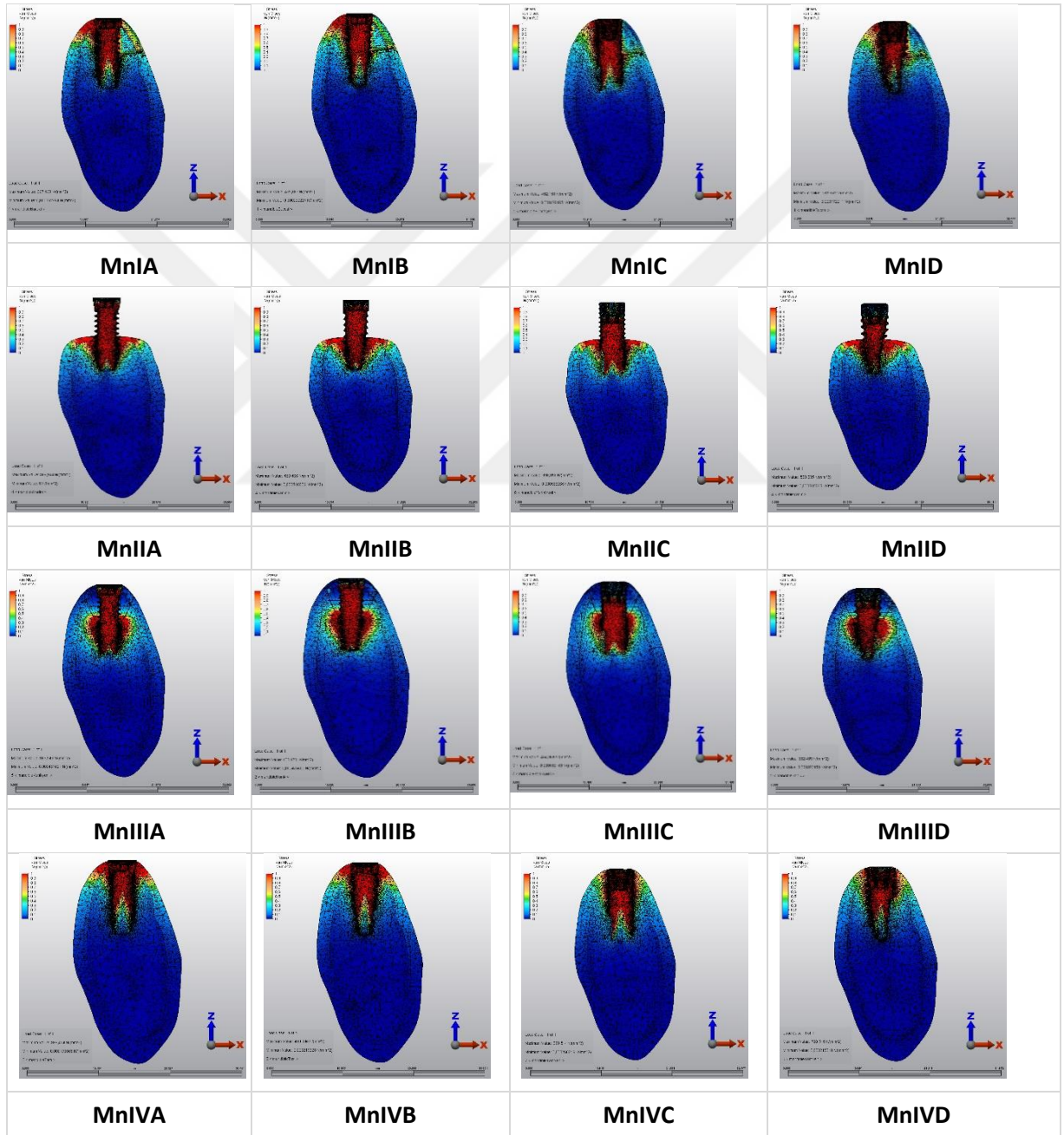


Çizelge 4.20. Maksillada kontrol modellerine ait implant, kortikal ve spongios kemikteki stres dağılımının karşılaştırılması

İmplant bölgesi		MxID			MxIID			MxIIID			MxIVD		
		İmplant	Kortikal kemik	Spongios kemik	İmplant	Kortikal kemik	Spongios kemik	İmplant	Kortikal kemik	Spongios kemik	İmplant	Kortikal kemik	Spongios ke mik
Boyun bölgesi	Bukkal	7,012924	3,5998	0,2389	7,020337	3,1551	0,6008	3,228161	1,2531	0,5452	9,33955	2,5854	0,6403
	Mezial	3,953128	2,0634	0,1602	5,278672	2,1516	0,3919	4,894771	2,0153	0,8247	4,878462	1,5912	0,5296
	Palatinal	1,396197	2,2311	0,148	3,080732	2,9976	0,445	2,89222	1,3084	0,4927	3,928678	1,5002	0,5814
	Distal	5,130959	2,1888	0,1384	3,826746	2,1939	0,5386	3,383163	1,1256	0,53	6,264842	1,4822	0,5763
Apikal	Bukkal	0,496785	0,5434	0,1968	0,965218	0,4951	0,1111	0,552958	0,2037	0,0735	0,503788	0,0405	0,0234
	Mezial	0,524767	0,2786	0,1181	0,728705	0,2639	0,0711	0,920245	0,1778	0,1319	0,438988	0,2117	0,1038
	Palatinal	0,378253	0,3084	0,0778	0,63483	0,2775	0,0435	1,370477	0,3521	0,2135	0,956314	0,2451	0,0862
	Distal	0,260429	0,2931	0,1341	0,7543	0,2768	0,084	0,902843	0,2867	0,1559	1,129567	0,18353	0,0953

4.4. Mandibula Modellerine Ait İmplant, Kortikal ve Spongioz Kemikteki Stres Dağılımının Karşılaştırılması

Mandibulada oluşturulan peri-implant kemik defektlerinde uygulanan kuvvetler sonucunda implantın boyun ve apikal bölgelerinde oluşan Von Mises stres değerleri ile D2 ve D3 kemik tipinde spongioz ve kortikal kısımlarında oluşan Von Mises stres değerleri karşılaştırılmıştır.



Şekil 4.36. Mandibulaya ait modellerde stres dağılımlarının kortikal ve spongioz kemik üzerindeki etkisinin genel görüntüleri

4.4.1. Mandibulada bukkal defekt modellerine ait implant, kortikal ve spongios kemikteki stres dağılımının karşılaştırılması

Mandibulada bukkal defekt modellerine ait implant, kortikal ve spongios kemikteki streslerin karşılaştırılması ait değerler Çizelge 4.21’de verilmiştir. Maksimum streslere ulaşılan yüzeyler incelendiğinde implant, kortikal ve spongios kemikte paralellik sağladığı görülmektedir. En yüksek stres değeri 4,931468 MPa ile MnIA modelinde implantın boyun bölgesinin mezial yüzeyinde saptanmıştır.



Çizelge 4.21. Mandibulada bukkal defekt modellerine ait implant, kortikal ve spongios kemikteki stres dağılımının karşılaştırılması

İmplant bölgesi		MnIA			MnIIA			MnIIIA			MnIVA		
		İmplant	Kortikal kemik	Spongios kemik	İmplant	Kortikal kemik	Spongios kemik	İmplant	Kortikal kemik	Spongios kemik	İmplant	Kortikal kemik	Spongios kemik
Boyun bölgesi	Bukkal	1,758435			1,439516			0,180078			0,194684		
	Mezial	4,931468	2,304	0,9981	4,90257	2,0852	0,8134	2,075791	1,0451	1,1206	4,482964	1,1781	0,914
	Lingual	2,210917	1,731	0,7185	2,530575	1,8327	0,7462	1,583448	0,9084	1,307	1,806804	0,938	0,8313
	Distal	3,744607	1,8992	0,8313	3,899292	1,8022	0,7292	2,101565	1,4273	1,7929	2,326435	0,9149	0,7064
Apikal	Bukkal	0,166406		0,0356	0,370118		0,1091	0,36609		0,1166	0,323632		0,033
	Mezial	0,243144	1,0533	0,055	0,45282	1,0851	0,1121	0,521652	0,5142	0,1455	0,185896	0,4199	0,0281
	Lingual	0,312348	1,344	0,0849	0,486868	1,4277	0,1252	1,012601	0,8696	0,2466	0,595374	0,8016	0,039
	Distal	0,156221	1,0098	0,0209	0,287357	0,9351	0,0849	0,497893	0,3985	0,1489	0,289334	0,492	0,0275

4.4.2. Mandibulada horizontal defekt modellerine ait implant, kortikal ve spongios kemikteki stres değerlerinin karşılaştırılması

Mandibulada horizontal defekt modellerine ait implant, kortikal ve spongios kemikteki streslerin karşılaştırılması ait değerler izelge 4.22’de verilmiştir. Maksimum streslere ulaşılan yüzeyler incelendiğinde implant, kortikal ve spongios kemikte paralellik sağladığı görülmektedir. En yüksek stres değeri 27,181957 MPa ile MnlIB modelinde implantın boyun bölgesinin distal yüzeyinde saptanmıştır.



Çizelge 4.22. Mandibulada horizontal defekt modellerine ait implant, kortikal ve spongioz kemikteki stres dağılımının karşılaştırılması

İmplant bölgesi		MnIB			MnIIB			MnIIIB			MnIVB		
		İmplant	Kortikal kemik	Spongioz kemik	İmplant	Kortikal kemik	Spongioz kemik	İmplant	Kortikal kemik	Spongioz kemik	İmplant	Kortikal kemik	Spongioz kemik
Boyun bölgesi	Bukkal	5,465554	4,9194	1,0239	26,446331	6,3763	0,6604	3,916689	1,4704	0,4552	16,49371	5,7651	0,4224
	Mezial	4,527791	7,0675	0,3838	17,743457	5,8339	0,4335	3,553008	2,5378	0,4394	14,728854	2,1918	0,4111
	Lingual	4,022499	4,7062	0,2462	7,244234	4,8264	0,6178	4,243509	4,1727	0,6863	4,888289	4,512	0,3854
	Distal	4,902532	3,1887	0,8887	27,181957	7,1304	1,1774	4,887547	2,6712	0,6043	15,671538	4,3741	0,1894
Apikal	Bukkal	1,029624	1,6686	0,3044	2,721265	2,6434	0,2739	0,875274	1,4894	0,1539	1,194199	1,4028	0,1781
	Mezial	1,128065	1,1948	0,3497	2,004912	1,2474	0,1946	1,227821	1,1692	0,1592	1,608264	1,8516	0,3053
	Lingual	1,167813	1,6666	0,3667	1,176853	2,1259	0,2336	2,106363	1,5409	0,1937	0,747394	1,3338	0,1543
	Distal	0,716003	1,5387	0,3534	2,185207	1,6934	0,219	1,507166	1,0442	0,1666	1,193652	1,2615	0,2487

4.4.3. Mandibulada sirküler defekt modellerine ait implant, kortikal ve spongios kemikteki stres dağılımının karşılaştırılması

Mandibulada sirküler defekt modellerine ait implant, kortikal ve spongios kemikteki streslerin karşılaştırılması ait değerler Çizelge 4.23'te verilmiştir. Maksimum streslere ulaşılan yüzeyler incelendiğinde MnIC, MnIIC ve MnIVC modellerinde implant, kortikal ve spongios kemikte paralellik sağladığı görülmektedir. En yüksek stres değeri 3,141294 MPa ile MnIIC modelinde implantın apikal bölgesinin bukkal yüzeyinde saptanmıştır.



Çizelge 4.23. Mandibulada sirküler defekt modellerine ait implant, kortikal ve spongioz kemikteki stres dağılımının karşılaştırılması

İmplant bölgesi		MnIC			MnIIC			MnIIIC			MnIVC		
		İmplant	Kortikal kemik	Spongioz kemik	İmplant	Kortikal kemik	Spongioz kemik	İmplant	Kortikal kemik	Spongioz kemik	İmplant	Kortikal kemik	Spongioz kemik
Boyun bölgesi	Bukkal	0,14261	0,0764	0,8754	0,054858	0,0635	0,7541	0,118502	0,0723	0,9733	0,086545	0,1346	1,2106
	Mezial	0,087984	0,0284	0,6411	0,10359	0,0237	0,8781	0,094516	0,0234	0,6029	0,045302	0,0289	0,9017
	Lingual	0,056976	0,0341	0,7143	0,22915	0,0379	1,0789	0,080356	0,0385	0,5568	0,051966	0,0486	1,0632
	Distal	0,206604	0,0253	0,8168	0,129153	0,0305	0,7212	0,089703	0,0277	0,5604	0,051616	0,0272	1,0129
Apikal	Bukkal	1,188228	0,2301	0,3221	3,141294	0,1777	0,4439	0,828059	0,0986	0,4005	1,13091	0,2801	0,1211
	Mezial	1,091822	0,0234	0,2845	2,323487	0,1289	0,4503	1,278211	0,0205	0,4342	0,702693	0,0253	0,12
	Lingual	1,257273	0,2492	0,3879	1,410421	0,1371	0,4655	1,627395	0,1575	0,4494	0,81597	0,1342	0,1111
	Distal	0,829698	0,0221	0,2563	2,222214	0,0225	0,4239	1,462059	0,02	0,3597	1,25237	0,025	0,0913

4.4.4. Mandibulada kontrol modellerine ait implant, kortikal ve spongios kemikteki stres dağılımının karşılaştırılması

Mandibulada kontrol modellerine ait implant, kortikal ve spongios kemikteki streslerin karşılaştırılması ait değerler Çizelge 4.24’de verilmiştir. Maksimum streslere ulaşılan yüzeyler incelendiğinde implant, kortikal ve spongios kemikte paralellik sağladığı görülmektedir. En yüksek stres değeri 3,908139 MPa ile MnID modelinde implantın boyun bölgesinin lingual yüzeyinde saptanmıştır.



Çizelge 4.24. Mandibulada kontrol modellerine ait implant, kortikal ve spongioz kemikteki stres dağılımının karşılaştırılması

İmplant bölgesi		MnID			MnIID			MnIIID			MnIVD		
		İmplant	Kortikal kemik	Spongioz kemik	İmplant	Kortikal kemik	Spongioz kemik	İmplant	Kortikal kemik	Spongioz kemik	İmplant	Kortikal kemik	Spongioz kemik
Boyun bölgesi	Bukkal	1,839983	1,5886	0,422	1,41089	1,4381	0,4806	1,623455	0,8328	0,942	0,91913	0,703	0,7268
	Mezial	3,092146	1,2549	0,4079	2,394018	1,4566	0,6103	1,439242	0,687	0,9199	2,347383	0,8646	0,9301
	Lingual	3,908139	1,7197	0,6248	2,912049	1,6065	0,9203	1,01956	0,8105	0,8383	1,140224	0,722	0,8039
	Distal	3,023422	1,179	0,5069	2,705037	1,371	0,5348	1,159976	0,6625	0,8297	1,803841	0,701	0,9186
Apikal	Bukkal	0,169464	1,0654	0,0488	0,370464	1,5205	0,9118	0,293488	0,8014	0,084	0,254203	0,7789	0,1206
	Mezial	0,179111	0,8606	0,0508	0,342726	0,8441	0,0813	0,412768	0,3879	0,0981	0,139768	0,3168	0,0496
	Lingual	0,182091	1,3198	0,0704	0,157051	1,1165	0,0742	0,705022	0,8798	0,1096	0,196531	0,6369	0,0484
	Distal	0,164102	0,7436	0,0473	0,35741	0,6642	0,0799	0,403834	0,3325	0,057	0,240346	0,365	0,0427

4.5. Maksillada Defekt Tipine Göre Maksimum Stresin Geldiği İmplantların Karşılaştırılması

Maksillada defekt tipine göre maksimum stresin geldiği implantlar incelendiğinde bukkal ve horizontal defektlerde maksimum streslerin bukkal defektin apikal yüzeyi hariç Tip II implantta ulaşıldığı görülmüştür. Sirküler defektte boyun ve 1/3 bölgelerinde Tip I, 2/3 bölgesinde Tip IV ve apikal bölgede Tip II implantta maksimum stres değerlerine ulaşılmıştır. Kontrol grubunda ise 1/3 bölgesinde Tip II implantta ulaşılırken kalan bölgelerde tip IV implantta ulaşmıştır.

Çizelge 4.25. Maksillada defekt tipine göre maksimum stresin geldiği implantların karşılaştırması

Maksillada defekt tipine göre maksimum stresin geldiği implantların karşılaştırması				
İmplant bölgesi	Bukkal	Horizontal	Sirküler	Kontrol
Boyun bölgesi	Tip II	Tip II	Tip I	Tip IV
1/3	Tip II	Tip II	Tip I	Tip II
2/3	Tip II	Tip II	Tip IV	Tip IV
Apikal	Tip IV	Tip II	Tip II	Tip IV
Maksimum	Tip II	Tip II	Tip IV	Tip IV

4.6. Mandibulada Defekt Tipine Göre Maksimum Stresin Geldiği İmplantların Karşılaştırılması

Mandibulada maksimum stresin geldiği implantlar defekt tiplerine göre karşılaştırıldığında, tüm defektlerde maksimum strese Tip II impanтта ulaşıldığı görülmüştür.

Çizelge 4.26. Mandibulada defekt tipine göre maksimum stresin geldiği implantların karşılaştırması

Mandibulada defekt tipine göre maksimum stresin geldiği implantların karşılaştırması				
İmplant bölgesi	Bukkal	Horizontal	Sirküler	Kontrol
Boyun bölgesi	Tip II	Tip II	Tip II	Tip II
1/3	Tip II	Tip II	Tip II	Tip II
2/3	Tip II	Tip II	Tip II	Tip II
Apikal	Tip II	Tip II	Tip II	Tip II
Maksimum	Tip II	Tip II	Tip II	Tip II

4.7. 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 hesaplanmıştır.

Tüm modeller üzerinde yapılan sonlu eleman 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 aşağıdaki formüller ile hesaplanarak sonuçlar Çizelge 4.27 ve 4.28'de verilmiştir.

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

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

$$\text{Çekme ve basma stresleri için gerekli en düşük ters tork değeri} = \frac{20 \text{ MPa (spongioz kemik için dayanım kapasitesi)}}{\text{Spongioz kemik üzerindeki en yüksek maksimum ve minimum principle stres değeri (MPa)}} \times 10 \text{ Ncm}$$

Çizelge 4.27. Maksiller defektlere sahip modeller için gerekli ters tork kuvvetleri

	Kortikal Kemik				Spongioz 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
MxIA	21,5578 MPa	56 Ncm	-12,3315 MPa	135 Ncm	2,5388 MPa	78 Ncm	-5,8390 MPa	34 Ncm
MxIIA	19,7357 MPa	61 Ncm	-20,6346 MPa	80 Ncm	3,2119 MPa	62 Ncm	-2,4573 MPa	81 Ncm
MxIIIA	30,7600 MPa	39 Ncm	-26,0140 MPa	62 Ncm	3,7242 MPa	53 Ncm	-2,8269 MPa	70 Ncm
MxIVA	25,0192 MPa	48 Ncm	-17,1368 MPa	97 Ncm	1,9693 MPa	101 Ncm	-1,9948 MPa	100 Ncm
MxIB	38,3975 MPa	31 Ncm	-39,0299 MPa	42 Ncm	1,8945 MPa	105 Ncm	-1,8822 MPa	106 Ncm
MxIIB	22,9156 MPa	52 Ncm	-64,1769 MPa	26 Ncm	2,7264 MPa	73 Ncm	-2,5786 MPa	70 Ncm
MxIIIB	21,2269 MPa	57 Ncm	-32,8798 MPa	50 Ncm	1,6009 MPa	124 Ncm	-1,1973 MPa	167 Ncm
MxIVB	32,1956 MPa	37 Ncm	-46,8236 MPa	35 Ncm	2,3889 MPa	83 Ncm	-1,8998 MPa	105 Ncm
MxIC	15,6866 MPa	77 Ncm	-12,8966 MPa	129 Ncm	3,5843 MPa	55 Ncm	-3,4368 MPa	58 Ncm
MxIIC	14,2359 MPa	84 Ncm	-13,7740 MPa	121 Ncm	4,7371 MPa	42 Ncm	-4,5676 MPa	43 Ncm
MxIIIC	7,3010 MPa	165 Ncm	-8,5521 MPa	195 Ncm	2,4923 MPa	80 Ncm	-2,4051 MPa	83 Ncm
MxIVC	13,4300 MPa	90 Ncm	-17,3329 MPa	96 Ncm	3,7410 MPa	53 Ncm	-3,6977 MPa	54 Ncm
MxID	5,8701 MPa	206 Ncm	-5,8123 MPa	287 Ncm	0,6175 MPa	323 Ncm	-0,6592 MPa	303 Ncm
MxIID	6,1759 MPa	195 Ncm	-5,1832 MPa	322 Ncm	1,1554 MPa	173 Ncm	-0,9568 MPa	209 Ncm
MxIIID	5,3023 MPa	228 Ncm	-4,2989 MPa	388 Ncm	0,9342 MPa	214 Ncm	-0,7594 MPa	263 Ncm
MxIVD	4,0456 MPa	299 Ncm	-4,9871 MPa	334 Ncm	1,7397 MPa	114 Ncm	-1,5887 MPa	125 Ncm

Çizelge 4.28. Mandibular defektlere sahip modeller için gerekli ters tork kuvvetleri

	Kortikal Kemik				Spongios 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
MnIA	12,191 MPa	99 Ncm	-9,9801 MPa	167 Ncm	12,8132 MPa	15 Ncm	-19,4930 MPa	10 Ncm
MnIIA	10,9138 MPa	110 Ncm	-21,0774 MPa	79 Ncm	9,7116 MPa	20 Ncm	-6,4074 MPa	31 Ncm
MnIIIA	8,1815 MPa	147 Ncm	-9,0623 MPa	184 Ncm	3,8041 MPa	52 Ncm	-4,4909 MPa	44 Ncm
MnIVA	8,1384 MPa	148 Ncm	-12,3795 MPa	134 Ncm	4,1322 MPa	48 Ncm	-7,6415 MPa	26 Ncm
MnIB	31,6265 MPa	38 Ncm	-33,5195 MPa	49 Ncm	2,0676 MPa	96 Ncm	-2,2836 MPa	87 Ncm
MnIIB	59,6351 MPa	20 Ncm	-62,5519 MPa	26 Ncm	2,3111 MPa	86 Ncm	-2,5201 MPa	79 Ncm
MnIIIB	9,0458 MPa	133 Ncm	-12,9786 MPa	128 Ncm	1,8047 MPa	110 Ncm	-1,3421 MPa	149 Ncm
MnIVB	24,6312 MPa	49 Ncm	-18,9490 MPa	88 Ncm	1,9961 MPa	100 Ncm	-1,5596 MPa	128 Ncm
MnIC	13,0675 MPa	92 Ncm	-17,0287 MPa	98 Ncm	2,9550 MPa	67 Ncm	-2,8941 MPa	69 Ncm
MnIIC	15,9551 MPa	75 Ncm	-18,5439 MPa	90 Ncm	3,8432 MPa	52 Ncm	-3,6825 MPa	54 Ncm
MnIIIC	9,3989 MPa	128 Ncm	-8,6847 MPa	192 Ncm	2,3881 MPa	83 Ncm	-1,9677 MPa	101 Ncm
MnIVC	22,7751 MPa	53 Ncm	-34,304 MPa	48 Ncm	2,6498 MPa	75 Ncm	-3,0357 MPa	65 Ncm
MnID	4,3950 MPa	275 Ncm	-3,1254 MPa	534 Ncm	0,6147 MPa	325 Ncm	-0,6818 MPa	293 Ncm
MnIID	3,8944 MPa	310 Ncm	-5,4666 MPa	305 Ncm	1,0441 MPa	191 Ncm	-1,1125 MPa	179 Ncm
MnIIID	2,5236 MPa	479 Ncm	-1,9772 MPa	844 Ncm	1,2474 MPa	160 Ncm	-1,2556MPa	159 Ncm
MnIVD	1,8035 MPa	589 Ncm	-2,2901 MPa	729 Ncm	1,9415 MPa	103 Ncm	-1,6215MPa	123 Ncm

5.TARTIŞMA

Günümüzde giderek yaygınlaşan implant uygulamaları, tek diş uygulamalarından total dişsizlik vakalarına kadar geniş bir yelpazede hastalara estetik ve fonksiyonu bir arada sağlayan sabit ve hareketli protetik restorasyonları kullanabilme imkânı sunmaktadır. İmplant uygulamalarının en önemli aşaması teşhis ve tedavi planlamasıdır. Dental implantların uzun dönem başarısı anatomik, protetik ve mekanik etkenler göz önünde bulundurularak yapılan uygun hasta ve cerrahi prosedür seçimine bağlıdır. 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 [123].

Osseointegrasyonun ardından fonksiyona getirilen bir implantta, implant etrafındaki yumuşak dokunun ve destek kemiğin kaybına neden olan en önemli problem peri-implant hastalıklarıdır. Bu hastalıklardan peri-implantitis, patojen mikroorganizmalar, konak yanıtı, çevresel ve sistemik faktörler gibi birçok etkenin neden olduğu çok faktörlü kronik inflamatuvar bir hastalıktır [124-127].

Peri-implant hastalıklara bağlı olarak gerçekleşen implantı çevreleyen kemikte meydana gelen kayıplar neticesinde implantın çıkartılması gerekebilmektedir. Günümüze kadar implantların çıkartılması için araştırmacılar tarafından birçok teknik kullanılmış olsa da literatürde fikir birliğine varılmış bir yöntem bulunmamaktadır. Kullanılan teknikler arasında elevatörler, davyeler, piezo uçları, yüksek hızlı frezler kullanımı yanı sıra ters vida uygulaması, ters tork raşet uygulaması, trefan frezler, lazer uygulamaları ve bunların kombinasyonları sayılabilir [83-85, 88]. Uygulanan yöntemler arasında ters tork kuvveti uygulamasının bir implantın çıkartılması için kemiği korumaya yönelik minimal invaziv, zamandan kazandıran ve maliyeti olmayan, umut vadeden bir teknik olduğu görülmektedir [2, 3].

İmplantın çıkartılmasının ardından yeniden implant uygulamasının başarıya ulaşması için bölgedeki enfeksiyon varlığı, peri-implant kemik defektinin genişliği, kullanılacak implantın

geometrisi gibi birçok faktörün incelenmesi gerekmektedir [94, 100, 102]. Yeniden implant uygulamasının zamanlamasıyla ilgili olarak literatürde farklı yaklaşımlar yer almaktadır [96-99]. Bugüne kadar yapılan çalışmalarda implantın çıkartılması esnasında çevre kemiğin maruz kalacağı stresin implant çıkartılmasının ardından beklenen kemik remodelasyonunu veya kemik rezorpsiyon miktarına etkisini inceleyen bir kanıta rastlanmamıştır.

Bu bilgiler ışığında tez çalışmamızda peri-implant kemik defektlerine bağlı olarak çıkartılması planlanan implantların çevresindeki kemikte oluşan stresi değerlendirmek amaçlanmıştır. İmplantın çıkartılması sırasında uygulanan ters tork kuvvetinin implant üzerinde oluşturduğu stresin, implant çevresindeki kortikal ve spongios kemiğe iletimi ile farklı kemik defektlerinin ve çeşitli implant tasarımlarının arasında ilişkiyi araştırarak implantın çıkartılmasını takiben kalan kemiğe iletilen stresin kemikte beklenen rezorpsiyon ve remodelasyon sürecine etkisinin değerlendirilmesi hedeflenmiştir.

İmplantın osseointegrasyon sürecinde dikkate alınması gereken bir diğer husus da oral bölgedeki farklı kemik tiplerinin varlığıdır. Misch'in yaptığı sınıflama en sık karşılaşılan kemik yoğunluğunu posterior mandibulada D2 kemik, posterior maksillada ise D3 kemik olarak bildirmiştir. D2 ile D3 kemik arasındaki fark; kortikal kemiğin kalınlığının yanı sıra etrafı kortikal kemik ile sarılı olan spongios kemiktir [49]. Klinik çalışmalar farklı kemik tiplerine yerleştirilen implantların uzun dönem prognozlarında farklılıklar olduğunu, spongios kemiğin daha fazla olduğu kemik tiplerinde başarısızlık oranlarının önemli ölçüde arttığını göstermiştir [37, 128, 129]. Bu bilgiler dikkate alınarak çalışmamızda maksillada D3 kemik, mandibulada ise D2 kemik tipine sahip modeller oluşularak farklı defekt türleri ve farklı implant tiplerinin D2 ve D3 kemik tipindeki stres dağılımlarının karşılaştırılması hedeflenmiştir.

Peri-implant kemik defektlerinin derecelerini ayırt edebilmek için birçok farklı sınıflama önerilmiştir. Ancak günümüzde üzerinde fikir birliğine varılan standart bir sınıflama ve bu sınıflamaya yönelik tedavi protokolü mevcut değildir. Kemik kaybını değerlendirmek için radyografik inceleme, cerrahi sırasında doğrudan gözlem ve histolojik ölçüm olmak üzere üç ana yöntem bulunmaktadır [58, 130, 131].

Literatürdeki sınıflamalardan biri, Schwarz ve diğerlerinin (2007) yapmış oldukları peri-implant defektleri, kemik defektinin konfigürasyonuna göre intraosseöz ve supra-alveolar olarak iki gruba ayırdıkları sınıflamadır [58]. Bu sınıflama defektin cerrahi olarak açılmasından sonra tespit edilen bir sınıflama tipidir. Klinik ve radyolojik yorumlama veya peri-implantitis derecelerini ayırt etme olanağı sunmamaktadır. Peri-implant kemik defektlerinin cerrahi olarak tedavisinin veya implantın çıkartılmasının planlandığı birçok çalışmada bu sınıflama kullanılmıştır [132-135]. Bu tez çalışmasında, peri-implant kemik defekti nedeniyle implantın çıkartılması gereken durumlarda implanta ve çevre dokulara gelen stresin değerlendirilmesi planlanmıştır. Bu nedenle bölgenin cerrahi olarak açılmasının ardından oluşan defektin formunun açıkça belirlenebildiği bir sınıflama olan Schwarz ve diğerlerinin [58] sınıflaması esas alınarak literatürde peri-implant hastalıklarda sıklıkla karşılaşılan defekt tipleri olarak belirtilen bukkal, horizontal ve sirküler peri-implant kemik defekt modellerinin oluşturulması planlanmış ve kontrol grubu olarak ise tam osseointegre model kullanılmıştır [58].

Günümüzde kullanılan dental implantların uzunlukları ve çap genişlikleri kullanılacakları bölgeye göre farklılık göstermektedir [136]. İmplantın çevresinde oluşan stresin implantın çapı ve uzunluğuyla ilişkili olduğunu gösteren birçok çalışma bulunmaktadır [137-139].

Barikani ve diğerleri (2013), implantın uzunluğu ve çapının primer stabiliteye etkisini değerlendirdikleri bir çalışmada, kemik kalitesinin iyi olduğu durumlarda implant uzunluğunun primer stabiliteye önemli bir etkisinin olmadığı, ancak düşük kalitedeki bir kemikte implant uzunluğundaki artışın primer stabiliteyi arttırdığını göstermiştir [140]. Winter ve diğerleri (2011), sonlu eleman analizi ile yapmış oldukları çalışmada düşük kemik kalitesi varlığında implant uzunluğu ile stabilitesi arasında pozitif korelasyon olduğunu bildirmiştir [141]. Ayrıca, Lachman ve diğerleri (2011), 11 mm, 13 mm, 15 mm ve 18 mm'lik farklı uzunluklara sahip implantları karşılaştırmak için yürüttükleri in vitro çalışmada, yumuşak kemik bloklarına yerleştirilen implantlar arasında yalnızca 11 mm uzunluğundaki implantların önemli ölçüde daha düşük ISQ değerleri sunduğu sonucuna varmıştır [142].

Bu çalışmanın aksine Ostman ve diğerleri (2008), implantların primer stabilitesini 7 mm, 8,5 mm, 10 mm, 11,5 mm, 13 mm, 15 mm ve 18 mm uzunluklarla karşılaştırdılar ve implant

uzunluğunu 8,5 mm'den 10 mm'ye çıkararak primer stabilitenin arttığını bulgulamışlardır [143]. 10 mm ile 13 mm arasında değişen implant uzunluklarında primer stabilite neredeyse sabit iken, 15 mm ve 18 mm uzunluğundaki implantların 13 mm uzunluğundaki implantlara kıyasla daha düşük primer stabilite ile sonuçlandığını bildirmişlerdir [143]. Bunun temel nedeni olarak daha uzun süren drilleme işlemi nedeniyle daha fazla ısının açığa çıkması olabileceğini öne sürmüşlerdir [143].

Sonuç olarak implant uzunluğu belirlenirken bölgenin anatomisi yanı sıra kemik kalitesinin belirlenmesinde önem taşımaktadır. Kalitesiz bir kemikte kısa implant kullanımındansa, kemik ogmentasyonunun ardından implant yerleştirilmesi [144], osteotom kullanımı ile implant yerleştirilmesi esnasında kemiğin güçlendirilmesi [145] veya primer stabiliteyi artırmak için özel tasarlanmış implantların kullanımı [146] önerilmiştir.

Rokn ve diğerleri (2011), implant 4,2 mm çapa sahip implantlar ile 3,6 mm çapa sahip implantları karşılaştırdıkları bir çalışmada, 4,2 mm çapa sahip implantların primer stabilitesinin önemli ölçüde yüksek olduğunu bulgulamıştır [147]. Benzer şekilde, Ivanoff ve diğerleri (1999), yapmış oldukları çalışmada implant çap değişiminin implant başarısına etkisini incelemişler, posterior maksillaya yerleştirilen 4 mm çapındaki implantların sağ kalım oranının %100 iken; 3,75 mm çapındaki implantlarda ise sağ kalım oranının %95 olduğunu bulgulamışlardır [46].

Himmlova ve diğerleri (2004), implant boyutunun çevre dokulardaki stres oluşumuna etkisini değerlendirdikleri sonlu eleman analizi çalışmasında, 4,2 mm çapındaki implantın 3,6 mm çapındaki implanta kıyasla oluşan stresi %31 oranında azalttığını tespit etmişler ve biyomekanik açıdan bakıldığında anatominin izin verdiği ölçüde en yüksek çaplı implantın kullanılmasını önermişlerdir [139]. Daha önceki çalışmalarda da bu çalışmaya benzer şekilde implantın çevresinde bulunan kemikteki stres dağılımının implant uzunluğundan çok çap genişliğinden etkilendiği bildirilmiştir [137-139]. Peri-implant bölgedeki stres dağılımına implant çapının, implant uzunluğundan daha fazla etki etmesinin sebebi olarak kemik soketi içinde maksimum gerilime maruz kalan alanın implantın boyun bölgesi olması ve bu nedenle implantın servikal bölümünde sağlanacak daha geniş bir alan sayesinde çiğneme kuvvetlerinin daha homojen dağılabileceğine işaret edilmiştir [139].

Günümüzde uygulanan implant uzunluklarının 5 mm ile 16 mm arasında, implant çap genişliklerinin ise 3 mm ile 7 mm arasında değişiklik gösterdiği bilinmektedir. Yapılan çalışmalarda peri-implant kemik defekti gözlenen veya kaybedilen implantlarda en sık kullanılan boyutun ortalama 10 mm uzunluk ve 4 mm çap genişliği olduğu görülmektedir [148-150]. Kortikal kemiğe iletilen streslerin en iyi 4,2 mm çapa sahip implantlarda olduğu rapor edilmiştir [139].

Çalışmamızda ise farklı defekt modellerine uygulanan çeşitli uzunluk ve çaptaki implant boyutları seçilerek her bir defekt türü için dört farklı implant tipine göre değerlendirilme yapılması amaçlanmıştır. Seçilen implant modellemeleri literatüre uygun olarak 3,8 mm çapında 10,5 mm uzunluğunda; 4 mm çapında 10,5 mm uzunluğunda; 4 mm çapında 11 mm uzunluğunda ve 4,3 mm çapında 11 mm uzunluğunda tercih edilmiştir .

İmplantın çevresinde oluşan stres üzerinde etkisi olan önemli faktörlerden biri implant dizaynidir. İmplant dizaynı makrodizayn ve mikrodizayn olarak iki ana kategoride incelenebilir [44]: Makrodizayn gövde şeklini ve yiv dizaynını (örn: yiv geometrisi, yüz açısı, yiv adımı, yiv derinliği, yiv kalınlığı ve yiv heliks açısı) içerirken, mikrodizayn implant materyalleri, yüzey morfolojisi ve yüzey kaplamasından oluşur [45]

Yiv şekilleri dental implantın biyomekanik özelliklerinin optimizasyonunda önemli bir etkidir. Yivler kemik-implant ara yüzeyini ve implant yüzey alanını genişleterek başlangıç stabilitesini artırmaya ve implant ara yüzey stresini dağıtmaya yardımcı olmaktadır [151]. Yiv şeklinin implant geometrisinin önemli özelliklerinden biri olduğu, kemiğe iletilen yükün etkileyebildiği ve fonksiyonel yükleri değiştirebildiği bilinmektedir [152]. Yiv geometrileri V şekil, payanda (buttress), ters payanda (reverse buttress), kare şekil yivli olarak sınıflandırılabilir. Araştırmacılar V şekil ve kare şekil yive sahip implantların spongioz kemikte daha az stres oluşturduğunu göstermiştir [45]. V şekilli ve ters payanda yiv şekline sahip implantların oluşturduğu streslerin rezorpsiyon oluşturma potansiyellerinin olduğu belirtilmiştir [53]. Kare şekilli yive sahip implantlarda aksiyal yönlü kuvvetler sıkışma stresi olarak implant boyunca iletilirken, V şekilli veya tersine payanda şekilli yive sahip implantlarda ise aksiyel yönlü kuvvetler altında sıkışma ve gerilme streslerinin bir bütün olarak implanta ve kemiğe iletildiği gösterilmiştir [36]. İmplant tasarımının dental

implantların çevresindeki kortikal kemikte oluşabilecek kayıpların önlenmesini sağlayan en önemli komponentlerinden biri de yiv tasarımıdır.

Hansson ve diğerleri (2003), dental implantların çevresindeki kortikal kemikte oluşabilecek kemik kaybını önlemek için kortikal kemiğe mikro yüklerin düzenli olarak iletilmesi gerektiğini savunmuşlar, bunun için yiv tasarımının bu mekanik stimülasyonu sağlayabilecek şekilde olması gerektiğini vurgulamışlardır [53].

Lee ve diğerleri (2007) ise boyun bölgesinde mikroyive sahip implantlarda marjinal kemikte kayıp oranının daha az olduğu bildirmiştir [51]. Boyun bölgesinde mikroyive sahip implantlarla boyun bölgesinde mikroyiv bulunmayan implantları karşılaştırıldığı birçok araştırmada, boyun bölgesinde mikroyive sahip implantlarda marjinal kemikte kayıp oranının daha az olduğu gözlenmiştir [51],[53]

Çalışmamızda implant geometrisinin stabilite üzerindeki etkileri göz önünde bulundurularak 4 farklı tasarıma sahip olan silindirik ve açılı şekilli, V şekil yivli ve kare şekil yivli ve değişken mikro-makro yivlere sahip implant dizaynları kullanılarak uygulanan tork kuvveti karşısında kemikte ve implant yüzeyinde meydana gelen değişikliklerin yiv şekli ile ilişkisinin karşılaştırması ve bunun reimplantasyon açısından öneminin ortaya konması amaçlanmıştır.

Yiv derinliği, implant geometrisinin bir diğer önemli özelliğidir. Kök formundaki implantlar implant yerleştirilirken ve yerleştirme sonrasında etrafındaki kemiği sıkıştırarak primer stabilizasyonu artırır [153]. Kök formuna sahip (tapered) bir implant aynı platform çapına sahip silindirik (straight) bir implanta göre apikale doğru daralmaktadır. Bundan dolayı apikal bölgeye doğru yiv derinliği azalmakta ve bu bölgeye doğru daha az kemik-implant temas yüzeyi görülmektedir [3]. Siegele ve Soltesz (1989) farklı gövde yapısına sahip implantları sonlu eleman stres analizi yöntemi ile inceleyerek silindirik implantların kök formuna sahip olan implantlara göre kemiğe daha az stres ilettiğini bulgulamışlardır [154]. Bu sebeple çalışmamızda, kemiğe iletilen stresin kök formuna sahip (tapered) açılı ve düz formlu (silindirik) implantlar kullanılması ile göstereceği farklılıkların kıyaslanması amaçlanmıştır.

İmplantın çıkartılması esnasında implant üzerinde ve çevresinde oluşan streslerin incelenmesinde fotoelastik yöntem, gerinim ölçer yöntemi, sonlu eleman stres analiz yöntemi gibi çeşitli stres analiz yöntemleri kullanılmıştır [115]. Son yıllarda sonlu eleman stres analizi, implant ve implant çevresi kemikte oluşan stresleri değerlendirmede etkin bir yöntem haline gelmiştir. Clelland, Lee, Bembenet ve Brantley (1995) sonlu eleman stres analizi yöntemini, fotoeleastik yöntem ve gerinim ölçer yöntemi ile kıyaslayarak fotoelastik yöntemin streslerin yerleşimi ve yoğunlaşmaları ile ilgili yeterli kalitatif bilgi vermesine rağmen, sınırlı kantitatif bilgi verebildiğini, gerinim ölçerler ile ancak gerinim ölçerin bulunduğu yer ile ilgili verilerin alınabildiğini, sonlu eleman stres analizi yönteminin ise matematik bir model içinde herhangi bir yerdeki kantitatif bilgiyi ayrıntılı olarak sunabileceğini bildirmiştir [155].

İmplantta oluşan streslerin değerlendirilmesinde sonlu eleman stres analizi ile gerinim ölçer analiz yöntemini karşılaştırıldığı bir başka çalışmada her iki yöntemde de uygulanan kuvvetler altında meydana gelen stres-gerinim miktarları açısından yakın sonuçlar elde edilmiş, ancak modelleme açısından sonlu eleman yönteminin daha hassas ve ayrıntılı bir sonuç sağladığı belirtilmiştir [156].

Sonlu eleman modellemelerinde materyaller genellikle homojen, izotropik ve lineer elastik olarak kabul edilir [4]. Ancak doğal kemik nonhomojen ve anizotropik özelliktedir. Çalışmamızda, sonuçların değerlendirilmesinde karşılaştırılacak stres değerleri saptanırken kullanılan materyallerin özellikleri belirleyici olmuştur. Biyolojik dokuların stres değerlerini daha güvenilir biçimde veren asal (principle) ve von Mises 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, burun tabanı, maksiller sinüs ve inferior alveoler sinir mukozası tarafından sınırlandırılmış olabilmektedir. 3 boyutlu sonlu eleman 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 modellenebilir [157, 158]. Eleman ve düğüm sayısının en az 30.000-200.000 arasında olması gerektiği vurgulanmıştır.

Bu durumda eleman büyüklüğü 150-300 μm arasında olmaktadır. Eleman boyutunun 300 μm .’den daha büyük olması halinde yanıltıcı sonuçların elde edilebileceği belirtilmiştir [159]. Çalışmamızda, yapılan diğer sonlu eleman analizleri çalışmalarına benzer şekilde minimum 670237 eleman ve 140826 düğüm oluşturulmuştur.

Sonlu eleman stres analiz yöntemi bir yapının ya da o yapının bir parçasının belirlenen kuvvet altındaki davranışını incelemektedir. Belirli varsayımlar kullanılarak, fiziksel bir sorun, matematiksel bir modele dönüştürülür. Kemik-implant ara yüzündeki histomorfometrik özellikler, sorun yalınlaştırılarak daha anlaşılır bir hale getirilmektedir. İmplantları çevreleyen kemiklerdeki stres dağılımlarını inceleyen birçok çalışma rapor edilmiştir. Bu çalışmaların sonucunda kortikal kemik ve spongios kemik üzerinde oluşan stres yoğunluklarından, implant üzerine yapılmış olan farklı protetik yapılarda oluşan gerilimlere kadar birçok sonuç ortaya konabilmektedir [133, 160-163].

Sonlu eleman stres analizi ile oluşturulan çalışma modelleri, incelenen yapıların basitleştirilmesi imkânını sunar. Sonlu eleman analizi çalışmasından elde edilen veriler tekrarlanamaz ve bu nedenle istatistiksel analiz yapmak için elverişsizdir. Oluşturulan geometri ve sınır şartlarındaki farklılıklar nedeniyle diğer sonlu eleman stres analizinden elde edilen sonuçlar ile kıyaslanamamaktadır [164]. Sonuçlar dikkatli bir biçimde incelenir ve yorumlanır. Bu analiz, üç boyutlu yapılar bilgisayar ortamında matematiksel modele dönüştürülerek gerçekleştirilir. Çalışmamızda elde edilen değerler, kesit görüntüleri, düğümlerdeki stres miktarı ve dağılımları hassas bir şekilde değerlendirilmiş, yorumlanmış ve karşılaştırılmıştır.

Çalışmada elde edilen stres değerleri, seçilen farklı materyallerin özellikleri nedeniyle değişkenlik göstermektedir. Modellenen üst ve alt çene kemik bloklarının ve titanyum implantın değerlendirilmesinde çekme, basma ve von Mises streslerinden yararlanılmıştır. Von Mises stres değerleri bileşke stres değerleridir. Yapı içerisinde stresin yoğunlaştığı yerleri gösterirken stresin gerilme veya sıkışma olduğu hakkında fikir vermemektedir [165].

Von Mises stresleri metaller gibi çekilebilir materyaller için önemli bir kriterdir ve plastik deformasyondan sorumlu enerjiyle ilişkilidirler. Von Mises stresleri, yield noktasını

tanımlamak için kullanılmaktadır. Yield noktası aşıldığında, elastik özelliklerini kaybeden materyallerde deformasyon başlar [166]. Von Mises stresleri çekilebilir materyaller için, şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanır. Basma ve çekme altında, von Mises stresleri yield değerine eşit veya düşükse; herhangi bir başarısızlık beklenmemektedir[167]. Çalışmamızda elde edilen von Mises stres değerleri incelendiğinde titanyum alaşımlarının yield noktasının (195 MPa ile 725 MPa) [168] üstüne çıkan bir model bulunmadığı görülmektedir. Ancak hem maksilla hem de mandibulada tam osseointegre modeller olan MxID, MxIID, MxIIID, MxIVD, MnID, MnIID, MnIIID ve MnIVD modellerde ulaşılan yüksek stres değerleri dikkate değerdir. Bu nedenle tam osseointegre modellerde implant çıkarılırken implant kırılmasının önüne geçmek için farklı tekniklerle kombine uygulama yapılmasını önermekteyiz.

Bu tez çalışmasında, farklı kaliteye sahip özellikteki kemikte farklı peri-implant kemik defektleri modellenmiş ve bu defektlere farklı tasarımlara sahip implantlar yerleştirilmiştir. Sonuçlar yorumlanırken implant tipleri gruplanarak her bir implant tipi üzerinde dört ayrı defekt modeline gelen kuvvetlerin dağılımı ve defekt türleri gruplanarak her bir defekt türü üzerinde dört farklı implant modeline gelen kuvvetlerin dağılımı değerlendirilmiştir.

Hansson ve Werke (2003) yaptıkları SEA çalışmasında implantlarda oluşan en yüksek gerilme streslerinin yiv tepelerinde, en yüksek sıkışma kuvvetlerinin ise yivlerin gövde ile birleşim yerlerinde oluştuğunu saptamışlar, ayrıca implantın üzerine gelen yükün yönü fark etmeksizin implant üzerinde oluşan en yüksek stresin implantın servikal bölgesinde, özellikle de ilk yivinde yoğunlaştığını bildirmişlerdir [53]. Biz de çalışmamızda modellerden alınan kesitlerin incelenmesi sonucunda, implant üzerinde oluşan streslerin çoğunlukla implantın boyun bölgesinde yoğunlaştığını, en yüksek değerlere genellikle kemik-implant birleşimindeki ilk yiv üzerinde ulaşıldığını görmekteyiz.

Steigenga ve diğerleri (2007) V şekilli, ters payandalı ve kare kesitli yiv geometrilerine sahip implantları tavşan tibiasına yerleştirip 12 hafta sonra ters tork ile çıkarttıkları çalışmalarında, kare kesitli implantlardaki ters tork değerlerinin V şekilli ve ters payandalı yive sahip implantlara göre daha yüksek olduğunu bildirmiştir [169]. Çalışmamızda defekt türlerine göre en yüksek stresin geldiği implant tipleri kıyaslandığında maksilla kontrol

modelleri hariç tüm defekt modellerinde V şekilli yive sahip ve kök açılı formdaki Tip II implant modellerinde ulaşıldığı görülmektedir. Özellikle MnIIB ve MnIIC modellerine gelen kuvvetlerin kemik-implant temasının başladığı koronal bölgelerde oluşan değerlerin dikkat çekicidir. D2 Bulgularımızdaki farklılıkların, Stengiega ve diğerlerinin [169] çalışmaları yalnızca maksilla kemik kalitesinde olan tavşan tibiasında yapmış olmaları ve ters tork değerleri ölçümünü implantın ilk üç yivinde yapmış olmalarına bağlı olabileceğini düşünmekteyiz.

İmplant uygulamalarında oluşan stresler kemik tabakasının farklı bölgelerinde yoğunluk göstermektedir. Papavasiliou ve diğerleri (1996), kemik tipinin stres dağılımına etkisini araştırdığı çalışmada kortikal kemikte oluşan streslerin, spongioz kemikten daha fazla olduğunu tespit etmişlerdir [170]. Chun ve diğerleri (2002) de yükleme altındaki implantlarda en yüksek stres dağılımının implantların ilk yivlerinde ve kortikal kemikte meydana geldiğini bildirmişlerdir [44]. Kortikal kemik tabakasının elastik modülü, spongioz kemiğin elastik modülünün yaklaşık on katı değerindedir. Bunun sonucu olarak kortikal kemikte spongioz kemikten daha fazla stres birikimi beklenmektedir [171]. Çalışmamızın sonuçları incelendiğinde kortikal kemikteki stres değerlerinin spongioz kemikten yüksek olduğu görülmektedir. bu çalışmalara ek olarak, implantların kortikal ve spongioz kemikle birlikte temasta olduğu modellerde streslerin daha düzenli dağılırken, implantların sadece spongioz kemikle temas ettiği modellerde stres değerlerinin çok daha fazla arttığı ve özellikle daha trabeküler bir kemiği temsil eden maksilla modelleri olan MxIC, MxIIC ve MxIVC modellerinde implanta gelen kuvvetin spongioz kemiğe daha yoğun bir biçimde iletildiğini görmekteyiz.

Moeen Faisal ve diğerleri (2014) 3 boyutlu sonlu eleman analizi ile yüksek tork kuvveti uygulanarak yerleştirilmiş implantlarda implant boyutu ve bukkal kemik kalınlığı değişimlerinin stres dağılımlarını inceledikleri çalışmada maksimum streslerin yerleştirme torku ile lineer (doğrusal) bir ilişki halinde artış olduğunu bildirmişlerdir [161].

Sotto-Maior ve diğerleri (2010) implantların farklı yerleştirme torklarında kemikte oluşan stresleri sonlu eleman analizi ile ölçmüş oldukları çalışmada 70 Ncm yerleştirme torkunda

1,17 MPa, 80 Ncm de ise 1,34 MPa olduğunu, torklardaki artış ile oluşan streslerde lineer bir artış olduğunu bildirmişlerdir [162].

Aziz İmran ve diğerleri (2014) yaptıkları araştırmada implantların farklı yerleştirme torklarındaki streslerini sonlu eleman analizi ile değerlendirmiştir [160]. Von Mises stres değerlerini 20-35-50-70 Ncm torklarla yerleştirilen implantlarda kortikal kemikte sırasıyla 21,58-37,77- 53,95-75,54 MPa, spongios kemikte ise 10,39-18,19-25,98-36,38 MPa bulmuşlardır. Bu sonuçlar neticesinde uygulanan kuvvet büyüklüğü ile elde edilen stres değerlerinin kuvvetin artışı ile beraber lineer olarak bir artış gösterdiğini bildirmiştir [160]. Çalışmamızda, sonlu eleman analizlerinde kullanılan değişkenlerin sabit tutulması koşuluyla uygulanan kuvvetin büyüklüğüyle alınan sonuçların artışının lineer bir orantı içinde olması sebebiyle modellere saat yönünün tersine 10 Ncm ters tork kuvveti uygulanarak implantın, kortikal ve spongios kemiğin dayanım kapasitelerine göre ulaşılabilir maksimum stres değerleri hesaplanmıştır [172].

Anitua ve diğerleri (2012) yapmış oldukları çalışmada ters tork kuvveti ile 200 Ncm'e kadar kuvvet uyguladıkları 91 implantı çıkartmışlardır [90]. 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 trefan frez yardımı ile koronal kısımdan genişletme yapıldıktan sonra yine 50-200 Ncm arasında değişen kuvvetlerle çıkartılmıştır [90]. Anitua ve diğerleri (2016), peri-implantitis kaynaklı mobil olmayan ve çıkartılması gereken farklı tasarıma ve yüzey yapısına sahip toplam 158 implantı ters tork kuvveti uygulayarak çıkarttıkları diğer bir çalışmada 139 implantı 146 Ncm ters tork kuvveti ile 19 implantı boyun bölgesinde 200 Ncm üzerinde ters tork uygulamasına rağmen çıkarılamaması nedeniyle trefan frez ile 3-4 mm genişletilmesi ardından 161 Ncm ters tork kuvveti uygulayarak çıkartmıştır [91]. 200 Ncm ters tork kuvveti uygulanarak çıkartılan implantlardan 4 tanesinin boyun bölgesinde kırık olduğu bildirilmiştir [91]. Her iki çalışmada da peri-implant defekt tiplerinde veya implant modellerinde herhangi bir standardizasyon yapılmamıştır. Bizim çalışmamızda ise farklı implant türleri ve defektleri standart bir şekilde karşılaştırılmış ve uygulanan ters tork kuvvetlerinin 42 Ncm ile 589 Ncm arasında değiştiği görülmüştür. Özellikle üst çenedeki tam osseointegre modellerde titanyumun dayanım kapasitesine oldukça yakın değerlere

ulaşılması sebebiyle komplikasyonların önlenmesi için ters tork uygulamasının diğer yöntemlerle kombine kullanılması düşünülmelidir.

Kitamura ve diğerleri (2005), marjinal kemik rezorpsiyonuna sahip implantlarda implant üst yapılarına uyguladıkları aksiyal ve bukkal-lingual yönlerdeki kuvvetleri 3 boyutlu sonlu eleman analizi ile değerlendirmiş, defektin derinliği ve genişliği arttıkça kortikal ve spongios kemikte oluşan stres değerlerinin de artış gösterdiğini bildirmişlerdir [173]. Bizim çalışmamızda da defektin derinliğine ve genişliğine bağlı olarak, implantın kemikle olan bağlantı yüzeyindeki teması azaldıkça kortikal ve spongios kemiğin üzerinde oluşan streslerin arttığı ve buna bağlı olarak ters torkla çıkartılmak istendiğinde dayanım kapasitesine çok daha düşük tork değerlerinde ulaşıldığı görülmüştür.

Akça ve Çehreli (2006), implantların marjinal bölgesinden apikale doğru ilerleyen kemik rezorpsiyonlarının kortikal ve spongios kemikte oluşturdukları stres dağılımlarını sonlu eleman stres analizi ile incelemişlerdir [174]. İmplantın üst yapısına vertikal ve oblik kuvvetler uygulayarak implant boynu ile temasın olduğu kortikal kemikte yüksek değerler olduğunu bulmuşlardır. Kemik defekti olsa dahi implantla kontağı olan kortikal kemiğin varlığı sadece trabeküler kemiğin desteğine kıyasla implantın biyomekanik performansının iyileştiğini bildirmişlerdir [174]. Bizim çalışmamızda da implantların kortikal ve spongios kemikle beraber temasta olduğu modellerde streslerin daha düzenli dağıldığı ve daha düşük değerlerde olduğu belirlenmiştir. İmplantların spongios kemikle daha fazla temasta olduğu sirküler tip defektlerde ise stres değerleri çok daha fazla artmış ve ters torkla çıkartılması gereken kuvvetlerin buna bağlı olarak daha düşük değerlere sahip olduğu bulunmuştur.

Wolff ve diğerleri (2014) başarısız implantların etrafında gözlenen kemik kayıplarını sonlu eleman analizi ile inceledikleri çalışmada implantlara aksiyal yönde uyguladıkları kuvvet sonucu gözlenen aksiyal yer değiştirmenin sırasıyla horizontal defekt, sirküler defekt, boyun rezorpsiyonu ve tam kemik modelinde olduğunu bildirmişlerdir [133]. Çalışmamızda bu çalışmadan farklı olarak implantların maruz kaldığı okluzal kuvvetler değil, implantları çıkarmak için gerekli olan kuvvetin belirlenmesi hedeflendiği için saat yönünün tersine doğru kuvvet uygulanmıştır. Sonuçlarda ise bu çalışmaya benzer olarak defektin boyutu

arttıkça oluşan çekme ve basma streslerinin arttığı ve buna bağlı olarak implantın temasta olduğu kemikten ayrılması için gereken ters tork kuvvetinin düştüğü görülmüştür.

Gupta ve diğerleri (2020) peri-implant kemik defektlerine gelen stresi üç boyutlu sonlu eleman analizi yöntemi ile inceledikleri bir çalışmada, okluzal kuvvetlerin oluşturduğu stresin farklı seviyelerdeki horizontal kemik kayıplarına etkisinin incelemiş ve kortikal kemik miktarı azaldıkça implantlara gelen stresin arttığını ortaya koymuşlardır[175]. Ayrıca görülen horizontal kemik kaybının implant uzunluğunun %25'ini geçtiği durumlarda implant yüzeyinde oluşan stresin fonksiyonel kuvvetleri karşılayamayacak boyuta geldiği gösterilmiştir [175]. Biz de çalışmamızda implant uzunluğunun %50'sinin kaybedildiği horizontal ve sirküler kemik defekti modellerinde implant yüzeyine gelen stresin özellikle kök formu açılı implantlarda yüksek değerlere ulaştığını görmekteyiz.

Çalışmamızda en yüksek stres değerlerine dört grup için mandibulada mikro ve makro yivlere sahip konik bir implant olan Tip IV implantla ulaşıldığı gözlenmektedir. Maksillaya ait değerler incelendiğinde ise en yüksek stres değerlerine V şekil yivli ve konik bir implant olan Tip II implantın defekt türlerinde ulaşılrken kontrol grubunda Tip IV implantta ulaşıldığı gözlenmektedir. Bu durum mikro yivlerin belirtilen kortikal kemiği koruyucu özelliğine rağmen D2 kemik varlığında yüksek stresler oluşturabileceğini de göstermektedir.

Astrand ve diğerleri (2003) yumuşak kalitedeki kemikte sağ kalım oranını artırmanın olası yolu olarak kök formundaki implantların kullanımına işaret etmiştir [176]. Primer stabilizasyonu artırmak için özellikle D3 kemikte kullanılan kök formundaki implantların oluşturduğu yüksek stres değerleri göz önüne alınarak bu implantların çıkartılması planlanırken de implanta ve özellikle spongioz kemiğe gelen kuvvetlerin silindirik implantlara göre çok daha yüksek değerlere ulaştığı çalışmamızda gösterilmiştir. Tüm bu bilgiler ışığında kök formundaki implantların çıkartılmasının ardından kemiğin rejenerasyon sürecinin silindirik formdaki implantlara göre daha uzun sürebileceği düşünülmelidir.

Bir çekim soketinin iyileşmesi, rezorbe olan soket duvarlarının, kan pıhtısının formasyonu ile yeniden şekillenen immatür kemik ile değiştiği bir dizi olaydan oluşan biyolojik bir süreçtir [177, 178]. Pietrokovski ve diğerleri (2007), 123 dişsiz kemik örneği üzerinde

yaptıkları bir çalışmada diş çekiminin ardından alveolar proçesin önemli bir bölümünün rezorpsiyona uğradığını göstermişlerdir [179]. Rezorpsiyonun yönünün maksillada oluşan apikal yönlü ve merkeze doğru olduğunu, bunun da orijinal diş bölgeleriyle karşılaştırıldığında daha dar ve kısa dişsiz bölgelerin oluşmasını sağladığını, mandibulada ise yine apikal yönlü ancak merkezden uzaklaşan bir yıkım olduğunu bildirmişlerdir [179]. Bu rezorpsiyon paternlerinin dişsiz hastalarda tespit edilen rezidüel kretlerin ters oklüzal ilişkisinden kaynaklandığı bilinmektedir. Paolantonio ve diğerleri (2001), 48 hastayı içeren bir klinik çalışma planlayarak, çekim soketlerine yerleştirilen implantların klinik sonuçları ve osseointegrasyon derecelerinin diş çekiminden 6 ay sonra iyileşmiş matür kemiğe yerleştirilen implantlardan farklı olmadığı, implantların yeni çekim soketine yerleştirilmesinin alveoler sırtı koruyabileceğini öne sürmüşlerdir [180]. Covani ve diğerleri (2010), tarafından yapılan bir hayvan çalışmasında yeni çekim soketlerine yerleştirilen implantlar ile diş çekiminden 3 ay sonra yerleştirilen implantlar karşılaştırılmış ve yeni çekim soketlerine yerleştirilen implantlarda gözlenen kemik kaybının 0.5 mm'lik bir ortalama değerde olduğunu bildirmişlerdir. Bukkal yöndeki rezorpsiyonun azalmasını önlemek için çekim soketine göre küçük çaplı bir implantın kullanımasını önermişlerdir [181]. Bu çalışma sonuçlarına zıt olarak insanlar ve köpekler üzerinde yapılan histolojik çalışmalar, diş çekiminin ardından immedat implant yerleştirilmesinin özellikle bukkal bölgede belirgin sert doku rezorpsiyonuna neden olduğuna dikkat çekmişlerdir [182-184].

Periodontitis ve peri-implantitisin etiyolojisi ve patogenezeine ilişkin literatürlerin genel analizi, bu iki hastalığın benzerliklerinin yanı sıra önemli farklılıkları olduğu izlenimini sağlamıştır. İlk olarak hastalığın başlangıcının patojenleri içeren biyofilm varlığına bağlı olması ortaktır. Ancak periodontitis ile ilişkili mikrobiyota gram-negatif bakteriler açısından zenginken, peri-implant hastalıklarında benzer bir bileşim tespit edilmiş olsa da bazı vakalarının başlangıcında *S.aureus*'un önemli bir patojen olabileceği düşünülmektedir [185]. Önemli bir fark da periodontitis lezyonunun her zaman sağlam bir suprakrestal bağ dokusu lif bölmesi tarafından duvarla çevrilmiş olması nedeniyle alveolar kemik iliğine sınırlı hücre infiltrasyonu görülmesidir [186]. Buna karşın peri-implant lezyonların, lezyonu alveolar kemiğin duvarından ayıran sağlıklı bir bağ dokusu lifi olmaması nedeniyle kemik içine hızlı bir biçimde ilerleyebileceği bilinmektedir [187, 188]. Bu durum bize peri-implant lezyon nedeniyle kaybedilen bir implantın oluşturduğu çekim soketi ile diş çekimi ardından oluşan

bir çekim soketine planlanan immediat implant uygulamaların potansiyel farklılıklarını göz önüne almayı düşündürmelidir.

Yüksek tork uygulamalarının kemiğin aşırı sıkışmasına [189], mikrosirkülasyonun engellenmesine [190, 191] mikrohasara, programlanmış hücre ölümünün daha geniş bir alana yayılmasına, [192], inflamatuvar fazın uzamasına, gecikmiş iyileşmeye ve marjinal kemik kaybına neden olduğu bilinmektedir [193-196]. Bu nedenle, implantın çıkartılmasından kaynaklanan mekanik stresin alveolar kemik üzerindeki etkilerine ilişkin mevcut verileri incelemek önemlidir. Çalışmamızda, MxIA, MxIB, MxIIB, MnIA, MnIB ve MNIIB modellerinde implant üzerine gelen kuvvetin kortikal kemiğe diğer modellerden daha yoğun biçimde iletildiği ortaya konmuştur. Bu iletim en yoğun şekilde bukkal defekte sahip olan MxIA ve MnIA modellerinde boyun bölgesinin palatinal yüzeyinde görülürken horizontal defekte sahip olan MxIB, MxIIB, MnIB ve MNIIB modellerinde kemik-implant temasının başladığı implantın 1/3 bölgesinin tüm yüzeylerinde görülmektedir.

Adell ve diğerleri (1981), başarısız bir implantın çıkartılmasından 9-12 ay sonra implant soketinin tamamen iyileştiğini ve aynı bölgeye yeni implant uygulaması için uygun olabileceğini öne sürmüştür [97]. Covani ve diğerleri (2006) implant kırığı nedeniyle çıkartılan implantın yerine daha büyük çapta implantın yerleştirilebildiği durumlarda immediat implant uygulamalarının uygun olduğunu bildirmişler [99]. Evian ve diğerleri (1995) de başarısız implantların çıkartılmasının ardından immediat uygulamanın yapılabileceğini bildirmişlerdir [98]. Kim ve diğerleri (2010) yapmış oldukları çalışmada implantın çıkartılmasının ardından immediat veya gecikmiş uygulamalar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını bildirmişler [100]. Bu çalışmalarda ortak olarak görülen dikkat çekici bir bulgu, maksiller posterior bölgeden implant çıkartılmasının ardından immediat olarak uygulanan implantlarda başarısızlık oranının diğer bölgelere oranla yüksek olduğunun bildirilmesidir [98-100]. Çalışmamızın sonuçları değerlendirildiğinde üst çene olarak modellenen D3 yoğunluktaki kemikte alt çene olarak modellenen D2 yoğunluktaki kemiğe göre daha yoğun ve yüksek stres değerlerine ulaşıldığı görülmektedir. Bu nedenle çoğunlukla D3 yoğunlukta kemiğe sahip maksillanın posterior bölgesinden implant çıkartılmasının ardından immediat implant uygulaması yerine yeni kemik dokusunun oluşmasının beklenmesi daha güvenli bir yol olarak kabul edilebilir.

Osseointegre bir implantta ve temasta olduğu kemikte oluşan stresin dağılımları implant materyal özellikleri, implant geometrisi, yüzey yapısı, kemik miktarı, kemik-implant ara yüzünün yapısı, kemik kalitesi gibi birçok biyomekanik faktör tarafından etkilenmektedir [153]. İmplant tedavisinin başarısını etkileyen bu faktörler bireyden bireye farklılık göstermektedir. Sonlu eleman stres analizi, klinisyenlere implant sisteminin kemikte deformitelere yol açmadan karşılayabileceği kuvvetlerin sınırı konusunda bilgi verirken, sonlu eleman stres analizinin sınırları göz önünde bulundurulmalıdır. Bu çalışmada kullanılan tüm modeller homojen, izotropik ve lineer elastik olarak kabul edilmiştir. İmplantların kemik ile bağlantılı olduğu yüzeylerde temasın %100 olduğu varsayılarak modelleme yapılmıştır.

Çalışmamızda implant tasarımı ile kemikte oluşan stresler karşılaştırılmış, kortikal kemikte oluşan stresin daha çok implantın yiv şeklinden etkilendiği; spongios kemikte oluşan stresin ise daha çok implantın gövde şeklinden etkilendiği bulgulanmıştır.

Defekt türlerine göre yapılan değerlendirmelerde, bukkal defekte sahip modellerde en yüksek değerlere çoğunlukla mezial yüzeyde ulaşıldığı gözlenmiştir. Uygulanan ters tork kuvveti sonucu oluşan stresin mezial bölgede yoğunlaşmasını kemik bulunmayan bukkal bölgelere ters tork kuvveti uygulandığında boşluğun hemen yanında bulunan mezial bölgeye aktarılması ile açıklanabilir. 2017 yılında Dünya Periodontoloji ve Peri-İmplant Hastalıkları Çalıştay'ında yayımlanan rapora göre peri-implant hastalık oluşturan etmenler arasında implantın konumlandırılmasına işaret edilmiştir [197]. Bukkal kemik kalınlığının 1,5 ila 2 mm'den az olduğu durumlarda cerrahi sonrası iyileşmenin erken aşamalarında bukkal kemik dehisensleri oluşma riskinin yükseldiğini gösteren çok sayıda çalışma bulunmaktadır [198-200]. Bu nedenle implant çıkarılırken bukkal defekt varlığında yeniden implantasyon zamanı için yeni kemik oluşumunu ve bukkal defektin kemikle dolumunu beklemek daha güvenli bir seçenek olabileceği düşünölmelidir.

Çalışmamızda, horizontal tip defekte sahip modeller incelendiğinde kortikal kemik ile implant temasındaki azalma sonucu uygulanan ters tork kuvvetinin bukkal defekt modellerine kıyasla daha yüksek streslere sebep olduğu görölmektedir. Horizontal defekt modellerinde dikkat çekici bir değer de MxIIB, MxIVB, MnIIB ve MnIVB modellerinde oluşan

yüksek stres değerleridir. Kök formundaki implantlarla oluşturulan bu modellerin yüzeyinde oluşan yüksek stres değerlerinin, silindirik formdaki implantlarla oluşturulan modellere göre implantın çevresindeki kortikal kemiğe daha fazla aktarıldığını görmekteyiz. Bu durum, horizontal defekt varlığında agresif tipteki bir implantın çıkartılmasının ardından kalan kemikteki yüksek stres değerinin immedat implant yerleşimine izin verebilecek iyileşme potansiyeline sahip olamayabileceği göz önünde bulundurulmalıdır [193, 194].

Çalışmamızda, sirküler tip defekte sahip modeller incelendiğinde ulaşılan stres değerleri bukkal ve horizontal defekt modelleri ile kıyaslandığında kortikal kemikte düşük iken spongioz kemikte ise önemli ölçüde yüksektir. İmplant yüzeyine gelen kuvvetin direkt olarak spongioz kemiğe iletildiği bu çanak tipi defektte ters torkla çıkartılması gereken bir implanta uygulanacak kuvvetlerin buna bağlı olarak düşeceği göz önünde bulundurulmalıdır. Sirküler tip defektte en yüksek stres değerlerine MxIIC, MxIVC, MnIIC ve MnIVC modellerinin kemik implant temasının başladığı implantın 2/3'lük bölgesine denk gelen alanda ulaşıldığını görmekteyiz. Bu modellerde implant yüzeyine gelen stresin kortikal kemiğe düşük miktarlarda aktarıldığını, spongioz kemiğe ise implant yüzeyine gelen stres miktarından da daha yüksek değerlere ulaşıldığını görmekteyiz. İmplantların kortikal ve spongioz kemiğin birlikte temasta olduğu modellerde streslerin daha düzenli dağıldığı bilinmektedir [174]. Ancak daha da yüksek farklılıkların gözlendiği bu modellerin ortak özelliği kök formunda implanta sahip olmalarıdır. Bu nedenle sirküler defekt varlığında kök formu implantların yapısal olarak kortikal kemiğe göre daha trabeküler yapıda olan spongioz kemiğe ileteceği yüksek stres göz önünde bulundurulmalıdır.

Çalışmamızda yer alan kontrol modelleri, horizontal ve sirküler defekt modelleri ile kıyaslandığında implant yüzeyine gelen kuvvetlerin boyun bölgesinde yoğunlaştığı ve bu kuvvetlerin neredeyse tamamının kortikal ve spongioz kemiğe iletildiği bulgulanmıştır. Alt çene modellerinde kök formu tipteki implantları modelleyen MnIID ve MnIVD modellerinde implantları çevreleyen kortikal kemiğe gelen kuvvetler dikkat çekici boyuttadır.

Biyolojik çalışmalar implantlara gelen aşırı streslerin çevre kemikte deformitelere yol açabileceğini göstermiştir [157, 201, 202]. Patolojik yükleme varlığında 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 eleman analizi ile ölçmek zordur [203-205].

Osseointegre bir implantta ve temasta olduğu kemikte oluşan stresin dağılımı implant materyal özellikleri, implant geometrisi, yüzey yapısı, kemik miktarı, kemik-implant ara yüzünün yapısı, kemik kalitesi gibi birçok biyomekanik faktör tarafından etkilenmektedir [206]. İmplant tedavisinin başarısını etkileyen bu faktörler bireyden bireye farklılık göstermektedir. Sonlu eleman stres analizi, klinisyenlere implant sisteminin kemikte deformitelere yol açmadan karşılayabileceği kuvvetlerin sınırı konusunda bilgi verirken, sonlu eleman stres analizinin sınırları göz önünde bulundurulmalıdır.

Çalışmamızda, sonlu eleman analiz yöntemi ile 4 farklı implant geometrisinin komşu kemik dokusundaki gerilim paterni üzerindeki etkisi analiz edilmiştir. Klinik olarak gözlenen kemik kaybı modelleri üzerinde çalışılarak, kemik kaybı varlığında implantları çevreleyen kemikteki gerilimlerin arttığı gösterilmiştir. Ayrıca keskin yivlerin varlığı ile düşük kemik kalitesinin kombine olduğu durumlarda oldukça yüksek, patolojik streslerin oluşabildiği gözlenmiştir. Bu çalışmada, implant geometrileri değerlendirilirken, yalnızca sağlıklı bir kemik-implant teması sırasında değil, enfeksiyon veya aşırı yükleme gibi faktörler ile başlayan progresif kemik kaybı sonucunda kaybedilen bir implantın ardında kalan kemiğin remodelasyonuna etkisi de göz önüne alınmıştır. Klinik olarak yaygın kullanım alanına sahip dental implantlarda görülebilecek peri-implantitise bağlı olarak gerçekleşen kemik yıkımı neticesi implantın çıkartılmasına kadar varan bir sürece neden olabilmektedir. Böyle bir durumda yeniden implant uygulamasının zamanlamasına karar vermek komplike bir süreçtir. Çalışmamız, bu sürecin planlanmasına yardımcı olabilmek adına yapılan biyolojik çalışmalarda görülen implantlardaki aşırı streslerin kemikte yol açtığı deformitelerden yola çıkarak sonlu eleman analizinin limitleri dâhilinde patolojik yüklemelerin kemikteki remodelasyona etkisi hakkında bilgi vermektedir. Gelecekteki çalışmalarda mekanostat gerilim teorisine dayalı, hücreler ve moleküllerin kemik gelişimi üzerindeki etkisini dikkate alan bir algoritma geliştirilerek, kullanılan materyallerin biyomekanik özellikleri, çiğneme kuvvetlerinin etkisi veya alveolar kemiğin yapısı gibi anatomik varyasyonlar ince bir biçimde

hesaplanarak ve implant-kemik teması miktarı eksiksiz şekilde yansıtılarak oluşturulacak ayrıntılı bir simülasyon modellemesi ile remodelasyon sürecine açıklık getirilebilecektir.





6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Farklı kemik tiplerinde oluşturulan implant çevresi kemik defektlerindeki çeşitli implant modellerine uygulanan ters tork kuvvetinin implant ve kemik üzerine etkisinin sonlu eleman analizi yöntemi ile değerlendirdiğimiz bu çalışmanın sonuçlarına göre;

1. D2 ve D3 kemik tipinde oluşan stres değerleri incelendiğinde D3 kemik tipinde dayanım kapasitesine daha düşük ters tork kuvvetleri ile ulaşıldığı görülmektedir. Bu durum ters tork kuvveti uygulamasıyla implant çıkartılma işlemi esnasında D3 kemik varlığında azami özen gösterilmesi gerektiğini vurgulamaktadır.
2. Kortikal kemikte oluşan stres değerleri spongioz kemikte oluşan stres değerlerine göre daha yüksek bulunmuştur. Kortikal kemik yoğunluğunun fazla olduğu bölgelerde implant stabilitesinin daha fazla sağlandığı ve implantın çıkartılmasının zorlaşacağı göz önünde bulundurulmalıdır.
3. Kullanılan implant modellerinin yiv şekilleri ile kemikte oluşan stresler karşılaştırıldığında, implantın yiv şeklinin kortikal kemiğe gelen stresi spongioz kemiğe gelen strese oranla daha çok etkilendiği görülmektedir.
4. Kullanılan implant modellerinin gövde formu ve dolayısıyla yiv adımı ile kemikte oluşan stresler karşılaştırıldığında, implantın gövde şeklinin spongioz kemiğe iletilen stresi kortikal kemiğe iletilen strese oranla daha çok etkilendiği görülmektedir.
5. Kullanılan dört farklı tip implant modeli arasında tüm defekt türleri içinde en yüksek stres değerlerine çoğunlukla kök formu açılı ve V şekilli biri implant olan Tip II implantta ulaşılmıştır. Bu implant formuna benzer implantların ters tork kuvveti ile çıkartılmasını takiben kemiğe gelecek stresin fazlalığı nedeniyle immediat implant uygulamalarının riskli olacağı görüşündeyiz.
6. Oluşturulan bukkal, horizontal ve sirküler peri-implant kemik defekt modelleri arasında, hem üst çene hem de alt çene modelleri için bukkal defekt modellerine gelen stresin özellikle boyun bölgesinde horizontal, sirküler defekt ve kontrol modellerine göre yüksek değerlere ulaşıldığı görülmektedir. Kullanılan dört farklı implant türü için geçerli olan bu durum, bukkal yüzeyinde kemik olmayan implantlara gelen kuvvetin kalan üç yüzeye daha şiddetli iletilindiğini düşündürmektedir. Bu nedenle bukkal dehisens varlığında ters

tork kuvvetiyle implant çıkartılması esnasında implant ve çevresindeki kemiğin dayanım kapasitesine daha düşük ters tork kuvvetlerinde ulaşılabileceği düşünülmelidir.

Klinik olarak yaygın kullanım alanına sahip dental implantların stres analiz çalışmaları klinisyenlerin tedavi planlaması için yönlendirici olabilecek ve başarı oranını arttırabilecek çalışmalardır. Çalışmamızda elde edilen sonuçlar modellerin matematiksel incelemesinden oluştuğu için materyaller ve genel mekanizma hakkında sınırlı koşullar altında bilgi vermektedir. Klinik uygulamalarda etkili olan biyolojik durum ve koşullar göz önünde bulundurulmalıdır. Bu nedenle analitik çalışmalardan elde edilen veriler sonucunda birtakım sonuçlara ulaşılabilmesine rağmen bu koşulların değerlendirilmesinde ileri klinik çalışmalar ile desteklenmesi gerekmektedir.



KAYNAKLAR

1. Abraham, C. M. (2014). Suppl 1: A Brief Historical Perspective on Dental Implants, Their Surface Coatings and Treatments. *The Open Dentistry Journal*, 8(1), 50.
2. Greenstein, G., Cavallaro, J. (2014). Failed Dental Implants: Diagnosis, Removal and Survival of Reimplantations. *Journal of the American Dental Association*, 145(8), 835-842.
3. Froum, S., Yamanaka, T., Cho, S. C., Kelly, R., St James, S., Elan, N. (2011). Techniques to Remove a Failed Integrated Implant. *Compendium Of Continuing Education In Dentistry*, 32(7), 22-26, 28-30.
4. Geng, J. P., Tan, K. B., Liu, G. R. (2001). Application of Finite Element Analysis in Implant Dentistry: A Review of the Literature. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(6), 585-598.
5. Ertem, S. Y., Uckan, S., Ozden, U. A. (2013). The Comparison of Angular and Curvilinear Marginal Mandibulectomy on Force Distribution with Three Dimensional Finite Element Analysis. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 41(3), 54-58.
6. Tunalı, B. (1996). Multi-Disipliner Bir Yaklaşımla Oral Implantolojiye Giriş. *İstanbul: İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları*, 67-133.
7. Gershkoff, A., Goldberg, N. I. (1957). *Implant Dentures: Indications and Procedures*. (Vol. 13). Philadelphia: Lippincott Company, 125.
8. Linkow, L. I. (1990). Implant Dentistry Today. *A multidisciplinary approach*, 1, 183-228.
9. Fagan, M. J. (1972). *New Concepts in Implant Dentistry: "Implantodontics"*. Dental Practice Plan, 54.
10. Derome, J. (1973). A Bit of History and Dental Implantology Today. *La Promotion Dentaire*(20), 12-18.
11. Branemark, P., Zarb, G. A., Albrektsson, T., Rosen, H. M. (1986). Tissue-Integrated Prostheses. Osseointegration in Clinical Dentistry. *Plastic and Reconstructive Surgery*, 77(3), 496-497.
12. Branemark, P., Zarb, G., Albrektsson, T. (1985). Tissue-Integrated Prostheses. Osseointegration in Clinical Dentistry. *Quintessence Publishing*, 36.

13. Kaklamanos, E. G., Tsalikis, L. (2002). A Review on Peri-Implant Crevicular Fluid Assays Potential in Monitoring and Predicting Peri-Implant Tissue Responses. *Journal of the International Academy of Periodontology*, 4(2), 49-59.
14. Peterson, L. J. (2012). *Peterson's Principles of Oral and Maxillofacial Surgery*. (Vol. 1). PMPH-USA, 12-14.
15. Branemark, P. I., Hansson, B. O., Adell, R., Breine, U., Lindstrom, J., Hallen, O., Ohman, A. (1977). Osseointegrated Implants in the Treatment of the Edentulous Jaw. Experience from a 10-Year Period. *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery. Supplementum*, 16, 1-132.
16. Kent, J. N., Block, M. S., Finger, I. M., Guerra, L., Larsen, H., Misiek, D. J. (1990). Biointegrated Hydroxylapatite-Coated Dental Implants: 5-Year Clinical Observations. *Journal of the American Dental Association*, 121(1), 138-144.
17. Kirsch, A., Ackermann, K. L. (1989). The Imz Osteointegrated Implant System. *Dental Clinics of North America*, 33(4), 733-791.
18. Patrick, D., Zosky, J., Lubar, R., Buchs, A. (1989). Longitudinal Clinical Efficacy of Core-Vent Dental Implants: A Five-Year Report. *Journal Of Oral Implantology*, 15(2), 95-103.
19. Krekeler, G., Schilli, W., Sutter, F. (1984). Iti-Implant Type H: Technical Development, Animal Experiments and Clinical Results. *Quintessenz*, 35(12), 2253-2263.
20. Weiss, M. B. (1986). Titanium Fiber-Mesh Metal Implant. *Journal Of Oral Implantology*, 12(3), 498-507.
21. Albrektsson, T. (2008). Hard Tissue Implant Interface. *Australian Dental Journal*, 53, 34-38.
22. Vaidya, P., Mahale, S., Kale, S., Patil, A. (2017). Osseointegration-a Review. *IOSR Journal of Dental and Medical Sciences*, 16(1), 45-48.
23. Tøndevild, E., Eliassen, P. (1982). Blood Flow Rates in Canine Cortical and Cancellous Bone Measured with ⁹⁹Tc^m-Labelled Human Albumin Microspheres. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 53(1), 7-11.
24. Franchi Marcoa, F. M., Giavaresi Gianlucab, Ottani Vittoriaaa. (2005). Peri-Implant Osteogenesis in Health and Osteoporosis. *Micron*, 36, 630-644.

25. Garg, A. K. (2004). *Bone Biology, Harvesting, Grafting for Dental Implants: Rationale and Clinical Applications*. (Vol. 31). Abington Quintessence Publishing Company, 153.
26. Duyck, J., Naert, I. (1998). Failure of Oral Implants: Aetiology, Symptoms and Influencing Factors. *Clinical Oral Investigations*, 2(3), 102-114.
27. Misch, C. E. (2007). Contemporary Implant Dentistry-E-Book. *St Louis: Elsevier Health Sciences*, 8, 670-672.
28. Albrektsson, T., Zarb, G., Worthington, P., Eriksson, A. (1986). The Long-Term Efficacy of Currently Used Dental Implants: A Review and Proposed Criteria of Success. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 1(1), 11-25.
29. Goodacre, C. J., Bernal, G., Rungcharassaeng, K., Kan, J. Y. (2003). Clinical Complications with Implants and Implant Prostheses. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 90(2), 121-132.
30. Wood, M. R., Vermilyea, S. G., Committee on Research in Fixed Prosthodontics of the Academy of Fixed, P. (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. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 92(5), 447-462.
31. Zarb, G. A., Albrektsson, T. (1998). Towards Optimized Treatment Outcomes for Dental Implants. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 80(6), 639-640.
32. Misch, C. E., Perel, M. L., Wang, H. L., Sammartino, G., Galindo-Moreno, P., Trisi, P., Steigmann, M., Rebaudi, A., Palti, A., Pikos, M. A., Schwartz-Arad, D., Choukroun, J., Gutierrez-Perez, J. L., Marenzi, G., Valavanis, D. K. (2008). Implant Success, Survival, and Failure: The International Congress of Oral Implantologists (Icoi) Pisa Consensus Conference. *Implant Dentistry*, 17(1), 5-15.
33. Lekholm, U. (1985). Patient Selection and Preparation. *Tissue-Integrated Prostheses Osseointegration in Clinical Dentistry*, 199-209.
34. Misch, C. E. (1989). Bone Classification, Training Keys to Implant Success. *Dentistry Today*, 8(4), 39-44.
35. Alghamdi, H. S. (2018). Methods to Improve Osseointegration of Dental Implants in Low Quality (Type-Iv) Bone: An Overview. *Journal of Functional Biomaterials*, 9(1), 7.
36. Misch, C. E. (1999). Contemporary Implant Dentistry. *Implant Dentistry*, 8(1), 90.

37. Jaffin, R. A., Berman, C. L. (1991). The Excessive Loss of Branemark Fixtures in Type Iv Bone: A 5-Year Analysis. *Journal of Periodontology*, 62(1), 2-4.
38. Sevimay, M., Turhan, F., Kilicarslan, 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. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 93(3), 227-234.
39. Bass, S. L., Triplett, R. G. (1991). The Effects of Preoperative Resorption and Jaw Anatomy on Implant Success. A Report of 303 Cases. *Clinical Oral Implants Research*, 2(4), 193-198.
40. Hutton, J. E., Heath, M. R., Chai, J. Y., Harnett, J., Jemt, T., Johns, R. B., McKenna, S., McNamara, D. C., van Steenberghe, D., Taylor, R. (1995). Factors Related to Success and Failure Rates at 3-Year Follow-up in a Multicenter Study of Overdentures Supported by Brånemark Implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 10(1), 33-42.
41. Misch, C. E. (1990). Density of Bone: Effect on Treatment Plans, Surgical Approach, Healing, and Progressive Boen Loading. *International Journal of Oral Implantology*, 6(2), 23-31.
42. Fugazzotto, P. A., Wheeler, S. L., Lindsay, J. A. (1993). Success and Failure Rates of Cylinder Implants in Type Iv Bone. *Journal of Periodontology*, 64(11), 1085-1087.
43. Misch, C. E. (2004). *Dental Implant Prosthetics-E-Book*. Elsevier Health Sciences, 1026-28.
44. Chun, H. J., Cheong, S. Y., Han, J. H., Heo, S. J., Chung, J. P., Rhyu, I. C., Choi, Y. C., Baik, H. K., Ku, Y., Kim, M. H. (2002). Evaluation of Design Parameters of Osseointegrated Dental Implants Using Finite Element Analysis. *Journal of oral rehabilitation*, 29(6), 565-574.
45. Abuhussein, H., Pagni, G., Rebaudi, A., Wang, H. L. (2010). The Effect of Thread Pattern Upon Implant Osseointegration. *Clinical Oral Implants Research*, 21(2), 129-136.
46. Ivanoff, C. J., Grondahl, K., Sennerby, L., Bergstrom, C., Lekholm, U. (1999). Influence of Variations in Implant Diameters: A 3- to 5-Year Retrospective Clinical Report. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 14(2), 173-180.
47. Albrektsson, T., Zarb, G. A. (1993). Current Interpretations of the Osseointegrated Response: Clinical Significance. *The International Journal of Prosthodontics*, 6(2), 95-105.

48. Steigenga, J., Al-Shammari, K., Misch, C., Nociti, F. H., Jr., 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.
49. Steigenga, J. T., al-Shammari, K. F., Nociti, F. H., Misch, C. E., Wang, H. L. (2003). Dental Implant Design and Its Relationship to Long-Term Implant Success. *Implant Dentistry*, 12(4), 306-317.
50. Karoussis, I. K., Brägger, U., Salvi, G. E., Bürgin, W., Lang, N. P. (2004). Effect of Implant Design on Survival and Success Rates of Titanium Oral Implants: A 10 - Year Prospective Cohort Study of the Iti® Dental Implant System. *Clinical Oral Implants Research*, 15(1), 8-17.
51. Lee, D. W., Choi, Y. S., Park, K. H., Kim, C. S., Moon, I. S. (2007). Effect of Microthread on the Maintenance of Marginal Bone Level: A 3-Year Prospective Study. *Clinical Oral Implants Research*, 18(4), 465-470.
52. Binon, P. P. (2007). Treatment Planning Complications and Surgical Miscues. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 65(7), 73-92.
53. Hansson, S. (2003). A Conical Implant–Abutment Interface at the Level of the Marginal Bone Improves the Distribution of Stresses in the Supporting Bone: An Axisymmetric Finite Element Analysis. *Clinical Oral Implants Research*, 14(3), 286-293.
54. 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. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 18(3), 357-368.
55. Petrie, C. S., Williams, J. L. (2005). Comparative Evaluation of Implant Designs: Influence of Diameter, Length, and Taper on Strains in the Alveolar Crest. A Three-Dimensional Finite-Element Analysis. *Clinical Oral Implants Research*, 16(4), 486-494.
56. Berglundh, T., Armitage, G., Araujo, M. G., Avila - Ortiz, G., Blanco, J., Camargo, P. M., Chen, S., Cochran, D., Derks, J., Figuero, E. (2018). Peri - Implant Diseases and Conditions: Consensus Report of Workgroup 4 of the 2017 World Workshop on the Classification of Periodontal and Peri - Implant Diseases and Conditions. *Journal of Periodontology*, 89, 313-318.
57. Lang, N. P., Lindhe, J. (2015). *Clinical Periodontology and Implant Dentistry*. (Vol. 2). Switzerland: John Wiley & Sons, 1128-1130.

58. 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.
59. Spiekermann, H., Donath, K., Jovanovic, S., Richter, E. (1994). *Implantologie. Farbatlanten Der Zahnmedizin*. Thieme, Stuttgart, 12
60. Nishimura, K., Itoh, T., Takaki, K., Hosokawa, R., Naito, T., Yokota, M. (1997). Periodontal Parameters of Osseointegrated Dental Implants. A 4-Year Controlled Follow-up Study. *Clinical Oral Implants Research*, 8(4), 272-278.
61. Wang, F., Zhang, Z., Monje, A., Huang, W., Wu, Y., Wang, G. (2015). Intermediate Long-Term Clinical Performance of Dental Implants Placed in Sites with a Previous Early Implant Failure: A Retrospective Analysis. *Clinical Oral Implants Research*, 26(12), 1443-1449.
62. Shah, R., Thomas, R., Kumar, A. B., Mehta, D. S. (2016). A Radiographic Classification for Retrograde Peri-Implantitis. *The journal of contemporary dental practice*, 17(4), 313-321.
63. Froum, S. J., Rosen, P. S. (2012). A Proposed Classification for Peri-Implantitis. *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 32(5), 533-540.
64. Tallarico, M., Canullo, L., Wang, H. L., Cochran, D. L., Meloni, S. M. (2018). Classification Systems for Peri-Implantitis: A Narrative Review with a Proposal of a New Evidence-Based Etiology Codification. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 33(4), 871-879.
65. Lang, N. P., Wilson, T. G., Corbet, E. F. (2000). Biological Complications with Dental Implants: Their Prevention, Diagnosis and Treatment. *Clinical Oral Implants Research*, 11 Suppl 1(1), 146-155.
66. Mombelli, A., Lang, N. P. (1998). The Diagnosis and Treatment of Peri-Implantitis. *Periodontology 2000*, 17(1), 63-76.
67. Polyzois, I. (2019). Treatment Planning for Periimplant Mucositis and Periimplantitis. *Implant Dentistry*, 28(2), 150-154.
68. 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.

69. 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.
70. Padial-Molina, M., Suarez, F., Rios, H. F., Galindo-Moreno, P., Wang, H. L. (2014). Guidelines for the Diagnosis and Treatment of Peri-Implant Diseases. *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 34(6), 102-111.
71. Suarez, F., Monje, A., Galindo-Moreno, P., Wang, H. L. (2013). Implant Surface Detoxification: A Comprehensive Review. *Implant Dentistry*, 22(5), 465-473.
72. Renvert, S., Polyzois, I., Maguire, R. (2009). Re-Osseointegration on Previously Contaminated Surfaces: A Systematic Review. *Clinical Oral Implants Research*, 20(4), 216-227.
73. Garrett, S. (1996). Periodontal Regeneration around Natural Teeth. *Annals Of Periodontology*, 1(1), 621-666.
74. Hoexter, D. L. (2002). Bone Regeneration Graft Materials. *Journal Of Oral Implantology*, 28(6), 290-294.
75. Bretz, W. A., Matuck, A. N., de Oliveira, G., Moretti, A. J., Bretz, W. A. (1997). Treatment of Retrograde Peri-Implantitis: Clinical Report. *Implant Dentistry*, 6(4), 287-290.
76. Behneke, A., Behneke, N., d'Hoedt, B. (2000). Treatment of Peri-Implantitis Defects with Autogenous Bone Grafts: Six-Month to 3-Year Results of a Prospective Study in 17 Patients. *International Journal Oral Maxillofacial Implants*, 15(1), 125-138.
77. Schwarz, F., Bieling, K., Latz, T., Nuesry, E., Becker, J. (2006). Healing of Intrabony Peri - Implantitis Defects Following Application of a Nanocrystalline Hydroxyapatite (Ostim™) or a Bovine - Derived Xenograft (Bio - Oss™) in Combination with a Collagen Membrane (Bio - Gide™). A Case Series. *Journal Of Clinical Periodontology*, 33(7), 491-499.
78. Chitumalla, R., Halini Kumari, K. V., Mohapatra, A., Parihar, A. S., Anand, K. S., Katragadda, P. (2018). Assessment of Survival Rate of Dental Implants in Patients with Bruxism: A 5-Year Retrospective Study. *Contemporary Clinical Dentistry*, 9(Suppl 2), 278-282.
79. Solderer, A., Al-Jazrawi, A., Sahrman, P., Jung, R., Attin, T., Schmidlin, P. R. (2019). Removal of Failed Dental Implants Revisited: Questions and Answers. *Contemporary Clinical Dentistry*, 5(6), 712-724.

80. Lang, N. P., Mombelli, A., Tonetti, M. S., Bragger, U., Hammerle, C. H. (1997). Clinical Trials on Therapies for Peri-Implant Infections. *Annals Of Periodontology*, 2(1), 343-356.
81. Esposito, M., Hirsch, J. M., Lekholm, U., Thomsen, P. (1998). Biological Factors Contributing to Failures of Osseointegrated Oral Implants. (ii). Etiopathogenesis. *European Journal of Oral Sciences*, 106(3), 721-764.
82. Savadi, R. C., Agarwal, J., Agarwal, R. S., Rangarajan, V. (2011). Influence of Implant Surface Topography and Loading Condition on Stress Distribution in Bone around Implants: A Comparative 3d Fea. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 11(4), 221-231.
83. Bowkett, A., Lavery, D., Patel, A., Addy, L. (2016). Removal Techniques for Failed Implants. *British dental journal*, 220(3), 109-114.
84. Deeb, G., Koerich, L., Whitley, D., 3rd, Bencharit, S. (2018). Computer-Guided Implant Removal: A Clinical Report. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 120(6), 796-800.
85. Messina, A. M., Marini, L., Marini, E. (2018). A Step-by-Step Technique for the Piezosurgical Removal of Fractured Implants. *Journal of Craniofacial Surgery*, 29(8), 2116-2118.
86. Gomez, J. P., Giraldo, L., Montoya, D., Urrea, M. (2018). Cortical Piezo-Puncture as a Minimally Invasive Method for Reducing Miniscrew Implant Insertion Torque: A Preliminary in Vitro Study. *APOS Trends in Orthodontics*, 8, 124-130.
87. Smith, L. P., Rose, T. (2010). Laser Explantation of a Failing Endosseous Dental Implant. *Australian Dental Journal*, 55(2), 219-222.
88. Hajji, M., Franzen, R., Grümer, S., Modabber, A., Nasher, R., Prescher, A., Gutknecht, N. (2016). Removal of Dental Implants Using the Erbium, Chromium: Yttrium-Scandium-Gallium-Garnet Laser and the Conventional Trepine Bur: An in Vitro Comparative Study. *Photomedicine and laser surgery*, 34(2), 61-67.
89. Misch, C. E., Resnik, R. (2017). *Misch's Avoiding Complications in Oral Implantology-E-Book*. Elsevier Health Sciences, 980-984.
90. Anitua, E., Orive, G. (2012). A New Approach for Atraumatic Implant Explantation and Immediate Implant Installation. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 113(3), 19-25.
91. 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.

92. Balaji, S., Balaji, P. P. (2018). *Textbook of Oral & Maxillofacial Surgery-E Book*. India: Elsevier Health Sciences, 509-511.
93. Oh, S.-L., Shiao, H. J., Reynolds, M. A. (2020). Survival of Dental Implants at Sites after Implant Failure: A Systematic Review. *The Journal of prosthetic dentistry*, 123(1), 54-60.
94. 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.
95. Machtei, E. E., Mahler, D., Oettinger-Barak, O., Zuabi, O., Horwitz, J. (2008). Dental Implants Placed in Previously Failed Sites: Survival Rate and Factors Affecting the Outcome. *Clinical Oral Implants Research*, 19(3), 259-264.
96. Anitua, E., Pinas, L., Begona, L., Alkhraisat, M. H. (2017). Prognosis of Dental Implants Immediately Placed in Sockets Affected by Peri-Implantitis: A Retrospective Pilot Study. *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 37(5), 713-719.
97. Adell, R., Lekholm, U., Rockler, B., Branemark, P. I. (1981). A 15-Year Study of Osseointegrated Implants in the Treatment of the Edentulous Jaw. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 10(6), 387-416.
98. Evian, C. I., Cutler, S. A. (1995). Direct Replacement of Failed Cp Titanium Implants with Larger-Diameter, Ha-Coated Ti-6al-4v Implants: Report of Five Cases. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 10(6), 736-743.
99. 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.
100. Kim, Y. K., Park, J. Y., Kim, S. G., Lee, H. J. (2010). Prognosis of the Implants Replaced after Removal of Failed Dental Implants. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 110(3), 281-286.
101. Gomes, G. H., Misawa, M. Y. O., Fernandes, C., Pannuti, C. M., Saraiva, L., Huynh-Ba, G., Villar, C. C. (2018). A Systematic Review and Meta-Analysis of the Survival Rate of Implants Placed in Previously Failed Sites. *Brazilian Oral Research*, 32(27), 27.
102. Chrcanovic, B. R., Kisch, J., Albrektsson, T., Wennerberg, A. (2017). Survival of Dental Implants Placed in Sites of Previously Failed Implants. *Clinical Oral Implants Research*, 28(11), 1348-1353.

103. Natali, A. N. (2003). *Dental Biomechanics*. (Vol. 2). London and New York: CRC Press, 249-250.
104. van Eijden, T. M. (2000). Biomechanics of the Mandible. *Critical reviews in oral biology & medicine*, 11(1), 123-136.
105. Seong, W.-J., Kim, U.-K., Swift, J. Q., Hodges, J. S., Ko, C.-C. (2009). Correlations between Physical Properties of Jawbone and Dental Implant Initial Stability. *The Journal of prosthetic dentistry*, 101(5), 306-318.
106. 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.
107. Ramoğlu, S., Ozan, O. (2014). Diş Hekimliğinde Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 24(3), 90-97.
108. Adıgüzel, Ö. (2010). Sonlu Elemanlar Analizi: Derleme Bölüm I: Dişhekimliğinde Kullanım Alanları, Temel Kavramlar Ve Eleman Tanımları. *Dicle Diş Hekimliği Dergisi*, 11, 18-23.
109. Liu, G.-R., Quek, S. S. (2013). *The Finite Element Method: A Practical Course*. (Vol. 1). Oxford: Butterworth-Heinemann, 69-72.
110. Jacob, F., Ted, B. (2007). *A First Course in Finite Elements*. (Vol. 1). United States of America: Wiley, 7-9.
111. Ledley, R. S., Huang, H. K. (1968). Linear Model of Tooth Displacement by Applied Forces. *Journal of dental research*, 47(3), 427-432.
112. 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.
113. Matsushita, Y., Kitoh, M., Mizuta, K., Ikeda, H., Suetsugu, T. (1990). Two-Dimensional Fem Analysis of Hydroxyapatite Implants: Diameter Effects on Stress Distribution. *Journal Of Oral Implantology*, 16(1), 6-11.
114. Pellizzer, E. P., Verri, F. R., de Moraes, S. L., Falcon-Antenucci, R. M., de Carvalho, P. S., Noritomi, P. Y. (2013). Influence of the Implant Diameter with Different Sizes of Hexagon: Analysis by 3-Dimensional Finite Element Method. *Journal Of Oral Implantology*, 39(4), 425-431.
115. Toniollo, M. B., Macedo, A. P., Rodrigues, R. C., Ribeiro, R. F., de Mattos Mda, G. (2012). Three-Dimensional Finite Element Analysis of Stress Distribution on

- Different Bony Ridges with Different Lengths of Morse Taper Implants and Prosthesis Dimensions. *Journal of Craniofacial Surgery*, 23(6), 1888-1892.
116. Bourauel, C., Aitlahrach, M., Heinemann, F., Hasan, I. (2012). Biomechanical Finite Element Analysis of Small Diameter and Short Dental Implants: Extensive Study of Commercial Implants. *Biomed Tech (Berl)*, 57(1), 21-32.
 117. Demenko, V., Linetskiy, I., Nesvit, K., Hubalkova, H., Nesvit, V., Shevchenko, A. (2014). Importance of Diameter-to-Length Ratio in Selecting Dental Implants: A Methodological Finite Element Study. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 17(4), 443-449.
 118. 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.
 119. 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.
 120. C, I. C., Shyh-Yuan, L., Ming-Chang, W., Sun, C. W., Jiang, C. P. (2014). Finite Element Modelling of Implant Designs and Cortical Bone Thickness on Stress Distribution in Maxillary Type Iv Bone. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 17(5), 516-526.
 121. Van Oosterwyck, H., Duyck, J., Vander Sloten, J., Van Der Perre, G., Naert, I. (2002). Peri-Implant Bone Tissue Strains in Cases of Dehiscence: A Finite Element Study. *Clinical Oral Implants Research*, 13(3), 327-333.
 122. 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.
 123. 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. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 82(2), 182-187.
 124. Zitzmann, N. U., Berglundh, T. (2008). Definition and Prevalence of Peri-Implant Diseases. *Journal Of Clinical Periodontology*, 35(8), 286-291.
 125. Ferreira, S. D., Silva, G. L., 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.

126. Bragger, U., Aeschlimann, S., Burgin, W., Hammerle, 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.
127. 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(3), 197-212.
128. van Steenberghe, D., Lekholm, U., Bolender, C., Folmer, T., Henry, P., Herrmann, I., Higuchi, K., Laney, W., Linden, U., Astrand, P. (1990). Applicability of Osseointegrated Oral Implants in the Rehabilitation of Partial Edentulism: A Prospective Multicenter Study on 558 Fixtures. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 5(3), 272-281.
129. Engquist, B., Bergendal, T., Kallus, T., Linden, U. (1988). A Retrospective Multicenter Evaluation of Osseointegrated Implants Supporting Overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 3(2), 129-134.
130. Tsitoura, E., Tucker, R., Suvan, J., Laurell, L., Cortellini, P., Tonetti, M. (2004). Baseline Radiographic Defect Angle of the Intrabony Defect as a Prognostic Indicator in Regenerative Periodontal Surgery with Enamel Matrix Derivative. *Journal Of Clinical Periodontology*, 31(8), 643-647.
131. Weng, D., Nagata, M. J., Bell, M., Bosco, A. F., de Melo, L. G., Richter, E. J. (2008). Influence of Microgap Location and Configuration on the Periimplant Bone Morphology in Submerged Implants. An Experimental Study in Dogs. *Clinical Oral Implants Research*, 19(11), 1141-1147.
132. Shin, S. Y., Shin, S. I., Kye, S. B., Hong, J., Paeng, J. Y., Chang, S. W., Yang, S. M. (2015). The Effects of Defect Type and Depth, and Measurement Direction on the Implant Stability Quotient Value. *Journal Of Oral Implantology*, 41(6), 652-656.
133. 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.
134. Naveau, A., Shinmyouzu, K., Moore, C., Avivi-Arber, L., Jokerst, J., Koka, S. (2019). Etiology and Measurement of Peri-Implant Crestal Bone Loss (Cbl). *Journal of clinical medicine*, 8(2), 166.
135. Fu, J.-H., Wang, H.-L. (2015). Can Periimplantitis Be Treated? *Dental Clinics*, 59(4), 951-980.

136. Rieger, M. R., Adams, W. K., Kinzel, G. L., Brose, M. O. (1989). Finite Element Analysis of Bone-Adapted and Bone-Bonded Endosseous Implants. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 62(4), 436-440.
137. Akpinar, I., Demirel, F., Parnas, L., Sahin, S. (1996). A Comparison of Stress and Strain Distribution Characteristics of Two Different Rigid Implant Designs for Distal-Extension Fixed Prostheses. *Quintessence International*, 27(1), 11-17.
138. Holmgren, E. P., Seckinger, R. J., Kilgren, L. M., Mante, F. (1998). Evaluating Parameters of Osseointegrated Dental Implants Using Finite Element Analysis a Two-Dimensional Comparative Study Examining the Effects of Implant Diameter, Implant Shape, and Load Direction. *Journal Of Oral Implantology*, 24(2), 80-88.
139. Himmlova, L., Dostalova, T., Kacovsky, A., Konvickova, S. (2004). Influence of Implant Length and Diameter on Stress Distribution: A Finite Element Analysis. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 91(1), 20-25.
140. Barikani, H., Rashtak, S., Akbari, S., Badri, S., Daneshparvar, N., Rokn, A. (2013). The Effect of Implant Length and Diameter on the Primary Stability in Different Bone Types. *Journal of dentistry*, 10(5), 449-455.
141. Winter, W., Mohrle, S., Holst, S., Karl, M. (2010). Parameters of Implant Stability Measurements Based on Resonance Frequency and Damping Capacity: A Comparative Finite Element Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 25(3), 532-539.
142. Lachmann, S., Laval, J. Y., Axmann, D., Weber, H. (2011). Influence of Implant Geometry on Primary Insertion Stability and Simulated Peri-Implant Bone Loss: An in Vitro Study Using Resonance Frequency Analysis and Damping Capacity Assessment. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 26(2).
143. Ostman, P. O. (2008). Immediate/Early Loading of Dental Implants. Clinical Documentation and Presentation of a Treatment Concept. *Periodontol 2000*, 47(1), 90-112.
144. Santagata, M., Guariniello, L., Rauso, R., Tartaro, G. (2010). Immediate Loading of Dental Implant after Sinus Floor Elevation with Osteotome Technique: A Clinical Report and Preliminary Radiographic Results. *Journal Of Oral Implantology*, 36(6), 485-489.
145. Garcia-Vives, N., Andres-Garcia, R., Rios-Santos, V., Fernandez-Palacin, A., Bullon-Fernandez, P., Herrero-Climent, M., Herrero-Climent, F. (2009). In Vitro Evaluation of the Type of Implant Bed Preparation with Osteotomes in Bone Type Iv and Its Influence on the Stability of Two Implant Systems. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 14(9), 455-460.

146. Friberg, B., Jisander, S., Widmark, G., Lundgren, A., Ivanoff, C. J., Sennerby, L., Thorén, C. (2003). One - Year Prospective Three - Center Study Comparing the Outcome of a "Soft Bone Implant"(Prototype Mk Iv) and the Standard Brånemark Implant. *Clinical implant dentistry and related research*, 5(2), 71-77.
147. Rokn, A., Ghahroudi, A. R., Mesgarzadeh, A., Miremadi, A., Yaghoobi, S. (2011). Evaluation of Stability Changes in Tapered and Parallel Wall Implants: A Human Clinical Trial. *Journal of dentistry*, 8(4), 186-200.
148. Derks, J., Schaller, D., Hakansson, J., Wennstrom, 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.
149. 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. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 94(4), 377-381.
150. 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.
151. Brunski, J. B. (1988). Biomaterials and Biomechanics in Dental Implant Design. *International Journal Oral Maxillofacial Implants*, 3(2), 85-97.
152. Çini, A. (2015). *Yetersiz Kemik Seviyesi Olan Çeneler İçin Yeni Dental Implant Tasarımı*. (Phd), Hitit Üniversitesi, Çorum, Türkiye.
153. 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.
154. Siegele, D., Soltesz, U. (1989). Numerical Investigations of the Influence of Implant Shape on Stress Distribution in the Jaw Bone. *International Journal Oral Maxillofacial Implants*, 4(4), 333-340.
155. Clelland, N. L., Lee, J. K., Bimbenet, O. C., Brantley, W. A. (1995). A Three-Dimensional Finite Element Stress Analysis of Angled Abutments for an Implant Placed in the Anterior Maxilla. *Journal of prosthodontics*, 4(2), 95-100.
156. Akca, K., Cehreli, M. C., Iplikcioglu, H. (2002). A Comparison of Three-Dimensional Finite Element Stress Analysis with in Vitro Strain Gauge Measurements on Dental Implants. *The International Journal of Prosthodontics*, 15(2), 115-121.

157. Papavasiliou, G., Kamposiora, P., Bayne, S., Felton, D. (1997). 3d-Fea of Osseointegration Percentages and Patterns on Implant-Bone Interfacial Stresses. *Journal of dentistry*, 25(6), 485-491.
158. Meijer, H., Starmans, F., Steen, W., 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.
159. Teixeira, E., Sato, Y., Akagawa, Y., Shindoi, N. (1998). A Comparative Evaluation of Mandibular Finite Element Models with Different Lengths and Elements for Implant Biomechanics. *Journal of oral rehabilitation*, 25(4), 299-303.
160. 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. *ASME International Mechanical Engineering Congress and Exposition*, 46(2), 469.
161. Moeen, F., Ataulah, K., Bin Saeed, M. H., 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-Dimensiol Finite Element Analysis. *Pakistan Oral & Dental Journal*, 34(2).
162. Sotto-Maior, B. S., Rocha, E. P., Almeida, E. O. d., Freitas-Júnior, A. C., Anchieta, 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.
163. 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.
164. Menicucci, G., Mossolov, A., Mozzati, M., Lorenzetti, M., Preti, G. (2002). Tooth–Implant Connection: Some Biomechanical Aspects Based on Finite Element Analyses. *Clinical Oral Implants Research*, 13(3), 334-341.
165. Ladd, A. J., Kinney, J. H. (1998). Numerical Errors and Uncertainties in Finite-Element Modeling of Trabecular Bone. *Journal of biomechanics*, 31(10), 941-945.
166. Clelland, N. L., Ismail, Y., Zaki, H., Pipko, D. (1991). Three-Dimensional Finite Element Stress Analysis in and around the Screw-Vent Implant. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 6(4).
167. 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. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 6(4), 391-398.

168. Ferreira, M. B., Barão, V. A., Delben, J. A., Faverani, L. P., Hipólito, A. C., Assunção, W. G. (2014). Non-Linear 3d Finite Element Analysis of Full-Arch Implant-Supported Fixed Dentures. *Materials Science and Engineering: C*, 38, 306-314.
169. 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.
170. 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.
171. 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.
172. Akca, K., Iplikcioglu, H. (2001). Finite Element Stress Analysis of the Influence of Staggered Versus Straight Placement of Dental Implants. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 16(5), 722-730.
173. 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. *J Oral Rehabil*, 32(4), 279-286.
174. Akca, K., Cehreli, M. C. (2006). Biomechanical Consequences of Progressive Marginal Bone Loss around Oral Implants: A Finite Element Stress Analysis. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 44(7), 527-535.
175. Gupta, S., Goyal, P., Jain, A., Chopra, P. (2020). Effect of Peri-Implantitis Associated Horizontal Bone Loss on Stress Distribution around Dental Implants—a 3d Finite Element Analysis. *Materials Today: Proceedings*.
176. Åstrand, P., Billström, C., Feldmann, H., Fischer, K., Henricsson, V., Johansson, B., Nyström, E., Sunzel, B. (2003). Tapered Implants in Jaws with Soft Bone Quality: A Clinical and Radiographie 1 - Year Study of the Brånemark System Mark Iv Fixture. *Clinical implant dentistry and related research*, 5(4), 213-218.
177. Cardaropoli, G., Araujo, M., Lindhe, J. (2003). Dynamics of Bone Tissue Formation in Tooth Extraction Sites. An Experimental Study in Dogs. *J Clin Periodontol*, 30(9), 809-818.
178. Johnson, K. (1969). A Study of the Dimensional Changes Occurring in the Maxilla Following Tooth Extraction. *Aust Dent J*, 14(4), 241-244.

179. Pietrokovski, J., Starinsky, R., Arensburg, B., Kaffe, I. (2007). Morphologic Characteristics of Bony Edentulous Jaws. *J Prosthodont*, 16(2), 141-147.
180. 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. *J Periodontol*, 72(11), 1560-1571.
181. Covani, U., Cornelini, R., Calvo-Guirado, J. L., Tonelli, P., Barone, A. (2010). Bone Remodeling around Implants Placed in Fresh Extraction Sockets. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 30(6), 601-607.
182. Araujo, M. G., Sukekava, F., Wennstrom, J. L., Lindhe, J. (2005). Ridge Alterations Following Implant Placement in Fresh Extraction Sockets: An Experimental Study in the Dog. *Journal Of Clinical Periodontology*, 32(6), 645-652.
183. Botticelli, D., Berglundh, T., Lindhe, J. (2004). Hard-Tissue Alterations Following Immediate Implant Placement in Extraction Sites. *J Clin Periodontol*, 31(10), 820-828.
184. Botticelli, D., Berglundh, T., Buser, D., Lindhe, J. (2003). Appositional Bone Formation in Marginal Defects at Implants: An Experimental Study in the Dog. *Clinical Oral Implants Research*, 14(1), 1-9.
185. Heitz-Mayfield, L. J., Lang, N. P. (2010). Comparative Biology of Chronic and Aggressive Periodontitis Vs. Peri-Implantitis. *Periodontol 2000*, 53, 167-181.
186. Seymour, G. J., Powell, R. N., Davies, W. I. (1979). The Immunopathogenesis of Progressive Chronic Inflammatory Periodontal Disease. *J Oral Pathol*, 8(5), 249-265.
187. Lindhe, J., Berglundh, T., Ericsson, I., Liljenberg, B., Marinello, C. (1992). Experimental Breakdown of Peri-Implant and Periodontal Tissues. A Study in the Beagle Dog. *Clin Oral Implants Res*, 3(1), 9-16.
188. Marinello, C. P., Berglundh, T., Ericsson, I., Klinge, B., Glantz, P. O., Lindhe, J. (1995). Resolution of Ligature-Induced Peri-Implantitis Lesions in the Dog. *J Clin Periodontol*, 22(6), 475-479.
189. Frisardi, G., Barone, S., Razionale, A. V., Paoli, A., Frisardi, F., Tullio, A., Lumbau, A., Chessa, G. (2012). Biomechanics of the Press-Fit Phenomenon in Dental Implantology: An Image-Based Finite Element Analysis. *Head Face Med*, 8(1), 18.
190. Duyck, J., Roesems, R., Cardoso, M. V., Ogawa, T., De Villa Camargos, G., Vandamme, K. (2015). Effect of Insertion Torque on Titanium Implant Osseointegration: An Animal Experimental Study. *Clin Oral Implants Res*, 26(2), 191-196.

191. 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. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 26(4), 837-849.
192. Cha, J. Y., Pereira, M. D., Smith, A. A., Houschyar, K. S., Yin, X., Mouraret, S., Brunski, J. B., Helms, J. A. (2015). Multiscale Analyses of the Bone-Implant Interface. *J Dent Res*, 94(3), 482-490.
193. Yadav, S., Upadhyay, M., Liu, S., Roberts, E., Neace, W. P., Nanda, R. (2012). Microdamage of the Cortical Bone During Mini-Implant Insertion with Self-Drilling and Self-Tapping Techniques: A Randomized Controlled Trial. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 141(5), 538-546.
194. Baldi, D., Lombardi, T., Colombo, J., Cervino, G., Perinetti, G., Di Lenarda, R., Stacchi, C. (2018). Correlation between Insertion Torque and Implant Stability Quotient in Tapered Implants with Knife-Edge Thread Design. *BioMed research international*, 2018.
195. Monje, A., Chappuis, V., Monje, F., Munoz, F., Wang, H. L., Urban, I. A., Buser, D. (2019). The Critical Peri-Implant Buccal Bone Wall Thickness Revisited: An Experimental Study in the Beagle Dog. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 34(6), 1328-1336.
196. Bartold, P. M., Kuliwaba, J. S., Lee, V., Shah, S., Marino, V., Fazzalari, N. L. (2011). Influence of Surface Roughness and Shape on Microdamage of the Osseous Surface Adjacent to Titanium Dental Implants. *Clin Oral Implants Res*, 22(6), 613-618.
197. Berglundh, T., Armitage, G., Araujo, M. G., Avila-Ortiz, G., Blanco, J., Camargo, P. M., Chen, S., Cochran, D., Derks, J., Figuero, E., Hammerle, C. H. F., Heitz-Mayfield, L. J. A., Huynh-Ba, G., Iacono, V., Koo, K. T., Lambert, F., McCauley, L., Quirynen, M., Renvert, S., Salvi, G. E., Schwarz, F., Tarnow, D., Tomasi, C., Wang, H. L., Zitzmann, N. (2018). Peri-Implant Diseases and Conditions: Consensus Report of Workgroup 4 of the 2017 World Workshop on the Classification of Periodontal and Peri-Implant Diseases and Conditions. *Journal of Periodontology*, 89(1), 313-318.
198. Baffone, G. M., Botticelli, D., Pereira, F. P., Favero, G., Schweikert, M., Lang, N. P. (2013). Influence of Buccal Bony Crest Width on Marginal Dimensions of Peri-Implant Hard and Soft Tissues after Implant Installation. An Experimental Study in Dogs. *Clinical Oral Implants Research*, 24(3), 250-254.
199. Temmerman, A., Kestra, J. A., Coucke, W., Teughels, W., Quirynen, M. (2015). The Outcome of Oral Implants Placed in Bone with Limited Bucco-Oral Dimensions: A 3-Year Follow-up Study. *Journal Of Clinical Periodontology*, 42(3), 311-318.

200. Monje, A., Ravidà, A., Wang, H.-L., Helms, J. A., Brunski, J. B. (2019). Relationship between Primary/Mechanical and Secondary/Biological Implant Stability. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 34.
201. 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.
202. Bhavsar, I., Miller, C. S., Ebersole, J. L., Dawson, D. R., 3rd, Thompson, K. L., Al-Sabbagh, M. (2019). Biological Response to Peri-Implantitis Treatment. *Journal of Periodontal Research*, 54(6), 720-728.
203. Atieh, M. A., Alsabeeha, N. H. M., Payne, A. G. T., Schvass, D. R., Duncan, W. J. (2012). Insertion Torque of Immediate Wide-Diameter Implants: A Finite Element Analysis. *Quintessence International*, 43(9), 115-126.
204. Sahin, S., Cehreli, M. C., Yalcin, E. (2002). The Influence of Functional Forces on the Biomechanics of Implant-Supported Prostheses--a Review. *Journal of dentistry*, 30(7-8), 271-282.
205. Papavasiliou, G., Tripodakis, A. P. D., Kamposiora, P., Strub, J. R., Bayne, S. C. (1996). Finite Element Analysis of Ceramic Abutment-Restoration Combinations for Osseointegrated Implants. *International Journal of Prosthodontics*, 9(3).
206. Van Staden, R., 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.



ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : ŞENGÜL, Janset

Uyruğu T.C. :

Eğitim Derecesi	Okul/Program	Mezuniyet yılı
Doktora Lisans	Gazi Üniversitesi Periodontoloji A.B.D	Devam Ediyor
Lise	Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği	2008
	Fakültesi Sakarya Anadolu Lisesi	2007

İş Deneyimi, Yıl	Çalıştığı Yer	Görev
2019- devam ediyor	Özel Bayındır Hastanesi	Diş Hekimi
2016-2019	Özel Başdent Eryaman Ağız ve Diş Sağlığı Polikliniği	Diş Hekimi
2014-2016	Özel Muayenehane	Diş Hekimi

Yabancı Dil

İngilizce

Yayınlar

1. İşler, S. Ç., Uraz, A., Şengül, J., Çakıroğlu, M., Bakırarar, B., & Çetiner, D. Evalution Of the Patiens Oral Health Related Quality of Life After Harvesting Free Gingival Graft. Cumhuriyet Dental Journal, 22(1), 11-21.
2. Uraz A, Hamurcu N, Şengül J. Obez bireylerde oral mikrobiyal kompozisyon-periodontal hastalık ilişkisi. Ünsal FB, editör. Periodontal ve Sistemik Hastalıklarda Mikrobiyal Etkileşim. 1. Baskı. Ankara: Türkiye Klinikleri; 2020. 38-43.

Posterler

1. Serbest Dişeti Grefti Uygulanan Hastaların Ağız Sağlığı İle İlişkili Yaşam Kalitesinin Değerlendirilmesi. Şengül, J., Uraz, A., Çakıroğlu, M., İşler, S. Ç. , & Çetiner, F. D. , (2017). 47. Türk Periodontoloji Derneği Uluslararası Kongresi, İstanbul, Türkiye
2. Bone Grafting Plus Thermosensitive Gel For Ridge Preservation After Tooth Removal In Anterior Maxilla: A Case Series Janset Sengul, Ahu Uraz, Deniz Cetiner Gazi University, Faculty of Dentistry, Department of Periodontology, Ankara, Turkey Europerio 9, Amsterdam, Hollanda
3. Investigation of reverse torque effect on bone stress levels in peri-implantitis defects- finite element analysis. Uraz, A., Cetiner, D., Ozdemir, Y., & Sengul, J. (2019). *Clinical Oral Implants Research*, 30, 145-145.
4. Dijital implant planlaması ve cerrahi rehber ile flepsiz implant uygulaması: Vaka sunumu Şengül, J., Gürsoy, C., Güngör B.M., Uraz, A., (2020) *Acta Odontologica Turcica*, 37.
5. Endodontik-Periodontal Lezyonlu Mandibular Birinci Molar Dişin Kombine Tedavisi: Vaka Raporu Mumcu, A. K., Şengül, J., & Yaman, S. D. (2020). *Acta Odontologica Turcica*, 37.
6. Dudağın yeniden konumlandırılması tekniğinin uzun dönem takibi: Vaka raporu. Etoz, O., Şengül, J., Özdemir, B., & Kalkan, A. Ç. (2020). *Acta Odontologica Turcica*, 37.
7. Two Different Ridge Preservation Technique İn Anterior Maxilla: Case Series. Uraz, A., Şengül, J., & Çetiner, F. D. , (2018). Fdi World Dental Congress, Buenos Aires, Argentina



GAZİLİ OLMAK AYRICALIKTIR..

