



T.C.
TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

ATROFİK POSTERİOR MAKSİLLANIN REHABİLİTASYONUNDA
FARKLI İMPLANT PLANLAMALARININ VE FARKLI
PROTEZ TASARIMLARININ STRES DAĞILIMINA ETKİLERİNİN
SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE İNCELENMESİ

Hazırlayan
Arzu YÜKSEL BAYSAL

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Uzmanlık Tezi

Danışman
Doç.Dr. Yeliz HAYRAN

TOKAT – 2021



T.C.
TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

ATROFİK POSTERİOR MAKSİLLANIN REHABİLİTASYONUNDA
FARKLI İMPLANT PLANLAMALARININ VE FARKLI
PROTEZ TASARIMLARININ STRES DAĞILIMINA ETKİLERİNİN
SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE İNCELENMESİ

Hazırlayan
Arzu YÜKSEL BAYSAL

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Uzmanlık Tezi

Danışman
Doç.Dr. Yeliz HAYRAN

TOKAT – 2021

T.C.

TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI'NA

Bu belge ile, bu tezdeki bütün bilgilerin akademik kurallara ve etik ilkelere uygun olarak toplanıp sunulduğunu, bu kural ve ilkelerin gereği olarak, çalışmada bana ait olmayan tüm veri, düşünce ve sonuçlara atıf yaptığımı ve kaynağını gösterdiğimi beyan ederim.

(04/03/2021)

Tezi Hazırlayan Öğrencinin

Adı ve Soyadı

Arzu YÜKSEL BAYSAL

İmzası

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tezimin hazırlanması aşamasında bana destek olan, değerli tecrübeleriyle yol gösteren sevgili hocam, danışmanım Doç. Dr. Yeliz HAYRAN'a emeklerinden dolayı teşekkürü bir borç bilirim.

Eğitimim süresince bilgi ve tecrübelerini paylaşan, değerli bölüm hocalarım Doç. Dr. Işıl SARIKAYA'ya, Dr. Öğr. Üyesi Bilal HOLOĞLU, Dr. Öğr. Üyesi Kaan YERLİYURT ve Dr. Öğr. Üyesi İlknur USTA KUTLU'ya,

Tez sürecinde bana yol gösteren, bilgi ve deneyimleriyle her danışmamda içtenlikle karşılayan ve diş hekimliği lisans eğitimime olan büyük katkılarından dolayı çok değerli, saygıdeğer hocam Prof. Dr. Derya ÖZDEMİR DOĞAN'a,

Yaşadığım yeri daha yaşanılabilir yapan, dostluklarını, sevgilerini paylaşan asistan arkadaşlarıma ve diş hekimi Ömer SİLAHLI ve ailesine,

Destekleri, yardımları ve hoş sohbetleri için başta Sibel ÜRETİR ve Munise YORGUN olmak üzere tüm fakülte ve bölüm personeline,

Çalışmamın temelini oluşturan modellerin bilgisayar ortamında hazırlanmasını sağlayan ve analizini yapan Ay Tasarım Ltd'e,

Hayatım boyunca yanımda olup bana güvenen ve bu günlere gelmemde en büyük destekçilerim olan sevgili aileme,

Üniversite yıllarımdan itibaren iyi ve kötü günlerimde sürekli yanımda olan, yardımını, sevgisini ve desteğini hiçbir zaman esirgemeyen biricik eşim Mehmet Raşit BAYSAL'a sonsuz teşekkürler...

Bu tez, Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından 2020/08 proje numarası ile desteklenmiştir.



İTHAF

Canım annem, kardeşlerim ve sevgili eşime...

ÖZET

Atrofik Posterior Maksillanın Rehabilitasyonunda Farklı İmplant Planlamalarının ve Farklı Protez Tasarımlarının Stres Dağılımına Etkilerinin Sonlu Elemanlar Analizi ile İncelenmesi

Amaç: Bu çalışmanın amacı üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemini kullanarak atrofik posterior maksiller bölgede sinüs elevasyonu yapılamadığı durumlarda farklı dizaynlardaki implant yerleşimlerinde retansiyon tipi (simante/vidalı) ve splintlemenin implant yapıları ve kemikte oluşan stresler üzerine etkileri incelenerek modeller arasındaki farkın anlamlılığını değerlendirmektir.

Yöntem: Bilgisayar destekli tasarım yazılımı kullanılarak, atrofik posterior maksillada üç üyeli implant destekli restorasyonlardan oluşan 10 çalışma modeli tasarlanmıştır. Oluşturulan 3 boyutlu model üzerine seçilen implant modeli entegre edilmiş ve her bir kronun palatinal tüberküllerine 100 N'luk statik oblik okluzal kuvvetler uygulanarak stres analizi yapılmıştır. Atrofik posterior maksillada 2 implant üstü distal kanatlı, 2 implant üstü mezial kanatlı, 2 veya 3 implant üstü konvansiyonel splintli ve 3 implant üstü splintli olmayan sabit protetik tasarımlar vida tutuculu ve siman tutuculu olarak modellenerek Von Misses stres, gerilme stresi ve sıkışma stres değerleri incelenmiştir.

Bulgular: En yüksek Von Misses stres değerleri implantların boyun bölgesinde hesaplanmıştır. Retansiyon tipine bakılmaksızın en yüksek Von Misses stres değerleri kanat uzantısına komşu implantlarda görülmüş ve distal kanata komşu implantlarda, mezial kanat taşıyanlara göre daha fazla stres değerleri saptanmıştır. Üç implant içeren modellerdeki implantlar genel olarak diğer modellere göre daha düşük Von Misses stres

değerleri göstermiştir. Splintlenen modellerdeki implantlarda splintlenmeyenlere göre daha düşük Von Misses stres değerleri görülmüştür. Vida tutuculu modellerdeki implantlarda siman tutuculu modellerdekine göre daha düşük Von Misses stres değerleri saptanmıştır. Siman tutuculu modellerde vida tutuculu modellere göre kortikal kemikte implantların boyun çevresi bölgesinde bir miktar daha düşük gerilme stres değerleri saptanmıştır. Splintli modellerdeki standart implantlarda splintlenmeyenlere göre kortikal kemikte daha düşük gerilme ve sıkışma stres değerleri görülürken, kısa molar implantlarda gerilme ve sıkışma stres değerleri splintlenen modellerde bir miktar artmıştır.

Sonuçlar: Kanatlı bir planlama yerine, posterior bölgeye kısa implant yerleştirilmesi kortikal kemikte ortaya çıkacak gerilmelerin şiddetini büyük oranda düşürmüştür. İmplant sayısı arttıkça genel olarak stresler azalmıştır. Vida tutuculu modellerdeki implantlar, siman tutuculu modellerdeki implantlara göre daha düşük Von Misses stres değerleri göstermiştir. Simante sistemler periimplant dokularda genel olarak bir miktar daha düşük stres değerleri göstermiştir. Splintli modellerdeki implantlarda daha düşük Von Misses stres değerleri ölçülmüştür. Splintli modellerdeki standart implantların boyun çevresi bölgesindeki kortikal ve trabeküler kemikte splintlenmeyenlere göre daha düşük gerilme ve sıkışma stres değerleri ölçülmüştür. Splintleme kısa implantların çevresindeki kortikal kemikte gerilme ve sıkışma stres değerlerinin bir miktar artmasına neden olmuştur.

Anahtar kelimeler: Kısa implant, Siman tutucu, Vida tutucu, Splintli protezler, Sonlu elemanlar analizi

ABSTRACT

Investigation of the Effects of Different Implant Planning and Different Prosthesis Designs on Stress Distribution in Rehabilitation of Atrophic Posterior Maxilla by Finite Element Analysis

Purpose: The aim of this study is to evaluate the significance of the difference between the models by examining the effects of retention type (cemented / screwed) and splinting on implant structures and bone stresses in implant placements of different designs in the atrophic posterior maxillary region (in cases where sinus elevation cannot be performed) by using the three-dimensional finite element stress analysis method.

Materials and Methods: Using computer-aided design software, 10 study models consisting of three-unit implant-supported restorations in atrophic posterior maxilla were designed. The implant model selected on the 3D model was integrated and stress analysis was performed by applying 100 N static oblique occlusal forces to the palatal tubercles of each crown. Von Misses stress, tensile stress and compressive stress values were analyzed by modeling fixed prosthetic designs with two implants supporting prosthesis with distal cantilever, two implants supporting prosthesis with mesial cantilever, 2 or 3 implant supported conventional splinted prosthesis and three implants supporting non splinted crowns with a screwed prosthesis and cemented prosthesis.

Results: The highest von Misses stress values were determined in the cervical region of the implants. Regardless of the retention type, the highest Von Misses stress values were seen in implants adjacent to the cantilever extension, and more stress values were found in implants adjacent to the distal cantilever extension than those with mesial cantilever extension. Implants in models with three implants generally showed lower von

Mises stress values than other models. Lower von Mises stress values were observed in implants with splinted models compared to non-splinted ones. In the cement-retained models, slightly lower tensile stress values were found in the cortical bone in the cervical circumference of the implants compared to the screw-retained models. While standard implants with splinted models have lower tensile and compression stress values in cortical bone compared to non-splinted ones, tensile and compression stress values in short molar implants increased slightly in splinted models. Lower Von Mises stress values were found in implants in screw-retained models compared to cement-retained model.

Conclusion: Significantly lower values of tensile stress were noted in cortical bone with shorter implant placement configurations compared with the cantilever prosthesis. As the number of implants increases, von Mises stresses generally decrease. Implants in screw-retained models showed lower Von Mises stress values than implants in cement-retained models. Cemented systems generally showed slightly lower stress values in periimplant tissues. Splinted prostheses exhibited better stress distribution for the implants. Lower tensile and compression stress values were measured in cortical and trabecular bone in the cervical circumference region of the standard implants in models with splints compared to those without splinting. Splinting resulted a slight increase in the stress and compression stress values in the cortical bone around the short implants.

Keywords: Short implant, Cement-retained, Screw-retained, Splinted prosthesis, Finite element analysis

İÇİNDEKİLER

ETİK SÖZLEŞME.....	i
TEŞEKKÜR.....	ii
İTHAF (ADAMA).....	iv
ÖZET.....	v
ABSTRACT.....	vii
İÇİNDEKİLER.....	ix
TABLolar LİSTESİ.....	xiv
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	xv
KISALTMALAR LİSTESİ.....	xxii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	5
2.1. Dental İmplantlar.....	5
2.1.1. Dental İmplantların Tanımı, Tarihçesi ve Osseointegrasyon Kavramı.....	5
2.1.2. Dental İmplantların Sınıflandırılması.....	6
2.1.3. Dental İmplantlarda Başarı ve Başarısızlık.....	7
2.2. Kısa İmplantlar.....	9
2.2.1. Kısa İmplantların Avantajları.....	10
2.2.2. Kısa İmplantların Dezavantajları.....	11
2.2.2.1. İmplant Yüzey Alanının Azalması.....	11
2.2.2.2. Artmış Kron/İmplant (K/I) Oranı.....	12
2.2.3. Kısa İmplantlarda Başarı Oranları.....	14
2.3. İmplant Üstü Protezlerin Sınıflandırılması.....	16

2.3.1. Sabit Protezler.....	17
2.3.2. Hareketli Protezler.....	18
2.4. Siman ve Vida Retansiyonlu İmplant Üstü Protezler.....	18
2.4.1. İmplant Üstü Oklüzal Vidalı Sabit Protezler.....	19
2.4.2. İmplant Üstü Simante Sabit Protezler.....	24
2.5. Sabit İmplant Üstü Protezlerde Kullanılan Restorasyon Tasarımları (Splintli Olup Olmaması).....	26
2.5.1. Splintli İmplant Üstü Protezler	27
2.5.2. Splintli Olmayan (Nonsplintli) İmplant Üstü Protezler	29
2.6. Alveoler Kemiğin Yapısı.....	30
2.6.1. Alveoler Kemiğin Yoğunluğu ve Sınıflaması.....	31
2.6.2. Maksilla Posterior Bölge ile İlgili Değerlendirmeler	33
2.6.2.1. Maksillada Rezorpsiyon Paterni.....	34
2.6.2.2. Atrofik Posterior Maksilla	35
2.7. Atrofik Posterior Dişsiz Maksillada İmplant Uygulamaları.....	36
2.7.1. Atrofik Posterior Dişsiz Maksillanın İlave Cerrahisiz İmplant Uyg.....	36
2.7.1.1. Kanatlar	36
2.7.1.2. Açılı İmplantlar.....	39
2.8. Biyomekanik Açından Posterior Maksillayı Etkileyen Faktörler.....	39
2.8.1. Biyomekanik ile İlgili Temel Kavramlar	39
2.8.2. Yükleme Tipi ve Şiddeti.....	42
2.8.3. İmplant Sayısı.....	45
2.8.4. İmplant Dizaynı.....	46
2.8.5. İmplant Yüzey Özellikleri.....	47

2.9. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi (SESA).....	48
2.9.1. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi ile İlgili Temel Kavramlar	50
2.9.2. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi'nin Aşamaları.....	51
2.9.2.1. Yapının Modellenmesi ve Elemanlara Bölünmesi (Pre-Processing)....	52
2.9.2.2. Analiz Verilerinin Yüklenmesi.....	52
2.9.2.3. Analizin Çözümlemesi (Post-Processing).....	52
2.9.3. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yönteminin Avantaj ve Dezavantajları.....	53
2.9.3.1. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yönteminin Avantajları.....	53
2.9.3.2. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yönteminin Dezavantajları.....	54
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	55
3.1. Geometrik Bilgisayar Modellerin Oluşturulması.....	55
3.2. İmplant ve Protez Parçalarının Modellenmesi.....	58
3.3. Çalışma Modelleri.....	61
3.4. Çalışmada Kullanılan Modellerin Sonlu Elemanlar Stres Analizi İçin Hazır Hale Getirilmesi.....	66
3.5. Modellerde Kontakt Yüzeylerin Oluşturulması.....	69
3.6. Modellerde Sınır Koşullarının Oluşturulması.....	70
3.7. Yükleme Koşulları.....	70
4. BULGULAR.....	72
4.1. Birinci ve İkinci Modele Ait Bulgular.....	73
4.1.1. İmplantlarda, Abutmentlerde ve Kronlarda Von Misses Stres Değerlerine Ait Bulgular.....	73
4.1.2. Kortikal ve Trabeküler Kemikte Gerilme ve Sıkışma Stres Değerlerine Ait Bulgular.....	77

4.2. Üçüncü ve Dördüncü Modele Ait Bulgular.....	82
4.2.1. İmplantlarda, Abutmentlerde ve Kronlarda Von Misses Stres Değerlerine Ait Bulgular.....	83
4.2.2. Kortikal ve Trabeküler Kemikte Gerilme ve Sıkışma Stres Değerlerine Ait Bulgular.....	86
4.3. Beşinci ve Altıncı Modele Ait Bulgular.....	91
4.3.1. İmplantlarda, Abutmentlerde ve Kronlarda Von Misses Stres Değerlerine Ait Bulgular.....	92
4.3.2. Kortikal ve Trabeküler Kemikte Gerilme ve Sıkışma Stres Değerlerine Ait Bulgular.....	95
4.4. Yedinci ve Sekizinci Modele Ait Bulgular.....	100
4.4.1. İmplantlarda, Abutmentlerde ve Kronlarda Von Misses Stres Değerlerine Ait Bulgular.....	101
4.4.2. Kortikal ve Trabeküler Kemikte Gerilme ve Sıkışma Stres Değerlerine Ait Bulgular.....	104
4.5. Dokuzuncu ve Onuncu Modele Ait Bulgular.....	110
4.5.1. İmplantlarda, Abutmentlerde ve Kronlarda Von Misses Stres Değerlerine Ait Bulgular.....	110
4.5.2. Kortikal ve Trabeküler Kemikte Gerilme ve Sıkışma Stres Değerlerine Ait Bulgular.....	114
4.6. Tüm Modellerde Karşılaştırmalı Stres Değerleri.....	120
4.6.1. İmplantlarda Ölçülen Von Misses Stres Değerlerinin Karşılaştırılması....	120
4.6.2. Abutmentlerde Ölçülen Von Misses Stres Değerlerinin Karşılaştırılması..	122

4.6.3. Kuronların Marjinal Kenarlarında Ölçülen Von Misses Stres Değerlerinin Karşılaştırılması.....	123
4.6.4. Kortikal Kemikte Gerilme ve Sıkışma Stres Değerlerinin Karşılaştırılması.....	124
4.6.5. Trabeküler Kemikte Gerilme ve Sıkışma Stres Değerlerinin Karşılaştırılması.....	126
5. TARTIŞMA.....	128
6. SONUÇLAR.....	160
7. KAYNAKLAR.....	161

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 2.1: Dental implantlar için sağlık ölçeği.....	8
Tablo 2.2: Misch'in sınıflamasına göre kemik yoğunluğunun yüzde olarak bölgesel dağılımı.....	33
Tablo 3.1: Wheeler Diş Anatomi Atlası'nda belirtilen kron boyutları.....	59
Tablo 3.2: Çene modeli üzerinde implantların bulunduğu lokalizasyonlar.....	62
Tablo 3.3: Çalışmamızda kullanılan materyallerin elastik modül ve poisson oranı değerleri.....	67
Tablo 3.4: Matematiksel modellerde Kullanılan Eleman ve Düğüm sayıları.....	69
Tablo 4.1: Tüm modellerde yüklemeler sonucu implantlarda ölçülen Von Misses stresi değerleri.....	121
Tablo 4.2: Tüm modellerde yüklemeler sonucu abutmentlerde ölçülen Von Misses stresi değerleri.....	123
Tablo 4.3: Tüm modellerde yüklemeler sonucu kuronların marjinal kenarlarında ölçülen Von Misses stresi değerleri.....	124
Tablo 4.4: Tüm modellerde yüklemeler sonucu kortikal kemikte ölçülen gerilme ve sıkışma stres değerleri.....	126
Tablo 4.5: Tüm modellerde yüklemeler sonucu trabeküler kemikte ölçülen gerilme ve sıkışma stres değerleri.....	127

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1. a: Anatomik K/I oran b: Klinik K/I oran.....	13
Şekil 2.2. A: Simante implant üstü protezlerde gösterilen ortalama okluzal tabla genişlikleri	
Şekil 2.3. B: Potansiyel okluzal temaslarla simante implant üstü protezler için tasarlanmış dokuz implant üzerinde maksiller tam ark rekonstrüksiyonu.....	21
Şekil 2.4. Şekil 2.2. B’de olduğu gibi, simante implant üstü protez için tasarlanmış tam ark rekonstrüksiyonda ideal konumlarda işaretlenmiş okluzal kontaklar.....	22
Şekil 2.5. A: Maksiller implant üstü simante protez tasarlanmış	
B: Hedef mavi daire ile gösterilen oklüzal yüzeydir, kırmızı ile gösterilen daha küçük daire implant başının geldiği alandır.....	22
Şekil 2.6: Şekil 2.4’e yerleştirilen vidaların varlığının protruziv ve lateral protruziv temasları bozduğunu ve anterior rehberlik oluşturmayı engellediğini gösterir.....	22
Şekil 2.7: A ve B Şekil 2.5.’e yerleştirilen vida deliklerinden sonra 1.1 mm boyutunda okluzal tabla B’deki küçük kırmızı dairede kalır.....	23
Şekil 2.8: Lekholm ve Zarb’ın kemik kalitesi ile ilgili sınıflaması.....	32
Şekil 2.9: Misch’in tanımladığı kemik yoğunluğu sınıflaması.....	32
Şekil 2.10: Dişsiz maksilla ve mandibulada kemik yıkım modeli.....	34
Şekil 2.11: SESA modellemelerine örnekler.....	49
Şekil 3.1: Maksilla tomografisi.....	55
Şekil 3.2: 3D Doctor yazılımı görüntüsü.....	56
Şekil 3.3: Maksilla modeli kortikal kemik.....	56
Şekil 3.4: Maksilla modeli trabeküler kemik.....	57
Şekil 3.5: Gerekli bölgenin Boolean işlemi ile çıkarılması.....	57

Şekil 3.6: Activity 880 Optik tarayıcı.....	58
Şekil 3.7: Çalışmada molar bölgelerde 5×7 mm (sol) ve premolar bölgelerde 4.3×13 mm (sağ) kullanılan implantlar.....	60
Şekil 3.8. a: Çalışmada simante modellerde kullanılan 1.5 mm abutment boyun yüksekliğine sahip snappy abutmentler	
b: Vidalı modellerde kullanılan 1.5 mm abutment boyun yüksekliğine sahip multiünit abutmentler.....	60
Şekil 3.9. a: Çalışmada kullanılan abutment vidası b: Oklüzal vida.....	60
Şekil 3.10. a: Altyapıda kullanılan CrCo alaşımının modellenmesinin görüntüsü	
b: Üst yapıda kullanılan feldspatik porselenin modellenmesinin görüntüsü..	61
Şekil 3.11: İmplantların premolarlar bölgesine (1PM, 2PM) yerleştirildiği distal kanat (K) kullanıldığı vida tutuculu birinci model	63
Şekil 3.12: İmplantların premolarlar bölgesine (1PM, 2PM) yerleştirildiği distal kanat (K) kullanıldığı siman tutuculu ikinci model.....	63
Şekil 3.13: İmplantların 2.premolar (2PM) ve 1.molar (1M) bölgesine yerleştirildiği ve mezial kanat kullanıldığı vida tutuculu üçüncü model.....	63
Şekil 3.14: İmplantların 2.premolar (2PM) ve 1.molar (1M) bölgesine yerleştirildiği ve mezial kanat kullanıldığı siman tutuculu dördüncü model.....	64
Şekil 3.15: İmplantların molar (1M) ve 1.premolar (1PM) bölgelerine yerleştirildiği ve gövde (G) kullanıldığı vida tutuculu beşinci model.....	64
Şekil 3.16: İmplantların molar (1M) ve 1.premolar (1PM) bölgelerine yerleştirildiği ve gövde (G) kullanıldığı siman tutuculu altıncı model.....	64
Şekil 3.17: İmplantların her 3 bölgeye de (1PM, 2PM, 1M) yerleştirildiği ve splintli olmayan vida tutuculu yedinci model.....	65

Şekil 3.18: İmplantların her 3 bölgeye de (1PM, 2PM, 1M) yerleştirildiği ve splintli olmayan siman tutuculu sekizinci model.....	65
Şekil 3.19: İmplantların her 3 bölgeye de (1PM, 2PM, 1M) yerleştirildiği ve birbirine splintlendiği vida tutuculu dokuzuncu model	65
Şekil 3.20: İmplantların her 3 bölgeye de (1PM, 2PM, 1M) yerleştirildiği ve birbirine splintlendiği siman tutuculu onuncu model.....	66
Şekil 3.21: 4, 5, 6, 7 ve 8 nodlu 3 boyutlu elemanlar.....	68
Şekil 3.22: Sınır koşullarının belirlenmesi.....	70
Şekil 3.23: Oblik yönde yükleme	71
Şekil 4.1: 1.modelde implantların ve abutmentlerin bukkal yüzlerindeki Von Misses stresi dağılımı.....	74
Şekil 4.2: 1.modelde implantların ve abutmentlerin palatinal yüzlerindeki Von Misses stresi dağılımı.....	74
Şekil 4.3: 1. modelde kuronların marjinalindeki Von Misses stres dağılımı.....	75
Şekil 4.4: 2. modelde implantların ve abutmentlerin bukkal yüzlerindeki Von Misses stresi dağılımı.....	76
Şekil 4.5: 2. modelde implantların ve abutmentlerin palatinal yüzlerindeki Von Misses stresi dağılımı.....	76
Şekil 4.6: 2 modelde kuronların marjinalindeki Von Misses stres dağılımı.....	77
Şekil 4.7: 1. modelde kortikal kemikte meydana gelen gerilme stresi dağılımı.....	78
Şekil 4.8: 2. modelde kortikal kemikte meydana gelen gerilme stresi dağılımı.....	78
Şekil 4.9: 1. modelde trabeküler kemikte meydana gelen gerilme stresi dağılımı.....	79
Şekil 4.10: 2.modelde trabeküler kemikte meydana gelen gerilme stresi dağılımı.....	79
Şekil 4.11: 1. modelde kortikal kemikte meydana gelen sıkışma stresi dağılımı.....	80

Şekil 4.12: 2. modelde kortikal kemikte meydana gelen sıkışma stresi dağılımı.....	81
Şekil 4.13: 1. modelde trabeküler kemikte meydana gelen sıkışma stresi dağılımı.....	81
Şekil 4.14: 2. modelde trabeküler kemikte meydana gelen sıkışma stresi dağılımı.....	82
Şekil 4.15: 3. modelde implantların ve abutmentlerin bukkal yüzlerindeki Von Misses stresi dağılımı.....	83
Şekil 4.16: 3. modelde implantların ve abutmentlerin palatinal yüzlerindeki Von Misses stresi dağılımı	84
Şekil 4.17: 3. modelde kuronların marjinalindeki Von Misses stres dağılımı	84
Şekil 4.18: 4. modelde implantların ve abutmentlerin bukkal yüzlerindeki Von Misses stresi dağılımı.....	85
Şekil 4.19: 4. modelde implantların ve abutmentlerin palatinal yüzlerindeki Von Misses stresi dağılımı.....	85
Şekil 4.20: 4. modelde kuronların marjinalindeki Von Misses stres dağılımı	86
Şekil 4.21: 3. modelde kortikal kemikte gerilme stres değerine ait bulgular.....	87
Şekil 4.22: 4. modelde kortikal kemikte gerilme stres değerine ait bulgular.....	87
Şekil 4.23: 3. modelde trabeküler kemikte gerilme stres değerine ait bulgular.....	88
Şekil 4.24: 4. modelde trabeküler kemikte gerilme stres değerine ait bulgular.....	88
Şekil 4.25: 3. modelde kortikal kemikte sıkışma stres değerine ait bulgular.....	89
Şekil 4.26: 4. modelde kortikal kemikte sıkışma stres değerine ait bulgular.....	90
Şekil 4.27: 3. modelde trabeküler kemikte sıkışma stres değerine ait bulgular.....	90
Şekil 4.28: 4. modelde trabeküler kemikte sıkışma stres değerine ait bulgular.....	91
Şekil 4.29: 5. modelde implantların ve abutmentlerin bukkal yüzlerindeki Von Misses stresi dağılımı.....	92

Şekil 4.30: 5. modelde implantların ve abutmentlerin palatinal yüzlerindeki Von Misses stresi dağılımı.....	93
Şekil 4.31: 5. modelde kuronların marjinalindeki Von Misses stresi dağılımı	93
Şekil 4.32: 6. modelde implantların ve abutmentlerin bukkal yüzlerindeki Von Misses stresi dağılımı.....	94
Şekil 4.33: 6. modelde implantların ve abutmentlerin palatinal yüzlerindeki Von Misses stresi dağılımı.....	94
Şekil 4.34: 6. modelde kuronların marjinalindeki Von Misses stres dağılımı	95
Şekil 4.35: 5. modelde kortikal kemikte gerilme stres değerine ait bulgular.....	96
Şekil 4.36: 6.modelde kortikal kemikte gerilme stres değerine ait bulgular.....	96
Şekil 4.37: 5. modelde trabeküler kemikte gerilme stres değerine ait bulgular.....	97
Şekil 4.38: 6.modelde trabeküler kemikte gerilme stres değerine ait bulgular.....	97
Şekil 4.39: 5.modelde kortikal kemikte sıkışma stres değerine ait bulgular.....	98
Şekil 4.40: 6. modelde kortikal kemikte sıkışma stres değerine ait bulgular.....	99
Şekil 4.41: 5.modelde trabeküler kemikte sıkışma stres değerine ait bulgular.....	99
Şekil 4.42: 6. modelde trabeküler kemikte sıkışma stres değerine ait bulgular.....	100
Şekil 4.43: 7.modelde implantların ve abutmentlerin bukkal yüzlerindeki Von Misses stresi dağılımı.....	101
Şekil 4.44: 7. modelde implantların ve abutmentlerin palatinal yüzlerindeki Von Misses stresi dağılımı	102
Şekil 4.45: 7. modelde kuronların marjinalindeki Von Misses stres dağılımı	102
Şekil 4.46: 8. modelde implantların ve abutmentlerin bukkal yüzlerindeki Von Misses stresi dağılımı.....	103

Şekil 4.47: 8. modelde implantların ve abutmentlerin palatinal yüzlerindeki Von Misses stresi dağılımı.....	103
Şekil 4.48: 8. modelde kuronların marjinalindeki Von Misses stres dağılımı	104
Şekil 4.49: 7. modelde kortikal kemikte gerilme stres değerine ait bulgular.....	105
Şekil 4.50: 8.modelde kortikal kemikte gerilme stres değerine ait bulgular.....	105
Şekil 4.51: 7. modelde trabeküler kemikte gerilme stres değerine ait bulgular.....	106
Şekil 4.52: 8.modelde trabeküler kemikte gerilme stres değerine ait bulgular.....	107
Şekil 4.53: 7.modelde kortikal kemikte sıkışma stres değerine ait bulgular.....	107
Şekil 4.54: 8. modelde kortikal kemikte sıkışma stres değerine ait bulgular.....	108
Şekil 4.55: 7.modelde trabeküler kemikte sıkışma stres değerine ait bulgular.....	109
Şekil 4.56: 8. modelde trabeküler kemikte sıkışma stres değerine ait bulgular.....	109
Şekil 4.57: 9.modelde implantların ve abutmentlerin bukkal yüzlerindeki Von Misses stresi dağılımı.....	111
Şekil 4.58: 9. modelde implantların ve abutmentlerin palatinal yüzlerindeki Von Misses stresi dağılımı.....	112
Şekil 4.59: 9. modelde kuronların marjinalindeki Von Misses stres dağılımı	112
Şekil 4.60: 10. modelde implantların ve abutmentlerin bukkal yüzlerindeki Von Misses stresi dağılımı.....	113
Şekil 4.61: 10. modelde implantların ve abutmentlerin palatinal yüzlerindeki Von Misses stresi dağılımı.....	113
Şekil 4.62: 10. modelde kuronların marjinalindeki Von Misses stres dağılımı	114
Şekil 4.63: 9. modelde kortikal kemikte gerilme stres değerine ait bulgular.....	115
Şekil 4.64: 10.modelde kortikal kemikte gerilme stres değerine ait bulgular.....	115
Şekil 4.65: 9. modelde trabeküler kemikte gerilme stres değerine ait bulgular.....	116

Şekil 4.66: 10.modelde trabeküler kemikte gerilme stres değerine ait bulgular.....	117
Şekil 4.67: 9.modelde kortikal kemikte sıkışma stres değerine ait bulgular.....	117
Şekil 4.68: 10. modelde kortikal kemikte sıkışma stres değerine ait bulgular.....	118
Şekil 4.69: 9.modelde trabeküler kemikte sıkışma stres değerine ait bulgular.....	119
Şekil 4.70: 10. modelde trabeküler kemikte sıkışma stres değerine ait bulgular.....	119



KISALTMALAR LİSTESİ

%: Yüzde

° : Derece

ark. : Arkadaşları

uyg.: Uygulamaları

mm. : Milimetre

<: Küçüktür

>: Büyüktür

≤: Küçük eşittir

≥: Büyük eşittir

K/I: Kuron implant oranı

Pa: Paskal

SESA: Sonlu elemanlar stres analizi

BT: Bilgisayarlı tomografi

MR: Manyetik rezonans

CAD: Computer aided design-Bilgisayar destekli tasarım

Kg/cm²: Kilogramın santimetrekareye oranı

N/m²: Newtonun metrekareye oranı

N/cm²: Newtonun santimetrekareye oranı

GPa: Giga paskal

lb.: Pound (ağırlık ölçüsü birimi)

kVp: X ışın tüpü potansiyeli

mA: Miliamper

stl. formatı: Stereolithography formatı

RP: Regular platform

CoCr: Kobalt krom

μm : Mikrometre (1/1000 mm)

K: Kanat veya kantilever

G: Gövde veya pontik

1PM: 1.premolar

2PM: 2.premolar

1M: 1.molar

N: Newton kgf/mm²

MPa: Mega paskal

1. GİRİŞ

Kısmi veya tam dişsiz hastalar dental implantlar kullanılarak sabit veya hareketli protezlerle başarılı bir şekilde tedavi edilmektedir (Brånemark ve ark., 1977).

Cerrahi bölgede uygun miktarda ve kalitede kemik dokusunun olması, başarılı dental implant tedavisi için önemli kriterlerdir. Dental implantların stabilizasyonu için mevcut kemik yeterli olmalıdır ve yetersiz kemik varlığı implantların yerleştirilmesini zorlaştırır. Alveoler kemik, dişler kaybedildiğinde zamanla rezorpsiyona bağlı atrofiye uğrar. Posterior maksillada, maksiller sinüs tabanının alveolar kemik kretine yakınlığı bu bölgeye implant yerleşimini sınırlar. Geleneksel implant yerleşimi, augmentasyon prosedürlerine ihtiyaç duyan birçok hasta için uygun değildir (Seker, Ulusoy, Ozan, Dogan, & Seker, 2014).

Maksiller sinüs augmentasyonu, posterior atrofik dişsiz maksillaya implant yerleştirilmesi için kemik hacmini artırmak ve daha yüksek başarı oranlarıyla daha uzun implantların yerleştirilmesini sağlamak için en yaygın cerrahi prosedürlerden biri haline gelmiştir (Cawood & Howell, 1988; Fanuscu, Iida, Caputo, & Nishimura, 2003; Huang, Fuh, Ko, Hsu, & Chen, 2009). Bununla birlikte, cerrahi süre, morbidite riski sinüs kemiği grefti düşünüldüğünde bu tedavi yönteminin diğer alternatiflere göre maliyeti dikkate alınmalıdır.

Bu durumda tedavinin tamamlanması için daha fazla süre gerektiren cerrahi işlemlerin yanı sıra maliyet ve cerrahi morbiditede artıştan kaçınmak için alternatif olarak gövde veya kanat (mezial veya distal) kullanılması önerilmektedir (Harder, Wolfart, Egert, & Kern, 2011). Bununla birlikte, bu tedavilerin uzun ömürlülüğü hala tam olarak anlaşılamamıştır. Dahası, bazı klinisyenler, biyomekanik kavramları göz ardı ederek

sadece tedavi maliyetlerinin azalmasına dayalı olarak implant sayısını azaltma eğilimindedirler, çünkü posterior kadrarlarda birden fazla diş eksik olduğuunda hastayı rehabilite etmek için kaç tane implant gerektiğine dair uygulayıcı hekime yol gösterecek yeterli bilimsel kanıt yoktur (de Souza Batista ve ark., 2017).

Yetersiz kemik yüksekliğı olan alanlarda kısa implantların kullanılması bir diğer alternatif tedavi yöntemidir. Kısa implantların kullanılması, maksiller sinüs gibi anatomik yapılarla daha az etkileşim riski nedeniyle daha basit ve daha güvenli bir tedavi sunar (Atieh, Zadeh, Stanford, & Cooper, 2012; Renouard & Nisand, 2005; Srinivasan ve ark., 2012). Ancak kısa implantlar, özellikle posterior bölgeye yerleştirildiklerinde, geleneksel uzunluktaki implantlara göre daha büyük riskler sunabilir (Lemos, Ferro-Alves, Okamoto, Mendonca, & Pellizzer, 2016). Bu nedenle periimplant bölgede stresi daha fazla azaltarak yapılara daha homojen stres ilettiğı düşüncesiyle kısa implantların splintli kuronları atrofik maksillada önerilmiştir (Clelland, Chaudhry, Rashid, & McGlumphy, 2016). Splintli kuronların kullanılıp kullanılmayacağına ilişkin karar, implant uzunluğu, oklüzyon, hijyen, bağlantı tipi ve pasif olarak uygun bir altyapı elde etmenin zorluğu gibi farklı faktörlere dayanır (Clelland ve ark., 2016).

İmplant destekli restorasyonlar için vida veya siman tutuculu sistemler gibi farklı retansiyon sistemleri mevcuttur. Retansiyon sistemi, her sistemin avantajları ve dezavantajları ile klinisyenin tercihi veya klinik deneyimi temel alınarak seçilir (Lemos, de Souza Batista ve ark., 2016). Vida tutuculu protezler, esas olarak çoklu protezlerde bakıma izin veren çıkarılabilirlik avantajına, öngörülebilir retansiyona, daha düşük biyolojik risklere sahiptir; ancak olumsuz estetiğe, stabil oklüzal temaslara ulaşmada daha fazla zorluğa ve daha büyük mekanik komplikasyonlara neden olur. Siman tutuculu protezler, implant pozisyonunu düzeltmek için esnekliğe, oklüzal tabla bütünlüğüne,

estetiğe, pasif uyum sağlama olasılığına, imalat ve maliyeti kolaylaştırmaya sahiptir; bununla birlikte, çıkarılabilirlik ile ilgili bir öngörülebilirlik yoktur, fazla siman nedeniyle daha büyük biyolojik riskler gösterir, krunun tutuculuğuna izin vermek için minimum bir oklüzal boşluk ihtiyacı vardır (Shadid & Sadaqa, 2012).

Kısa implant ve standart implantların aynı restorasyonda birlikte kullanımında splintlemenin, vida tutuculu ve siman tutuculu protezlerin periimplant dokularda, implantlarda ve abutmentlerde oluşturduğu stresler araştırılmamıştır. Ayrıca literatürde gövde ve kanat dizaynlarının posterior maksillayı rehabilite etmeye etkisini değerlendiren çalışmalar yeterli sayıda değildir.

Çalışmamızda posterior atrofik maksillada kısa implantlar, mezial veya distal kanat ve gövde tasarımı kullanılarak dört farklı dağılımla yerleştirilen üç üyeli implant destekli sabit protezler üzerinde retansiyon tipi (simante/vidalı) ve splintlemenin implantlarda, abutmentlerde, krunların marjinal kenarlarında, kortikal ve trabeküler kemikte oluşan stresler üzerine etkileri sonlu elemanlar analizi ile incelenerek oluşabilecek optimum durumun belirlenmesi amaçlanmıştır.

Hipotezlerimiz: 1) Modellerde retansiyon tipine bağlı olmaksızın mezial veya distal kanat veya gövde tasarımları kullanımının implant çevresindeki kemikte oluşan gerilme ve sıkışma streslerinde (maksimum principal, minimum principal) ve implant, abutment ve krun marjinal kenarlarında oluşan Von Mises streslerinde farklılık oluşturacağı 2) İmplant sayısındaki azalmanın retansiyon tipine bağlı olmaksızın analiz edilen yapılarda olumsuz biyomekanik davranışa neden olacağı 3) Siman tutuculu veya vida tutuculu implant destekli sabit protezlerin analiz edilen yapılarda Von Mises, gerilme ve sıkışma stres dağılımlarında farklılık gözlenmeyeceği 4) Üç implantlı splintli ve splintli olmayan modellerdeki standart implantların retansiyon tipine bağlı olmaksızın

analiz edilen yapılarda benzer Von Misses, gerilme ve sıkışma stres dağılımlarına sahip olacağı 5) Retansiyon tipine bağlı olmaksızın iki standart implantla splintlenmiş kısa bir implant kombinasyonunun analiz edilen yapılarda biyomekanik avantaj sağlayacağı şeklindedir.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. DENTAL İMPLANTLAR

2.1.1. Dental İmplantların Tanımı, Tarihçesi ve Osseointegrasyon Kavramı

Genel tıp literatüründe eksik bir organ ya da dokunun yerini alan yapılara implant adı verilirken, diş hekimliğinde kaybedilen diş veya diş çevresi dokuların yerini alan, sabit veya hareketli protezlere destek sağlamak amacıyla kemik içi veya üzerine yerleştirilen, biyolojik olarak uyumlu biyofonksiyonel apereyler implant olarak tanımlanır (Ersoy, 2015).

Arkeolojik bulgular; implant tarihinin eski Mısır ve Güney Amerika uygarlıklarına kadar uzandığını göstermektedir. İmplantlar diğer hayvanların dişlerinden veya oyulmuş fildişinden yapılmıştır. (Lee, 1970; Lemons & Natiella, 1986). Diş köklerinin yerine konulması, 17. yüzyılda Avrupa'da çeşitli malzemeler ve hayvanlar kullanılarak yapılmıştır. Sonraki yüzyılda dişlerini yerine koymak isteyen kişilere dişlerini satan donörlerden nakledilmiştir (Shulman, 1985). 1960'ların başında, endosseöz implantlar çeşitli tutucu şemaları ile tasarlanmıştır. Titanyum çubuklar, istenen kuron bölgesinde çıkış sağlamak için kemiğe drillenmiştir (Scialom, 1962). Endosseöz, osseointegre implantların kullanımı 1982'de Kuzey Amerika'ya tanıtılmıştır. Bu konferansta Branemark ve arkadaşları, uzun vadeli klinik takip bulguları ile kanıta dayalı olan 15 yıllık çalışmanın verilerini sunmuştur (Brånemark, Zarb, & Albrektsson, 1985). O günden bugüne kadar implantların tasarımlarında ve yüzey özelliklerinde birçok değişiklik yapılmıştır (Gülay & Filiz, 2007).

Osseointegrasyon kavramı Branemark ve arkadaşları tarafından “canlı kemik dokusu ile yükleme altındaki implant yüzeyi arasında fibröz doku olmaksızın direk

yapısal ve işlevsel bağlantı” olarak tanımlanmıştır. Osseointegrasyonun sağlanmasında implantın materyal özelliği, doku uyumu, yüzey özellikleri, şekli, cerrahi uygulama, iyileşme periyodunda yükleme yapılmaması, implant yerleştirilecek kemiğin niteliği etkilidir (Brånemark, Zarb, & Albrektsson, 1985).

2.1.2. Dental İmplantların Sınıflandırılması

İmplantlar kemikle olan ilişkilerine göre 3 grupta incelenir:

- Subperiosteal (kemik üzeri) implantlar
- Endosseoz (kemik içi) implantlar
- Transosseoz (kemik boyunca) implantlar

Subperiosteal (kemik üzeri) implantlar: Subperiosteal implantlar, çene kemiği üzerinde doğrudan yerleştirilen ve kişiye özel olarak hazırlanan implantlardır (Christensen, 1969). Kemik içi implantların yerleştirilmesinin mümkün olmadığı vakalarda tercih edilirler. Diğer implantlarla karşılaştırıldığında enfeksiyon riski, kemik rezorpsiyonunun hızlanması, ağrı ve şişlik gibi komplikasyonlar oluşturmaları nedeniyle kullanımlarından vazgeçilmiştir (Albrektsson & Sennerby, 1991; Rams, Balkin, Roberts, & Molzan, 2013).

Endosseoz (kemik içi) implantlar: Endosteal veya endosseoz implantlar, mandibular ve maksiller alveolar kemiklerin içine yerleştirilirler. Bu implantlar iki ayrı parçadan oluşmaktadır. Kemiğin içinde kalan ana parça kemik ile osseointegre olur, kemik dışında kalan ve abutment veya dayanak olarak adlandırılan kısım ise tutucu parça olarak kullanılır (Brunski, 1988; Misch & Bidez, 1994). Günümüzde endosseoz

implantlar, uygulanmasının kolay olması ve başarısının diğer implant tiplerine göre daha yüksek olması nedeniyle tercih edilmektedirler (Şenel, Soydan, Ersöz, & Yılmaz, 2010).

Transosseoz (kemik boyunca) implantlar: Transmandibular ya da transosteal implantlar olarak da adlandırılan transosseoz implantlar metal bir plaka ve transosteal pinler veya postlardan oluşur. Atrofik mandibula varlığında kullanımı avantaj oluşturmaktadır. Fakat eksternal uygulama gerektirmesi, başarısızlık durumunda çıkarılmalarının aşırı doku harabiyetine yol açması gibi sebeplerle nadir olarak kullanılmaktadırlar (Spiekermann, Donath, Hassell, Jovanovic, & Richter, 1995).

2.1.3. Dental İmplantlarda Başarı ve Başarısızlık

İmplant destekli protezlerin ağız içinde uzun süre sağlıklı bir şekilde fonksiyon görmelerindeki en önemli kriter, implantların yükleme döneminden sonraki seyri ve başarısıdır. Endosteal implantlar için başarı kriterleri daha önce birkaç yazar tarafından belirlenmiştir (Albrektsson, Zarb, Worthington, & Eriksson, 1986; McKinney, Koth, & Steflik, 1984; Schnitman & Shulman, 1979). En son ve günümüzde en çok kabul edilen başarı kriterleri 1998 yılında Zarb ve Albrektsson tarafından önerilmiştir (Zarb & Albrektsson, 1998).

Bu kriterler;

1. Yerleştirilmiş implant klinik olarak test edildiğinde implantlarda mobilite olmamalıdır.
2. Radyografide herhangi bir radyolusensi görülmemelidir.
3. İmplantın ilk yıl kullanımı sonrası, her yıl için senelik dikey kemik kaybı 0,2 mm'den fazla olmamalıdır.

4. Ağrı, enfeksiyon, nöropatiler, parestezi ve anatomik oluşumların ihlali gibi semptomlar olmamalıdır.
5. Yukarıdaki kriterler dahilinde, 5 yıllık bir gözlem sonucu %85, 10 yıl sonunda %80 başarı oranı gereklidir.

2007 yılı İtalya Ortak Görüş Konferansı'nda James-Misch Sağlık Skalası modifiye edilerek, implant başarısı, sağkalımı (survival) ve başarısızlık şartlarını içeren 4 klinik kategori belirlenmiştir.

Tablo 2.1. Dental implantlar için sağlık ölçeği (Misch ve ark., 2008)

İmplant Kalite Ölçeği Grup	Klinik koşullar
I. Başarı (optimum sağlık)	a. Fonksiyonda ağrı veya acı yok b. 0 hareketlilik (mobilité) c. İlk cerrahiden beri radyografik kemik kaybı: <2mm d. Eksuda öyküsü yok
II. Tatmin Edici Sağkalım (Survival)	a. Fonksiyonda ağrı yok b. 0 hareketlilik (mobilité) c. 2-4 mm'lik radyografik kemik kaybı d. Eksuda öyküsü yok
III. Sağkalım (Survival) da Bozukluk	a. Fonksiyon sırasında hassasiyet olabilir b. Hareketlilik yok c. Radyografik kemik kaybı >4mm (implant gövdesinin ½'sinden daha az) d. Prob derinliği >7mm e. Eksuda öyküsü olabilir
IV. Başarısız (Klinik veya Kesin Başarısızlık)	a. Fonksiyon sırasında ağrı b. Hareketlilik c. Radyografik kemik kaybı: implant uzunluğunun >½'sinden fazla d. Kontrol edilemeyen eksuda e. Ağızda yerleşik değil

Araştırmacılara göre “implant başarısı” terimi ideal klinik şartları tanımlamak için kullanılmaktadır ve implantlar için en az 12 aylık bir dönemi kapsamalıdır. “erken implant başarısı” teriminin, 1-3 yıl arası dönem, “orta dereceli implant başarısı”nın, 3-7 yıl arası dönem ve “uzun dönem implant başarısı” teriminin ise 7 yıldan fazla olan dönem için kullanılması önerilmiştir. Klinik raporlarda implant başarı oranının, protetik sağkalım oranını da içermesi önerilmiştir (Misch ve ark., 2008).

İmplantın kalitesi veya sağlığının değerlendirilmesi için birincil kriterler ağrı, hareketlilik ve kontrolsüz ilerleyen kemik kaybıdır. Herhangi birinin varlığı implantı büyük ölçüde tehlikeye atar ve genellikle çıkarılması endikedir (Misch ve ark., 2008).

2.2. KISA İMPLANTLAR

Kısa implantlar ilk kez 1979’da Branemark sistemiyle 7 mm’lik implantlar olarak tanıtılmıştır (Tutak, Smektała, Schneider, Gołębiewska, & Sporniak-Tutak, 2013). Araştırmacılar kısa implantları tanımlarken farklı boy uzunlukları belirtmişlerdir; bazı araştırmacılar kısa implantları kemik içi uzunluğu 10 mm’den az olarak tanımlarken, (Sun, Wu, Huang, & Shi, 2011; Telleman ve ark., 2011; Weng ve ark., 2003) bazı araştırmacılar uzunluğu 6-8.5 mm (Renouard & Nisand, 2005), ve 7 mm den uzun olmayan implantlar (Friberg, Gröndahl, Lekholm, & Brånemark, 2000) olarak da tanımlamışlardır. Uzunluğu ≤ 7 mm implantları kısa (Hagi, Deporter, Pilliar, & Arenovich, 2004) ve uzunluğu ≤ 6.5 mm implantları ekstra kısa olarak kabul eden çalışmalar da vardır (Anitua, Alkhraist, Piñas, Begoña, & Orive, 2014). Böylece kısa implant tanımı yapılan çalışmalarda 6.5–10 mm gibi geniş bir aralığın söz konusu olduğu görülmektedir. Yayınlar da henüz kısa implantların tanımı konusunda bir görüş birliği yoktur (Gurlek, Kaval, Buduneli, & Nizam, 2019; Monje ve ark., 2014).

Kısa implantlar, aşırı rezorbe olmuş posterior maksilla ve mandibulaya daha uzun implantlar yerleştirilmesi için gerekli olan çeşitli ogmentasyon tekniklerine alternatif olmaktadır (Chang, Lin, Hsue, Lin, & Huang, 2012).

Horizontal ve vertikal kemik ogmentasyonu gibi cerrahi prosedürler için; artan maliyetlere, tedavi zamanında uzamalara ve ek cerrahi işlemlere ihtiyaç duyulmaktadır ve bu işlemler komplikasyon riskini artırabilir (Esposito ve ark., 2015).

2.2.1. Kısa İmplantların Avantajları

Kısa implantların sağladığı birçok avantaj vardır. Bunlar:

- Kretlerde daha az olan vertikal yüksekliği telafi etmek için kemik grefti gerekli değildir.
- İmplantın yerleştirilmesinden önce gerekli olan kemik ogmentasyonu ve sinüs membranı elevasyonu gibi cerrahi prosedürler yapılmadığından daha ekonomiktir, daha az ağrıya sebep olur ve daha kısa sürede işlemlerin tamamlanmasını sağlar.
- Karmaşık cerrahi teknikler genellikle ameliyat sırasında kanama, schneiderian membranın (sinüs membranı) delinmesi veya sinir hasarı gibi komplikasyonlarla ve ameliyat sonrası mandibular his, greft ve/veya membranın açığa çıkması, enfeksiyonlar ve artmış periimplant kemik kaybı gibi komplikasyonlarla ilişkilidir. Kısa implant yerleşimiyle bunlar önlenabilir.
- Osteotomi preparasyonu basitleştirilmiştir, çünkü implant bölgesinde su irrigasyonu için doğrudan erişim sağlayan ve kemiğin aşırı ısınma olasılığını azaltan daha kısa kemik hazırlığı gereklidir.
- İmplantın yerleştirilmesi daha kolaydır.

- Orijinal alveolar sırttan sonraki bazal kemik her zaman eksik dişin uzun ekseninde bulunmadığından, yükleme açısı kısa osteotomi bölgesi ile iyileştirilir (Jain, Gulati, Garg, & Pathak, 2016).

2.2.2. Kısa İmplantların Dezavantajları

Azalmış implant yüzeyi ve artmış kuron/implant oranından dolayı kısa implantların endikasyonları hakkında hala tartışmalar mevcuttur (Morand & Irinakis, 2007).

2.2.2.1 İmplant Yüzey Alanının Azalması

Kısa implantlarda azalmış implant yüzeyi, osseointegrasyon sonrası daha az kemik implant temas alanına neden olur. İmplant ve kemik arasındaki temas alanı 4 faktör tarafından belirlenir. Bunlar: uzunluk, taper açısı, çap ve implant yüzey özelliğidir (Bahat, 2000).

Kemik implant temas alanının azalması nedeniyle kısa implantlarda primer stabiliteye ulaşmak daha zordur (Kennedy, Matteson Jones, Kim, McGlumphy, & Clelland, 2013). Posterior uygulamalarda kullanılan endosseöz implantların başarısızlık riskini azaltmak için geniş çaplı implantlar önerilmiştir (Langer, Langer, Herrmann, & Jorneus, 1993). Ek olarak, kemik implant temas yüzdesi arttıkça, kemik implant ara yüzünde daha az stres oluşur (Misch ve ark., 2006).

Örneğın, 6 mm uzunluğunda 5.0 mm çapında bir implantın kullanılması, uzunluğı 10 mm olan 3.75 mm çaplı bir implanta benzer şekilde, kemikle temas eden mevcut yüzey alanını arttırır (Langer ve ark., 1993).

Birçok çalışma implant çapının kemikteki stres dağılımı üzerindeki etkisinin, implantın uzunluğunun veya geometrisinin etkisinden daha önemli olduğunu bildirmiştir (Akca & Iplikcioglu, 2002; Baggi, Cappelloni, Di Girolamo, Maceri, & Vairo, 2008; Bayraktar, Gultekin, Yalcin, & Mijiritsky, 2013; Demenko, Linetskiy, Linetska, & Yefremov, 2019; Himmlova, Dostálová, Kácvovský, & Konvickova, 2004).

Bunlara ek olarak, işlenmiş pürüzsüz yüzeye kıyasla, implant yüzeyinin kaba mikrotopografisi kemik-implant temas yüzeyi alanını artırır, osseointegrasyonu hızlandırır ve daha yüksek sağkalım oranları sağlar (Jain ve ark., 2016).

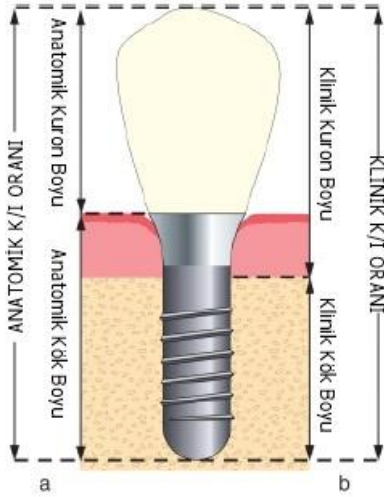
2.2.2.2. Artmış Kuron İmplant (K/I) Oranı

Alveoler kemikteki rezorpsiyona bağlı olarak veya krestal kemik genişliğini artırmak için osteoplasti kullanıldığında, mevcut kemik yüksekliği azalır. Bu koşullar aynı zamanda kuron yüksekliğini de artırır (Misch, 1999). Sonuç olarak, kuron yüksekliğinin idealden fazla olduğu durumlarda genellikle daha kısa implantlar kullanılır (Misch ve ark., 2006).

Yayınlarda anatomik K/I oran ve klinik K/I oran (Şekil 2.1) olarak iki tane kuron-implant oranı (K/I) tanımlanmıştır:

Anatomik K/I oran için destek noktası yani diğer bir adıyla fulkrum, implant basamağı ile kuron-abutment kompleksi ara yüzündedir.

Klinik K/I oranda fulkrum en koronaldeki kemik implant temas noktasında pozisyonlanır. Klinik K/I oran, implant destekli protez komplikasyonları üzerindeki etkiyi değerlendirmek için daha gerçekçi bir biyomekanik durum sergilemektedir. Çünkü implanta bağlı bileşenlerin sertliği kortikal kemiğinkinden daha fazladır (Kitamura, Stegaroiu, Nomura, & Miyakawa, 2004).



Şekil 2.1. a. Anatomik K/I oran b. Klinik K/I oran (Blanes, 2009).

Yüksek kuron-implant (K/I) oranlarına sahip implant destekli restorasyonlarda aksiyel olmayan (nonaksiyel) bir yükleme şekli görülür. Bu durumda, kuron dikey bir kanat kolu gibi davranarak eğilme momenti oluşturur ve stresi peri-implant krestal kemiğe aktarır (Tang, Yu, Wang, Gao, & Qiu, 2020). Bu kemik stresi nihayetinde krestal kemik kaybına (Barbier & Schepers, 1997; Misch, Suzuki, Misch-Dietsh, & Bidez, 2005) veya protez bileşenlerinin teknik komplikasyonlarına (Rangert, Krogh, Langer, & Van Roekel, 1995) neden olabilir.

Verri ve ark.'nın sonlu elemanlar analizi çalışmasında kuron yüksekliğinin artması, protetik vida ve kemik dokusu üzerindeki stres konsantrasyonunu; aksiyel ve oblik yükleme altında kemik dokusunun gerinim seviyesini önemli ölçüde artırmıştır (Verri ve ark., 2015).

Kısa implantların kullanıldığı önceki çalışmalar marjinal kemik kaybı oranının K/I oranına etkisini değerlendirmişlerdir. Genel olarak, bu çalışmaların çoğu, protez rehabilitasyon tipinden bağımsız olarak, olumsuz bir K/I oranı ile marjinal kemik kaybı

arasında hiçbir ilişki kurulamayacağı sonucuna varmıştır (Anitua, Pinas, & Orive, 2015; Birdi, Schulte, Kovacs, Weed, & Chuang, 2010; Rokni ve ark., 2005).

Kuron yüksekliği 10 mm'den 20 mm'ye çıkarıldığında implantlar üzerindeki kuvvet % 100 artar (Bidez & Misch, 1992). Peri-implant kemik stresi, krestal kemik kaybı ve nihayetinde implant başarısızlığını önlemek için 0.5 ila 1 arasındaki kuron-implant oranları önerilmiştir (Glantz & Nilner, 1998; Haas, Mensdorff-Pouilly, Mailath, & Watzek, 1995).

Literatürler, kuron yüksekliğinin artmasının implant destekli protezlerin stres dağılımında tehlikeli bir faktör olduğunu göstermiştir (Moraes, Pellizzer, Verri, Santiago, & Silva, 2015; Nissan, Ghelfan ve ark., 2011). Kısa implantlar ve daha yüksek K/I oranları kullanılan hastalarda rehabilitasyon yapılırken dikkatli planlama gereklidir.

2.2.3. Kısa İmplantlarda Başarı Oranları

10 ila 12 mm arasındaki kemik yükseklikleri, genellikle uzun vadeli bir prognoz garanti edebilmek için yeterli uzunlukta (9 ila 11 mm uzunluğunda) implant yerleştirmek için gereken minimum kemik miktarı olarak kabul edilmiştir. Maalesef çoğu zaman özellikle maksiller sinüslerin altında kalan alveolar kemiğin miktarı 10 mm'den azdır, bu nedenle implant destekli protezlerin daha yüksek başarısızlık riski altında olduğu düşünülmüştür (das Neves, Fones, Bernardes, do Prado, & Neto, 2006).

Kısa implantların başarı oranları yoğun bir şekilde araştırılmıştır. Daha önceden yapılmış olan çalışmalarda çalışmaların çoğu kısa implantlar için standart implantlardan daha yüksek başarısızlık oranları bildirmiştir (Bahat, 1993; Scurria, Morgan, Guckes, Li, & Koch, 1998; Winkler, Morris, & Ochi, 2000). 2000'li yıllardan sonra, kısa implantlar yaygın olarak kullanılmıştır ve önceki inanışların aksine, kemik kalitesinin düşük olduğu

alanlar ve elverişsiz anatomik bölgelerde bile başarılı oldukları kanıtlanmıştır (das Neves ve ark., 2006). Kısa implantlar ile standart uzunlukta implantları karşılaştıran birçok çalışmada ikisinin de aynı hayatta kalma oranına sahip oldukları belirtilmiştir (Bayraktar ve ark., 2013; Kotsovilis, Fourmoussis, Karoussis, & Bamia, 2009; E. Romeo ve ark., 2010).

Fan ve ark. çalışmalarında kısa implantların (5-8 mm) ve uzun implantların (> 8 mm) sağ kalım oranları arasında bir fark olmadığını; kısa implantlardaki komplikasyonların uzun implantlardaki komplikasyonlardan daha düşük olduğunu göstermişlerdir. Bununla birlikte kısa implantların uygulanmasındaki cerrahi süre ve maliyetler uzun implantlardakinden daha düşüktür (Fan, Li, Deng, Wu, & Zhang, 2017).

Gurlek ve ark.'na göre ekstra kısa ve standart implantlar 12 aylık takipte atrofik maksilla protez rehabilitasyonunda benzer klinik sonuçlar sağlayabilir (Gurlek ve ark., 2019). Tawil ve ark., uygun yük dağılımı ve kontrollü parafonksiyonel alışkanlıklar altında kısa implantların kullanılmasını önermiştir (Tawil, Aboujaoude, & Younan, 2006).

Benzer şekilde, birkaç çalışma posterior maksillada kısa implantların (ort. 5-8 mm) kabul edilebilir sağ kalım oranlarını (% 90.0 ila % 98.2 arasında) bildirmiştir (Corbella, Taschieri, & Del Fabbro, 2015; Perelli, Abundo, Corrente, & Saccone, 2012).

Bununla birlikte, atrofik posterior maksillalara kısa implantlar yerleştirildiğinde çelişkili sonuçlar da bildirilmiştir. 4.591 implantın retrospektif bir çalışması, maksillalara yerleştirilen implantların sağ kalım oranlarının mandibulaya yerleştirilenlerden anlamlı olarak daha düşük olduğunu bildirmiştir (sırasıyla % 87 ve % 100) (French, Larjava, & Ofec, 2015).

Kısa implant başarısızlıkları birçok çalışmaya göre protezin yüklenmesinden sonra ortaya çıkmaktadır (das Neves ve ark., 2006; Sun ve ark., 2011). Posterioriorda artan K/I oranı, yüksek ısırma kuvvetleri ve düşük kemik yoğunluğu stresi artıran ve kısa implantların yüksek başarısızlık oranlarının nedenlerini açıklayabilen yaygın faktörlerdir (Yang, Maeda, & Gonda, 2011).

Tedavi planlaması, kısa implantların kullanımında başarı için anahtar faktördür. Klinisyenin dikkate alması gereken bazı parametreler şunlardır: 1) rehabilitasyon alanı ve kemik kalitesi, 2) implantın uzunluğu, 3) implant çapı, 4) implant tipi ve yüzey işlemi, 5) son protezlerin K/I oranı, 6) protez türü, 7) diğer implantlara bağlantı, 8) oklüzal/ parafonksiyonel yük, 9) protez komplikasyonları (Romeo ve ark., 2010).

2.3. İMPLANT ÜSTÜ PROTEZLERİN SINIFLANDIRILMASI

İmplant destekli sabit protezler hastaların kabullenmesi ve çiğneme fonksiyonlarının yerine konulması açısından en başarılı protezler olarak kabul edilir. Tam dişsiz ağızda, ya da dişsiz alanın fazla olduğu hastalarda tedavi planında daha çok implant kullanımı gerekmektedir (Attard & Zarb, 2004).

Misch, implant diş hekimliği için 5 protetik seçenek sunmuştur. İlk 3 seçenek (SP-1'den SP-3'e) sabit protezlerdir. Bu protezler parsiyel (bir ya da birkaç diş) ya da total dişsizliği telafi edebilir, simante edilebilir veya vidalı tarzda olabilir. Bu seçenekler, yerine konulacak sert ve yumuşak doku miktarına ve görünümüne bağlıdır. Son 2 restorasyon tipi ise, hareketli protezlerdir ve (HP-4 ve HP-5) protezin görünümüne değil, implant desteğine bağlıdır (Misch, & Kutay, 2009).

2.3.1. Sabit Protezler

SP1: Sadece kyonu restore eden doğal diş gibi görünen sabit protezlerdir. Sert ve yumuşak doku kaybı genellikle minimum seviyededir. SP1 restorasyon yapabilmek için kalan kemiğin hacmi ve pozisyonu, yumuşak doku konturu ve rengi, implantın pozisyonu (meziodistal konum, açılanması ve derinliği) ideal olmalıdır. Restorasyonun son hali büyüklük ve biçim açısından dişin doğal kyonunu yerine koyan geleneksel sabit protezlere benzer (Misch, & Kutay, 2009).

SP2: Kyonu ve kökün bir kısmını restore eden, kyonun konturlarının oklüzal yarıda normal olduğu ancak gingival yarıda uzatılmış ya da aşırı konturlanmış olan sabit protezlerdir. Doğal dişin mine-sement sınırıyla karşılaştırıldığında kemik hacmi ve topografisi daha apikaldedir ve SP1 proteze göre implantın vertikal yönde daha farklı bir biçimde yerleştirilmesini gerektirir. Sonuç olarak kesici kenar doğru pozisyonadadır ancak kyonun 1/3 gingival bölümü apikale ve linguale, doğal dişin pozisyonuna doğru uzamıştır (Misch, & Kutay, 2009).

SP3: Eksik kyonu, dişeti rengini ve dişsiz bölgenin bir kısmını restore eden sabit protezlerdir (hibrit protezler). SP2 protezde olduğu gibi kullanılabilir kemik miktarı doğal rezorpsiyon ya da implantların yerleştirilmesi sırasındaki osteoplasti nedeniyle azalmıştır. Dişeti rengi verilmiş SP3 protezlerde, dişler büyüklük ve şekil olarak daha doğal bir görünüme sahiptirler ve interdental papilla bölgesini taklit ederler. Kemik kaybının ve buna bağlı olarak da implant sayısının fazla olduğu durumlarda doğal bir sabit protez görünümü için dişeti rengine akrilik ya da porselen ilavesi sıklıkla endikedir. SP3 protezlere temel iki yaklaşım söz konusudur; metal alt yapı, yapay dişler ve akrilikten oluşan karma restorasyonlar veya porselen-metal restorasyonlar. Restorasyon tipini belirleyen birincil faktör arklar arası mesafenin miktarıdır. Kemik ve oklüzal düzlem arası

mesafe 15 mm'den daha az ise metal-porselen bir restorasyon tavsiye edilir. Mesafe daha fazlaysa hibrit bir restorasyon hazırlanır (Misch, & Kutay, 2009).

2.3.2. Hareketli Protezler

HP4: Sadece implant destekli implant üstü hareketli protezlerdir. HP4 protezler önde ve arkada tamamen implant desteklidirler. Hastaya istenilen kriterlere uygun implant destekli HP4 bir protezin yapılabilmesi için genellikle alt çenede beş ya da altı implant ve üst çenede altı-sekiz implant gerekmektedir (Misch, & Kutay, 2009).

HP5: İmplant ve yumuşak doku destekli hareketli protezler olarak belirtilmiştir. Alt ya da üst çeneye uygulanan HP5 bir restorasyonda ön bölgede implant desteği, arka bölgede ise yumuşak doku desteği vardır. İmplant desteğinin miktarı değişkendir. Genellikle daha az implant gerekir ve kemik grefti nadiren endikedir (Misch, & Kutay, 2009).

2.4. SİMAN ve VİDA RETANSİYONLU İMPLANT ÜSTÜ SABİT PROTEZLER

İmplant destekli bir protezin üretimi, birçok klinik ve laboratuvar aşamayı içerir ve implant bileşenlerinin, materyallerinin vb. kullanımı ile ilgili bir dizi karar vermeyi gerektirir. Planlama aşamasının bir noktasında, tedaviyi yapan klinisyen ve teknisyen vida veya siman retansiyon metodundan birini seçmelidir. Bu yöntemlerin her ikisinin de kendi içerisinde avantajları ve sınırlamaları vardır ve bu nedenle, hasta için en uygun retansiyon yöntemini seçmek klinisyenin sorumluluğundadır (Shadid & Sadaqa, 2012). Protez çıkarılabilirliği ve bakımı, estetik, oklüzyon, imalat kolaylığı, periimplant

yumuşak doku sağlığı, kalan artık simanın temizlenme olanakları, interoklüzal mesafe, estetik, marjinal ve oklüzal hassasiyet, pasif uyum, tutuculuk ve maliyet gibi klinik kriterler, sabit implant destekli protezlerin retansiyon mekanizmasına karar verilmesini etkiler (Wittneben, Millen, & Bragger, 2014). Bu yüzden hekimler tarafından seçim yapılırken belirli bir klinik durum için en uygun protez tipi seçilmelidir (Tuzlalı, Öztürk, & Zortuk, 2018).

2.4.1. İmplant Üstü Oklüzal Vidalı Sabit Protezler

Vida retansiyonu genelde estetiğin önemli olmadığı daha çok posterior bölgede, dikey boyutun yetersiz olduğu ve implant, dişetinden 3 mm ve daha fazla derinde ise tercih edilir. Vida tutuculu restorasyonlarda, abutment restorasyona ayrı (iki parçalı) veya tek parça olarak birleştirilebilir (Misch, & Kutay, 2009).

Vida tutuculu sistemlerin avantajları şu şekilde sıralanabilir:

- İmplant yüzeyinden karşıt oklüzyona kadar mesafenin kısıtlı olduğu durumlarda (<4 mm) retansiyon sağlar ve direnç formu oluşturur (Chee & Jivraj, 2006).
- Sulkusta artık siman kalmadığı için, periimplant dokuların sağlığı korunur (Ragauskaite ve ark., 2017).
- Estetik alanda çıkış profili sağlanır (Ragauskaite ve ark., 2017).
- Üst yapının periyodik hijyen bakımları ve tamir amacıyla kolay takılıp çıkarılabilir olması ve vidanın istenilen zamanda değiştirilebilir ve torklanabilir olması açısından büyük kolaylık sağlamaktadır (Chee & Jivraj, 2006)
- Vida tutuculu restorasyon, immedat yükleme için tercih edilen restorasyon olarak kabul edilir (Misch, & Kutay, 2009).

- Vida tutuculu protezin temel avantajı, implant abutmentine zarar vermeden yenisi ile değiştirmek veya ağız hijyeni işlemlerini gerçekleştirmek için çıkartma imkanıdır (Michalakis, Hirayama, & Garefis, 2003).

Vida tutuculu implant restorasyonlarının dezavantajları, vida erişim deliğinin konumu nedeniyle implantın hassas bir şekilde ve protez uzmanı rehberliğinde yerleştirilmesini gerektirirler (Michalakis ve ark., 2003). Singulumda vida erişim kanalı kullanıldığında, implantlar genellikle alveoler kretin ve mevcut kemik kütlesinin anatomik merkezine palatal olarak yerleştirilir (Israelson, Plemons, Watkins, & Sory, 1992). İmplant yerleşiminde optimal yönden sapma ve açılanmalar vida retansiyonu kullanılırsa, estetik olmayan bir restorasyona yol açabilir (Walton & MacEntee, 1994). Bu durumlarda, görünür bir alanda vida erişim girişinin olması kabul edilemez. Vida erişimi estetik alanlarda olduğunda, açılı abutmentler kullanılabilir veya restorasyon kişiye özel abutmentler ile tamamlanabilir (Chee & Jivraj, 2006).

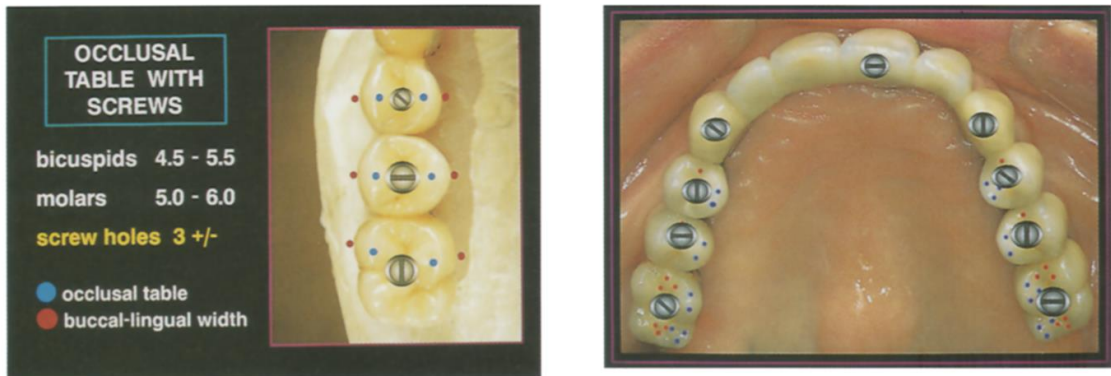
Vida tutuculu implant restorasyonları, porseleni vida erişim deliği çevresinde ve tüberkül tepelerinde zayıflatarak stabil olmayan oklüzal temaslara neden olan bir alan oluşturabilir. Simante ve vidalı implant üstü protezlerin oklüzal yapısı ve oklüzal temas noktaları şekillerde gösterilmiştir (Şekil 2.2, 2.3, 2.4, 2.5, 2.6, 2.7). Genellikle santral fossada bulunan ve interkusal oklüzal tablanın % 50 ila % 66'sını kaplayabilen bir vida erişim deliğinin merkezi teması, genellikle bir vida başı veya kompozit bir restoratif materyal ile kapatılır (Vigolo, Givani, Majzoub, & Cordioli, 2004).

Vida tutuculu protezler vida gevşemesi ve vida kırılmalarına karşı dirençsizdir. Oklüzal vidanın çapı herhangi bir implant komponentinin en küçük kısmı olduğundan, kırılma açısından en riskli parça vidadır, ayrıca implant bileşenleri arasındaki en zayıf

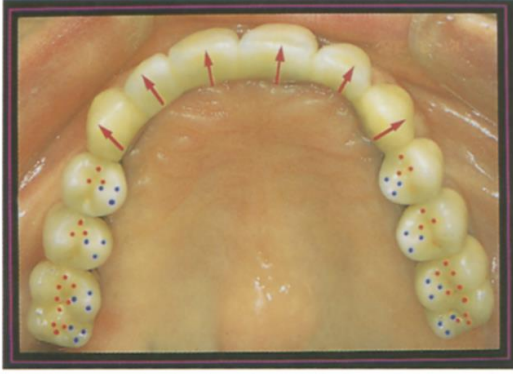
bağlantıdır; diğer bileşenlerin başarısız olmasından önce gevşeyebilir veya kırılabilir (Misch, & Kutay, 2009).



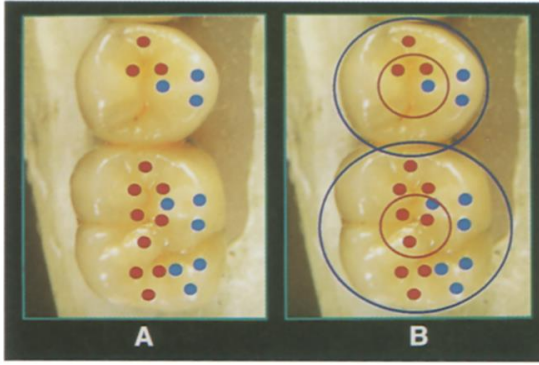
A. Şekil 2.2. A. Simante implant üstü protezde gösterilen ortalama oklüzal tabla genişlikleri
 B. Potansiyel oklüzal temaslarla simante implant üstü protezler için tasarlanmış dokuz implant üzerinde maksiller tam ark rekonstrüksiyonu. Fossa kontakları kırmızı noktalarla işaretlenmiştir, tüberkül kontakları mavi noktalarla işaretlenmiştir (Hebel & Gajjar, 1997).



A. Şekil 2.3. A. Şekil 2.2 A'ya yerleştirilen vidaların oklüzal tabla üzerindeki etkisi
 B. Şekil 2.2 B'ye yerleştirilen vidaların optimum oklüzal kontakları engellediği gösteriliyor (Hebel & Gajjar, 1997).



Şekil 2.4. Şekil 2.2. B’de olduğu gibi, simante implant üstü protez için tasarlanmış tam ark rekonstrüksiyonunda ideal konumlarda işaretlenmiş okluzal kontaklar. Protruziv ve lateral protruziv hareket rehberleri kırmızı oklarla belirtilmiştir (Hebel & Gajjar, 1997).

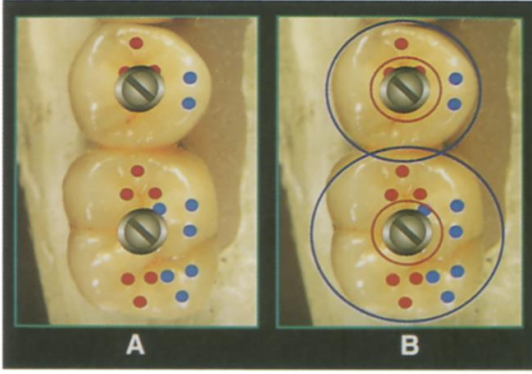


Şekil 2.5. A, Maksiler implant üstü simante protez tasarlanmış.

B, Hedef mavi daire ile gösterilen oklüzal yüzeydir, kırmızı ile gösterilen daha küçük daire implant başının geldiği alandır (Hebel & Gajjar, 1997).



Şekil.2.6. Şekil 2.4’e yerleştirilen vidaların varlığının protruziv ve lateral protruziv temasları bozduğunu, ve anterior rehberlik oluşturmayı engellediğini gösterir (Hebel & Gajjar, 1997).



Şekil 2.7. A ve B Şekil 2.5'e yerleştirilen vida deliklerinden sonra, 1.1 mm boyutunda oklüzal tabla B'deki küçük kırmızı dairede kalır (Hebel & Gajjar, 1997).

Vida tutuculu restorasyonlarda görülen vida gevşemesi ve vida kırılmaları sorunlarının üstesinden gelmek amacıyla önyüklem ve tork uygulanması daha iyi kontrol sağlanması açısından gelişme göstermiştir (Misch, & Kutay, 2009). Uygulanan tork, bir sıkma kuvveti oluşturarak ön yüke dönüştürülür. Ön yük vidadaki ilk gerilim yüküdür (Sakaguchi & Borgersen, 1995) ve abutmentle implant arasında bir sıkıştırma kuvveti oluşturur (McGlumphy, Mendel, & Holloway, 1998). Vida içinde oluşturulan ön yük kuvveti, vidanın elastik limiti dahilinde olmalıdır (Haack, Sakaguchi, Sun, & Coffey, 1995). Vidanın gevşemesini önlemek için çiğneme kuvvetleri ön yük kuvvetinden daha düşük olmalıdır (Alkan, Sertgoz, & Ekici, 2004). Ek olarak vida dizaynı, vidanın lokalizasyonu, moment kuvvetlerinin azaltılması, hassas döküm, komponentlerin düzgün yerleştirilmesi, uygun oklüzal plan, yeterli sayıda implant ve belirgin parafonksiyonu olan hastalardan kaçınılması da vida gevşemesini sınırlandırmak için kullanılan yöntemler arasında sayılabilir (Misch, & Kutay, 2009).

Vida tutuculu mekanizmalarda diğer bir komplikasyon, vida erişimindeki restoratif materyal kaybıdır. Bu durum, kolayca yönetilebilen küçük bir protez bakımı

sorunu olsa da, hastalar ve benzer şekilde klinisyenler için rahatsızlık yaratabilir (Corbella ve ark., 2015).

Ayrıca vida tutuculu protezlerin komponentleri fazladır, klinik ve laboratuvar işlemleri ve üst yapıda pasifizasyon sağlamak zordur, bu da zaman ve maliyetin artmasına neden olur (Misch, & Kutay, 2009).

Vidalı restorasyonların simante restorasyonlara göre daha kolay tamir edilebilir olma özelliği sayesinde, mekanik ve biyolojik komplikasyonların daha kolay üstesinden gelinebilmesi ve biyolojik uyumluluğunun fazla olması bu restorasyon tipinin tercih edilebilirliğini artırmaktadır. Ancak, günümüzde simante tipi protezler de yüksek başarı ile kullanılmaktadır (Nissan, Narobai, Gross, Ghelfan, & Chaushu, 2011; Sailer, Mühlemann, Zwahlen, Hämmerle, & Schneider, 2012).

2.4.2. İmplant Üstü Simante Sabit Protezler

Mevcut implant sistemlerinin çoğunda üst yapıların simante edilebildiği abutmentler vardır. Siman tutuculu implant protezlerde, metal seramik sabit protez, implanta bağlanan bu transmukozal abutment üzerine yapıştırılır.

Siman tutuculu protezler, birçok durumda, implant hastalarının tedavisi için tercih edilen restorasyonlar haline gelmiştir. Özellikle estetiğin önemli olduğu anterior bölgelerde, ince mukozaya sahip alanlarda, optimum dikey boyut ve implant dişetinden 2-3 mm'den daha az bir derinlikte ise siman tutuculu abutmentler tercih edilir (Misch, & Kutay, 2009).

Siman tutuculu protezlerin avantajları şu şekilde sıralanabilir:

- Oklüzal yapı bütünlüğü olduğu için, oklüzal ilişkinin ayarlanması kolaydır.
- Protezin oklüzal yüzü doğal diş anatomisine benzer.

- Estetik açıdan daha başarılıdırlar (Hebel & Gajjar, 1997; Rieder, 1990).
- Vidanın olmamasının, vidanın sıkıştırma kuvvetinin restorasyon/implant düzeneğine vereceği gerinimi ortadan kaldırması muhtemeldir (Taylor, Agar, & Vogiatzi, 2000).
- Oklüzal materyal kırığı azalmıştır (Lee, Okayasu, & Wang, 2010).
- İmplantların biyomekanik olarak pasiflik potansiyeli, siman destekli bir restorasyon yapıldığında daha yüksektir. Çünkü siman boşluğu pasif uyum eksikliğini telafi edebilir ve bir amortisör görevi görebilir (Corbella ve ark., 2015).
- Siman tutuculu tek implant kuronlar, sınırlı ağız açıklığı ve ağız boşluğunun arka bölgesini içeren durumlarda daha idealdir.
- Maliyeti daha düşüktür (Lee ve ark., 2010).

Simante implant protezlerinin stabilitesini korumak için abutmentlerin konverjans açısı ve yüksekliği önemlidir (Covey, Kent, Germain , & Koka, 2000). Siman tutuculu implant destekli restorasyonlar, retansiyon ve rezistans formu sağlamak için en az 5 mm abutment yüksekliği gerektirir (Strong, 2008). İlave yükseklik sadece yüzey alanını artırmaz; aynı zamanda aksiyel duvarları makaslama stresinden çok çekme stresine maruz bırakır. Aynı zamanda abutment yüksekliği direnç miktarını belirler. Abutmentin yüksekliği 5 mm'nin altında olduğunda, vida tutuculu sistem simante abutmentlere göre daha dirençlidir. Abutmentin yüzey alanı, çapı, yüzey pürüzlülüğü ve giriş yolu da retansiyon miktarını etkiler (Misch, & Kutay, 2009). Retansiyon kaybı, siman tutuculu protezler için önemli bir dezavantajdır (Corbella ve ark., 2015).

Bazı yazarlar siman tutuculu implant restorasyonlarının tekrarlanabilir olmasının önemini belirtmiştir (Breeding, Dixon, Bogacki, & Tietge, 1992). Bu nedenle geçici

simanın kullanımı önerilmiştir (Kent, Koka, & Froeschle, 1997). Fakat dişler için geçici siman olarak görev yapan bir siman, metale yapıştırılan metal için kalıcı bir yapıştırma ajanı olabilir (Kent ve ark., 1997). İdeal klinik abutment yüksekliğiyle birlikte geçici yapıştırma simanı kullanılsa dahi abutment ile kuron arasındaki yakın oturma nedeniyle simante protezleri sağlam şekilde çıkarmak zordur (Covey ve ark., 2000).

Siman tutuculu implant kuronları, fazla simanın uzaklaştırılmasına dikkat edilmesini gerektirir, böylece implant çevresindeki (periimplant) komplikasyonlar önlenabilir (Vigolo ve ark., 2004). Gingivale çok fazla yerleştirilen herhangi bir oral implant, fazla simanın uzaklaştırılması sırasında zorluklara neden olur (Linkevicius, Puisys, Vindasiute, Linkeviciene, & Apse, 2013). Bu nedenle, abutment tasarımının dikkatli bir şekilde planlanması gerekir (Wadhvani & Piñeyro, 2009)

Ayrıca siman tutuculu implant destekli sabit protezlerde simantasyon sırasında hidrostatik basınç nedeniyle yetersiz oturma meydana gelebilir. Zamanla simantasyon tekrarı gerektirebilirler (Corbella ve ark., 2015).

Son olarak hiçbir restorasyon tipinin diğerine üstünlüğü kesin olarak kanıtlanmamıştır ve tek üye restorasyonlar için iki farklı tasarım da kullanılabilir. Hekimlerin implant üstü sabit restorasyon yaparken, vidalı ve simante sistemlerinin tüm avantaj ve dezavantajlarını değerlendirmesi çok önemlidir (Tuzlalı ve ark., 2018).

2.5. SABİT İMPLANT ÜSTÜ PROTEZLERDE KULLANILAN RESTORASYON TASARIMLARI (SPLİNTLİ OLUP OLMAMASI)

Splintli veya splintli olmayan (nonsplintli) kuron kullanımı veya kullanılmaması hakkında karar verilmesi; implant uzunluğu, oklüzyon, hijyen, bağlantı tipi ve pasif bir altyapıya ulaşma gibi farklı faktörlere dayanmaktadır (Clelland ve ark., 2016).

2.5.1. Splintli İmplant Üstü Protezler

Splintleme genellikle hareketli dişleri stabilize etmek ve dişsiz boşlukları eski haline getirmek için kullanılmıştır (Serio, 1999). Posterior alanlara yerleştirilen implantların yükleme bakımından risk faktörlerini ve metal yorgunluğunu azaltmak için, böylelikle bileşen ve krestal kemik kaybını da önlemek amacıyla splintleme önerilmiştir (Rangert, Sullivan, & Jemt, 1997; Vanden Bogaerde ve ark., 2004). Bir implant üzerine eksantrik veya aşırı kuvvetler uygulandığında, implant kuvvetten hemen uzaklaşamaz. Diş gibi dönmez; bunun yerine kuvvetler çevreleyen kemiğin kretinde yoğunlaşır (Brunski, 1992). Çevreleyen kemiğe aşırı yüklenilmesi implant kaybına, mekanik başarısızlığa neden olabilecek mikro çatlaklara, implantlar veya protez bileşenlerinin yorgunluk kırıklarına neden olmaktadır (Isidor, 1996). İmplant destekli sabit protezler, oklüzal kuvvetlerin dağılımını desteklemek, kemiğe gelen stresleri azaltmak, kemik rezorpsiyonuna ve implant komponent başarısızlıklarına yol açan zararlı kuvvet seviyelerinin destekleyici implantlara aktarılmasını önlemek için splintlenir (Misch, & Kutay, 2009). Çoklu üyeler splintlendiğinde, oklüzal kuvvetler altyapıda absorbe edilir, gerilme ve makaslama stresleri konnektörde yoğunlaşır ve bu da periodonsiyuma aktarılan kuvveti azaltmaktadır (Wylie & Caputo, 1991). Splintleme restorasyonu ile yük paylaşımı; implant uzunluğu optimumdan daha düşük olduğunda, vida gevşeme potansiyelinin yüksek olduğu düşünüldüğünde sıklıkla planlanmaktadır (Clelland ve ark., 2016). Kanatlar, uzun mesafeler, eksantrik yükleme, arklar arası az boşluk nedeniyle kısa abutmentlerin kullanılması kuronları implantlar üzerine splintlemek için göstergelerdir (Grossmann, Finger, & Block, 2005).

Komşu external hex implantları splintleme kararında vida gevşemesi etkendir (Henry ve ark., 1996; Scheller ve ark., 1998). İn vitro çalışmalar, splintli external hex

implantlar için daha dengeli stres dağılımları göstermiştir (Guichet, Yoshinobu, & Caputo, 2002; Wang, Leu, Wang, & Lin, 2002). İmplant uzunluğu da splintlemeye karar vermede anahtar faktördür. Kısa implantlar başarısızlık oranlarına geleneksel implantlardan daha hassastır (Lemos, Ferro-Alves ve ark., 2016). Daha önceki klinik çalışmalarda, 10 mm'den daha kısa implantların klinik başarısında bir düşüş bildirilmiştir (Friberg, Jemt, & Lekholm, 1991; Herrmann, Lekholm, Holm, & Kultje, 2005; Naert ve ark., 2002; Weng ve ark., 2003) Bu klinik bulgular, kısa implantların splintlenmesi için destek sağlamıştır. (Clelland ve ark., 2016).

Splintli protez kullanımı, ihtiyaç duyulan implant sayısını azaltmaktadır. Bu da hasta için daha ekonomiktir (Misch, & Kutay, 2009). Ek olarak, destekleyici implantlardan biri başarısız olursa ve çıkarılması gerekirse çok üyeli bir protez korunabilmektedir (Kermalli, 2011). Siman tutuculu splintli protezler daha az güçlü siman gerektirir ve bu da protezin ileride tekrar elde edilebilmesine olanak tanımaktadır (Misch, & Kutay, 2009). İmplantları splintleme kararı, anterior rehberlik olmadığında veya hastanın parafonksiyonel alışkanlıkları olduğunda daha da önem kazanır. Düşük kaliteli kemik veya greftli alanlara yerleştirilen implantlar da splintleme işleminden faydalanabilir. Ayrıca splintleme aks dışındaki implantlarda yük paylaşımı sağlar (Guichet ve ark., 2002).

Protezin retansiyonu fazla sayıda splintlenmiş abutment ile artırılabilir ve bundan dolayı restorasyonlarda retansiyon eksikliği azalmaktadır. Splintlenen implantlar, ayrıca porselen kırıklarını da azaltmaktadır. Sisteme gelen stres miktarı azaltılır ve implant kuronlarının marjinal sırtları, splintlenen kuronların porselene uyguladığı makaslama kuvvetlerinden daha çok baskı kuvvetleri uygulayan birleştiricilerle desteklenir (Misch, & Kutay, 2009).

Splintli implantların kemik arayüzündeki stres, servikal seviyede eşit olarak dağıtılır ve bu da oblik yüklerden kaynaklanan dezavantajları azaltır (Ma, Tang, & Pan, 2012).

2.5.2. Splintli Olmayan (Nonsplintli) İmplant Üstü Protezler

Splintli olmayan implantlar, daha iyi oral hijyen erişimi ve geliştirilmiş aksiyel ve interproksimal konturlar sağlar. Birden fazla bitişik implantın tek tek restorasyonu ayrıca, fonksiyon sırasında mandibula fleksiyona ve torsiyona maruz kaldığı için bileşen gevşemesini ve/veya kırılmaları en aza indirir (English, 1993). Koriototh ve Hannam, (Koriototh & Hannam, 1994) simüle edilmiş insan mandibulası kullanarak sonlu eleman modeliyle diş sıkma sırasında bir dizi deformasyon (0,46 ila 1,06 mm) kaydetmiştir. Hobkirk ve Schwab (Hobkirk & Schwab, 1991), mandibulada aktif açılış ve protruziv çene hareketleri sırasında 420 µm'ye kadar olan medial sapma gözlemlemiştir. Önemli miktarlarda mandibular fleksiyonun raporları, rijit şekilde bağlı üst yapıları olan mandibular protezlerde implant/kemik arayüzü boyunca potansiyel olarak zararlı kuvvetler hakkında endişelere yol açmaktadır (Guichet ve ark., 2002).

Splintli restorasyonlar diş ipi kullanımını engellemekte ve hastanın uygun ağız hijyenini sürdürme becerisini zorlaştırmaktadır (Grossmann ve ark., 2005). İmplantlar arasında plak birikimi çürüklere neden olmaz; ancak plak ve diş taşı oluşumu, peri-implant mukozite veya peri-implant krestal kemik kaybına ve ardından komplikasyonlara yol açabilir (Lindhe & Meyle, 2008). Laboratuvar teknisyeninin splintli bir restorasyon imal ederken, yeterli gingival embraşürlerle interproksimal yüzeylere kolay erişim sağlayan daha ayrıntılı bir restorasyon oluşturması gerekir (Grossmann ve ark., 2005). Splintlenmemiş restorasyonlar laboratuvar işlemlerini basitleştirebilse de, çoklu bitişik

implantlarla interproksimal temasların ayarlanması zordur (Guichet ve ark., 2002). Splintlenmemiş restorasyonların, hastaya optimal ağız hijyenini sürdürmek için daha iyi erişim sağlaması, büyük bir avantaj olarak kabul edilir (Grossmann ve ark., 2005; Guichet ve ark., 2002).

Estetik açıdan bakıldığında, bitişik implantlar üzerindeki splintlenmemiş tek diş restorasyonları, çıkış profili ve kuron konturları açısından genellikle splintli bir durumda elde edilenden daha ideal ve dolayısıyla doğal görünümlü izlenim verir (Solnit & Schneider, 1998).

2.6. Alveoler Kemik Yapısı

Alveoler kemik mandibular ve maksiller kemiklerin özelleşmiş bir kısmı olup dişin uzun aksına paralel olarak dizilmiş kemik lamellerinden oluşan kortikal, spongioz ve bazal kemikten oluşmaktadır (Anthony, 2016).

Kemik dokusu makroskopik olarak, kortikal ve kansellöz kemik olmak üzere 2 tabakadan meydana gelmektedir. Kortikal (kompakt) kemik, kansellöz kemiği çevreleyen, yoğun sıkışmış lameller ve kompozit yapıdaki kemiklerden oluşur. Mineralizasyonu fazladır ve vücuttaki kemiklerin ortalama %80'ini oluşturarak iskelet sisteminin yapısal desteğini sağlar. Kansellöz (spongioz, trabeküler) kemik birbiriyle bağlantılı trabeküllerin oluşturduğu düşük yoğunluklu, mekanik etkilere karşı zayıf dirençli olan kemik dokusudur. Yüzey alanı hacmine kıyasla fazladır, kortikal kemiğe göre metabolik olarak daha aktiftir (Anthony, 2016).

2.6.1. Alveoler Kemiğin Yoğunluğu ve Sınıflaması

Mevcut kemiğin hacmi ve kalitesi, dental implant cerrahisinin başarısında hayati bir rol oynar (Ekfeldt ve ark., 2001). Kemik miktarı dişsiz bölgenin hacmini tanımlayıp, kemiğin yüksekliği, genişliği ve uzunluğu değerlendirilerek belirlenmektedir. Alveoler kemik yoğunluğu aynı zamanda kemik kalitesi (kemik yoğunluğu, iç yapısı) olarak da tanımlanır ve kemiğin elastiklik modülü, dayanıklılığı gibi biyomekanik özelliklerini tanımlar (Misch, & Kutay, 2009).

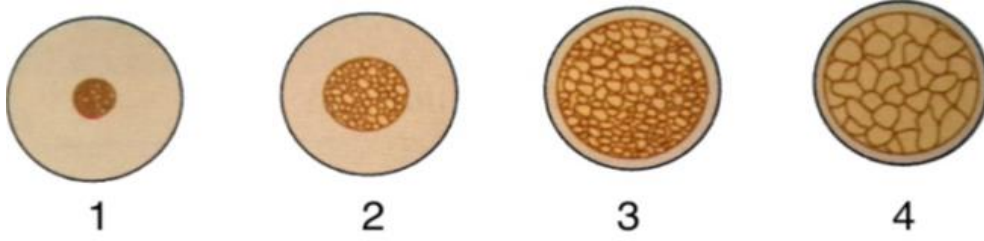
Kemik yoğunluğu ve miktarının implant başarısı üzerine etkisi birçok bilim adamı tarafından uzun yıllardır incelenmektedir. Dental implant uygulamasında üst çene için çeşitli sınıflamalar olmasına rağmen üst çenenin şeklini ve kemik kalitesini en iyi ifade eden ve en sık kullanılan sınıflama şeklinin Lekholm ve Zarb (Zarb & Albrektsson, 1985) tarafından yapıldığı bilinmektedir. Lekholm ve Zarb, alveoler kemik kalitesi için ağırlıklı olarak trabeküler yapılardan oluşan kemik yoğunlukları arasında değişen, kortikal kemikten yumuşak kemiğe kadar bir sınıflandırma sistemi ortaya koymuştur. Lekholm ve Zarb'ın kemik kalitesi sınıflaması (Şekil 2.8)

Tip 1: Ağırlıklı olarak homojen kortikal kemik mevcuttur.

Tip 2: Yoğun spongioz kemiği çevreleyen kalın bir kortikal kemik mevcuttur.

Tip 3: Yoğun spongioz kemiği çevreleyen ince bir kortikal kemik mevcuttur.

Tip 4: Düşük yoğunlukta spongioz kemiği çevreleyen ince kortikal kemik mevcuttur.



Şekil 2.8. Lekholm ve Zarb'ın kemik kalitesi ile ilgili sınıflaması (Winter, Krafft, Steinmann, & Karl, 2011)

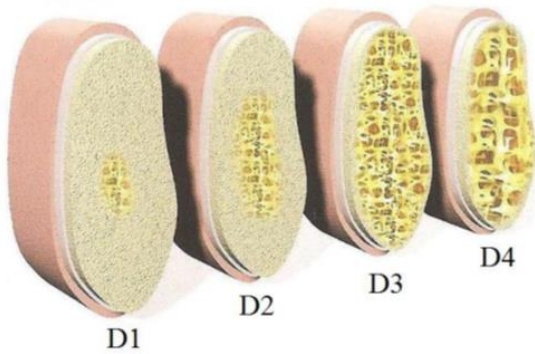
1999 yılında Misch'in yaptığı sınıflandırma ise (Şekil 2.9);

D1 kemik: Yüksek mineralize yoğun kortikal kemikten oluşur ve aşırı rezorbe dışsuz anterior mandibulada bulunur.

D2 kemik: Kret tepesinde kalın kortikal kemiğe, içeride ise kalın trabeküler kemiğe sahiptir. Anterior ve posterior mandibulada, anterior maksillada ve nadiren posterior maksillada görülür.

D3 kemik: Kret tepesinde ince poröz kortikal kemik ve altında ince dokulu trabeküler kemikten oluşur. Anterior ve posterior maksilla, posterior mandibula ve anterior mandibulada görülür.

D4 kemik: Hemen hemen hiç kortikal kemik yoktur. Kemiğin neredeyse tamamı ince trabeküler kemikten oluşur. Sıklıkla posterior maksillada görülür.



Şekil 2.9. Misch'in tanımladığı kemik yoğunluğu sınıflaması (Misch, & Kutay, 2009).

Parsiyel dişsiz hastada kemik yoğunlukları ağızın değişik bölgeleri ile eşlenebilir (Tablo 2.2).

Tablo 2.2. Misch'in sınıflamasına göre kemik yoğunluğunun yüzde olarak bölgesel dağılımı (Misch, & Kutay, 2009).

Kemik Tipi	Anterior	Posterior	Anterior	Posterior
	Maksilla	Maksilla	Mandibula	Mandibula
D1	0	0	6	3
D2	25	10	66	50
D3	65	50	25	46
D4	10	40	3	1

İmplant yerleşiminde kortikal kemiğin fazla, trabeküler kemiğin az ve trabeküllerin sık olması tercih edilmektedir. İmplant başarı oranı, yüksek kaliteli kemikte düşük kaliteli kemiğe göre çok daha fazla bulunmuştur. Kemik yoğunluğu azaldığında kemik dayanıklılığı da azalmaktadır. Düşük yoğunluklu kemikte implantların kısa ve uzun dönem kayıplarının daha fazla olduğu belirtilmiştir (Misch, & Kutay, 2009).

2.6.2. Maksilla Posterior Bölge ile İlgili Değerlendirmeler

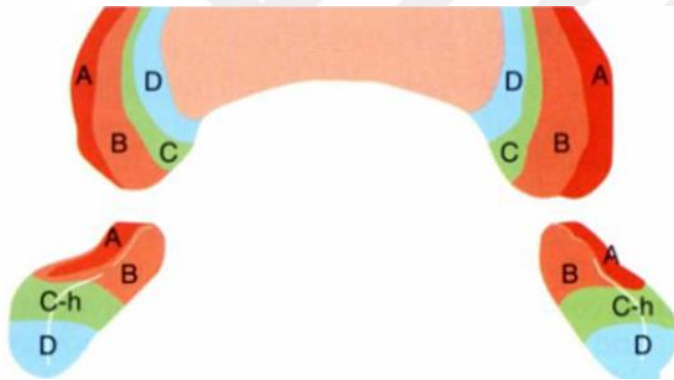
Dişsiz maksilladaki kemik yoğunluğu diğer bölgelerdekenden daha zayıftır. Posterior maksilladaki kemik kaybı diğer tüm bölgelerden daha hızlı gerçekleşmektedir. Bu olayın başlıca nedeni ise dişlerin kaybedilmesinden sonra alveoler bölgenin kanlanması ve kas stimülasyonunda azalma olması olarak belirtilmektedir (Misch, & Kutay, 2009)

2.6.2.1. Maksillada Rezorpsiyon Paterni

Posterior maksiller dişlerin kaybı, labial yüzdeki kemik tabakasında özellikle kemik genişliğinin azalması ile sonuçlanır. Posterior dişsiz maksilla çenelerin diğer bölümlerine göre daha hızlı bir rezorpsiyon gösterir (Misch, & Kutay, 2009).

Maksillada kemik rezorpsiyonu Şekil 2.10'da görüldüğü gibi lateralden mediale doğru A sınıfı bir kret iken D sınıfı bir krete dönüşecek şekilde meydana gelir. Yıkımın yönüne bağlı olarak kret tepesi daha mediale taşınıp kortikal kemikten yoksun hale gelmektedir (Misch, & Kutay, 2009).

Ayrıca, dişsiz sırt palatal yöne, molar ve premolar bölgelerde daha fazla ve maksillada mandibulaya göre daha hızlı kayar (Pietrokovski & Massler, 1967).



Şekil 2.10. Dişsiz maksilla ve mandibulada kemik yıkım modeli (Misch, & Kutay, 2009).. Dişsiz kret A bölgesinden D bölgesine doğru rezorbe olurken, kret tepesi palatinal bölgeye doğru ilerler.

Posterior bölgelerdeki bulgular, çekim sonrası 12 ay içinde, alveoler sırt genişliğinin % 50'sinin rezorbe olduğunu, üçte ikisinin ilk 3 ay içinde ortaya çıktığını göstermiştir (Schropp, Wenzel, Kostopoulos, & Karring, 2003).

Diğer klinik öncesi ve klinik çalışmalar (Araújo & Lindhe, 2005; Chappuis ve ark., 2013), fasial yüzde önemli dikey yönde kemik rezorpsiyonu göstermiştir. Altta yatan

kemik eksikliklerini maskeleyebilen ince fasial kemik fenotipine sahip bölgelerde spontan yumuşak doku kalınlaşması gözlenmiştir. Bu, özellikle posterior maksillada optimal üç boyutlu implant yerleşimini tehlikeye atabilmektedir (Chappuis ve ark., 2015).

2.6.2.2. Atrofik Posterior Maksilla

Lekholm ve Zarb'ın kemik yoğunluğu sınıflamasına göre posterior maksillada Tip III ve Tip IV kemik kalitesi en yaygındır. Misch' e göre posterior maksillada D3 (%50) ve D4 (%40) kemik yoğunlukları yüksek oranda görülmektedir. Bu sınıflandırmalardan da görüleceği üzere posterior maksilla kemik kalitesinin en zayıf olduğu yerdir. Kret üzerinde kortikal kemiğin yokluğu ve ince trabeküler kemiğin varlığında kemik, daha az kuvvetlidir ve düşük elastik modüle sahiptir (Misch, & Kutay, 2009). Kret ve sırttaki çift taraflı rezorpsiyon ve diş çekiminden sonra maksiller sinüsteki pnömatizasyonun bir sonucu olarak posterior maksilla yüksekliğinde büyük oranda azalma olur. Ayrıca maksilladaki başarısızlık oranlarının mandibuladan daha yüksek olduğu bildirilmektedir (Brånemark, Svensson, & Van Steenberghe, 1995).

Aynı zamanda yaş, cinsiyet, dişlerin durumu, diş kaybının nedenleri, metabolik hastalıklar ve sigara kullanımı arka bölgede mevcut kemik yüksekliğinin yanı sıra kemik kalitesini de önemli ölçüde düşürebilmektedir (Goiato, Dos Santos, Santiago, Moreno, & Pellizzer, 2014). Özellikle posterior maksillada, artmış çiğneme kuvvetleri, düşük kemik yoğunluğu ve azalmış kemik hacmi, implantların yerleşimini tehlikeye atar ve başarısızlık riskini artırır (Misch, & Kutay, 2009). Bundan dolayı kemik kalitesi ve kantitesindeki azalma ve artmış kuvvetler bu bölgede tedavi planlaması yapılırken göz önünde bulundurulmalıdır (Misch, & Kutay, 2009),

2.7. ATROFİK POSTERİOR DİŞSİZ MAKSİLLADA İMPLANT UYGULAMALARI

Maksillada yeterli kemik bulunduğunda implant rehabilitasyonu % 84–92 gibi yüksek başarı oranları göstermiştir. Ancak, maksilladaki atrofi nadir değildir ve bu gibi durumlarda geleneksel implant yerleştirilmesi zorlaşır. Maksillada, merkeze doğru alveolar rezorpsiyon paterni, maksiller sinüslerin pnömatizasyonu, nazal fossa ve nazopalatal kanal varlığı ve zayıf kemik kalitesi implant yerleştirmeyi zorlaştırır (Sorni, Guarinos, García, & Peñarrocha, 2005). Bu sınırlamaları ortadan kaldırmak için kısa implantların kullanımı, açılı implantların kullanımı, zigomatik implantlar, pterygoid bölge implantları ve sinüs tabanı elevasyonu gibi bir dizi tedavi seçeneği mevcuttur (S. A. , Karthigeyan, Deivanai, & Kumar, 2014)

2.7.1. Atrofik Posterior Maksillanın İlave Cerrahisiz İmplant Uygulamaları

Kemik grefti olmadan atrofik posterior maksilla sabit restorasyonları için alternatif tedavi seçenekleri arasında, distal kanatlı implant destekli sabit parsiyel protez uygulamaları, kısa implantların kullanımı, açılı implantlar zigoma veya tüber bölgesine implant yerleştirilmesi yer alır.

2.7.1.1. Kanatlar

Kanatlı sabit kısmi protezler, boşluğun tek tarafındaki dayanak dişler veya dental implantlar ile desteklenen mezial veya distal uzantılı gövde içeren bir köprü tasarımıdır (Palmer, Howe, Palmer, & Wilson, 2012).

Kanatlı implant destekli sabit kısmi protez kullanımından mümkün olduğunca kaçınılması gerektiği iyi bilinmekte ve yaygın olarak kabul edilmektedir (Balshi, 1996; Rangert ve ark., 1995). Bununla birlikte terminal implant kaybı nedeniyle başlangıçta yapılan tedavi planlamasındaki değişiklikler, maksiller sinüs gibi anatomik sınırlayıcılar ve kemik rezorpsiyonları klinisyenleri kanat uzantıları yapmaya zorlamaktadır (Akca & Iplikcioglu, 2002).

Kanat uzantılarına sahip implant destekli sabit protezlerde çiğneme kuvvetlerinin dağılımı eşit değildir. İmplant bölgelerinde özellikle implant kemik arayüzü seviyesinde daha yüksek gerinim konsantrasyonları kaydedilmiştir. Sonuç olarak implant destekli kanat içeren sabit protezler için daha fazla komplikasyon insidansı beklenmiştir. Ayrıca aşırı kuvvet konsantrasyonları varlığının implantların çevresinde kemik kaybına yol açabileceği de belirtilmiştir (White, Caputo, & Anderkvist, 1994). Konvansiyonel protezlerden daha karmaşık stresler aldıkları için kanatlı protezlerin biyomekaniği ile ilgili çok fazla tartışma vardır (Tsumita, Kokubo, Von Steyern, & Fukushima, 2008). Belser ve arkadaşları (Belser, Mericske-Stern, Bernard, & Taylor, 2000) anatomik sınırlamalar nedeniyle mezial tarafa implant yerleştirilemediği durumlarda üç üyeli mezial kanat uzantılı protez yapımının tedavide geçerli bir alternatif olduğunu ancak distal kanat uzantısının veya dış-implant bağlantısının sadece istisnai durumlarda kullanılmasını önermişlerdir.

Benzer şekilde başka çalışmalar, kanat uzantılı rehabilitasyonların mezial bölge ile sınırlı tutulması gerektiğini, posterior kanatların implant kaybı için daha büyük bir risk taşıdığını ifade etmişlerdir (Alencar ve ark., 2017; de Souza Batista ve ark., 2017). Kırıkların çoğunun, iki implantın kanatlı protezi desteklediği posterior kadrantlarda meydana geldiği sonucuna varmışlardır (Rangert ve ark., 1995).

Freitas da Silva ve ark.'nın kanat varlığında kısmi sabit implant destekli protezlerin sağ kalımını ve başarısını araştırdığı sistematik derlemesine göre, kanat uzantıları sabit protezlerde kullanılabilir ve protezin ömrüne, başarısına veya marjinal kemik kaybına olumsuz etki etmemektedir. Kanat içeren ve içermeyen gruplarda teknik ve biyolojik komplikasyonlar gözlenmiştir, ancak kanatsız veya kısa uzantılı kanatlı protezler kullanıldığında daha az komplikasyon gelişmiştir (Freitas da Silva ve ark., 2018). Benzer şekilde Romeo ve ark. uygun büyüklükte mezial veya distal kanatın orta ila uzun vadeli prognozu kötüleştiren önemli bir faktör olmadığını; kanatlı protez prognozu, kanatsız implant destekli protez prognozundan daha zayıf olmasına rağmen, üretici talimatları gözlenirse kabul edilebilir olduğunu bildirmişlerdir (Romeo ve ark., 2003).

Çeşitli çalışmalardan elde edilen bulgular, kanat uzantısı taşıyan implantların ve kanat uzantısının terminal desteğine bitişik kortikal kemikte, taşımayanlara göre daha yüksek stres yoğunlaşmasının olduğunu ortaya çıkarmışlardır. Bu yüksek miktardaki streslerin implant ve çevre dokularda hasara neden olabileceği ve tedavinin uzun dönemdeki başarısını olumsuz etkileyebileceği belirtilmiştir (Akca & Iplikcioglu, 2002; Alencar ve ark., 2017; Cenkoglu, Balcioglu, Ozdemir, & Mijiritsky, 2019; de Souza Batista ve ark., 2017; Stegaroiu, Sato, Kusakari, & Miyakawa, 1998).

Klinisyenler teknik komplikasyonların varlığının, kanatlı rehabilitasyonların uzun ömürlülüğünden ödün vermediğini, ancak bu restorasyonların daha sık klinik takip gerektirebileceğini hastalara bildirmeleri önemlidir (Hälg, Schmid, & Hämmerle, 2008). Bu nedenle hastaya mekanik komplikasyonların ortaya çıkma olasılığı ve gerekirse kanatın çıkarılması konusunda bilgi verilmelidir (Palmer ve ark., 2012).

2.7.1.2. Açılı İmplantlar

Açılı implant uygulamaları hem kemik ogmentasyon prosedürleri gerektirmemesi hem de cerrahi sırasında önemli anatomik yapılara uzak çalışılması nedeniyle iyi bir yöntem olarak sunulmuştur (Krekmanov, Kahn, Rangert, & Lindström, 2000). Ayrıca, distal implantların açılı yapılması implantlar arasındaki mesafenin arttırılmasına ve böylece kanat uzunluğunun da azaltılmasını sağlar (Bellini ve ark., 2009; Francetti, Romeo, Corbella, Taschieri, & Del Fabbro, 2012).

2.8. BİYOMEKANİK AÇIDAN POSTERİOR MAKSİLLAYI ETKİLEYEN FAKTÖRLER

Biyomekanik; uygulanan yüklere biyolojik dokuların cevabıyla ilgilenmektedir. İmplantlarla ilgili rekonstrüksiyonlarda en sık görülen komplikasyonlar, biyomekanik durumlarla ilgilidir. Posterior maksillanın implant ömrü açısından sonucu önceden en az tahmin edilebilen bölge olduğu göz önüne alındığında temel biyomekanik prensipler daha da önem kazanmaktadır (Misch, & Kutay, 2009).

2.8.1. Biyomekanik ile İlgili Temel Kavramlar

Kuvvet: Cisimlerin hareket durumlarını ve/veya şekillerini değiştirebilen etkiye kuvvet denir. Kuvvet, implantlar üzerinde büyüklük, yön ve vektör nicelikleri yoluyla etki gösterir. Kemik implant ara yüzünde oluşabilecek baskı, çekme ve makaslama kuvveti olarak 3 tipi vardır. Baskı kuvvetleri kemik implant ara yüzeyinin bütünlüğünü sağlama eğilimindeyken, çekme ve makaslama kuvvetleri ara yüzeyleri ayırma

eğilimindedir. Kortikal kemik baskı kuvvetlerine en dayanıklı makaslama kuvvetlerine karşı ise en zayıftır (Misch, & Kutay, 2009).

Stres (Gerilme, Gerilim): Kuvvetin bir yüzey üzerine dağıtılması durumu yani birim alan başına düşen kuvvet miktarı mekanik stres olarak ifade edilir.

$$\text{Stres} = \text{Kuvvet} / \text{Alan}$$

Stres birimi Paskal (P, kg/cm² veya N/m²)'dir (Misch, & Kutay, 2009).

Cisim içerisinde oluşan gerilmelerin 3 farklı çeşidi vardır, bunlar:

- **Basma Gerilimi (Compressive Stress):** Aynı doğrultuda ve cismin moleküllerini birbirlerine yaklaştırmaya zorlayacak şekilde farklı yönlerde uygulanan kuvvetler sonucu oluşan gerilmelerdir.
- **Çekme Gerilimi (Tensile Stress):** Aynı doğrultuda ve cismin moleküllerini birbirinden uzaklaştırmaya zorlayacak şekilde ters yönlerde uygulanan kuvvetler sonucu oluşan gerilmelerdir.
- **Makaslama/Kayma Gerilimi (Shear Stress):** Farklı düzlemlerde, yüzeye paralel Olan ters yöndeki iki kuvvetin bir cismi aynı anda etkilemesi nedeniyle cismin moleküllerini birbiri üzerinde kaymaya zorlaması sonucu oluşan gerilmelerdir (Powers, Sakaguchi, 2006).

Bir yük altında implant sistemi ve çevre biyolojik dokularda gelişen internal stresler implantların in vivo uzun ömürlülüklerinde önemli bir etkiye sahiptir. Tedavi planında amaç mekanik stresleri dağıtmak ve azaltmak olmalıdır (Misch, & Kutay, 2009).

Strain (Gerinim): Gerinim (strain), gerilim uygulandığında, cismin her biriminde meydana gelen birim uzunluktaki değişim şeklinde, cismin fiziksel bir deformasyonu

(elastik veya plastik) olarak tanımlanır, yani uzunluktaki değişimin orijinal uzunluğa oranı olup ölçü birimi yoktur. Gerilim, büyüklüğü ve yönü olan bir kuvvet iken; gerinim bir kuvvet değil, sadece bir büyüklüktür (Powers ve ark., 2012).

Poisson Oranı: Elastik sınırlar içinde kuvvete dik yöndeki gerinimin, yükleme yönündeki gerinime oranıdır. Poisson oranı, bütün maddeler için 0 ile 0.5 arasında değişkenlik gösterir ve cisme ait ayırıcı bir özelliktir (Powers ve ark., 2012).

Elastisite Modülü (Young's Modülü): Bir cisme uygulanan kuvvet sonucu cismin şekil değiştirmeye karşı gösterdiği direncin ölçüsüdür ve gerilmenin gerinime oranıyla hesaplanır. Birimi GPa'dır (Gigapaskal). Elastisite modülü arttıkça cismin katılığı da artar. Yüksek elastisite modülüne sahip bir cisim, aynı kuvvetler altında, düşük elastisite modülüne sahip bir cisimden daha az deformasyona uğrar (Powers ve ark., 2012).

Von Misses Stresi: Von Misses stresi, implantlar ve metaller gibi çekilebilir materyaller için, şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanır. Von Misses stresi, materyal üzerinde oluşan stres dağılımları ve yoğunlaşmaları hakkında bilgi edinmek amacıyla kullanılır (Powers ve ark., 2012).

Asal Stres (Principal Stress): Kırılgan materyaller (kemik, greft materyalleri, porselenler) için yalnızca yüzeye dik olan normal gerilimlerden oluşup, makaslama gerilimlerinin bütün düzlemlerde sıfır olduğu gerilme çeşididir. Asal gerilim değerleri için elde edilecek olan, en yüksek değer pozitif bir değer olup, (maximum principal stress)

çekme tip gerilimi; en düşük asal gerilim negatif bir değer olup (minimum principal stress), sıkışma tip gerilimi ifade eder (Powers ve ark., 2012).

2.8.2. Yükleme Tipi ve Şiddeti

Fonksiyonel kuvvetlerin uygulanması, implant protez kompleksi içindeki gerilmeleri (stres) ve gerinimleri (strain) indükler ve implantların çevresindeki kemikte remodelling işlemini etkiler (Bidez & Misch, 1992; Brånemark ve ark., 1985). Bununla birlikte, insan çene kemiklerinin fizyolojik tolerans eşikleri bilinmemektedir ve bildirilen bazı implant başarısızlıkları olumsuz stres büyüklükleri ile ilişkilidir (Sahin, Cehreli, & Yalçın, 2002).

İmplantlar üzerine doğal çiğneme kuvvetleri ve parafonksiyonlar ile oluşan oklüzal yükler iletilmektedir. Oklüzal kuvvetlerin yeri ve büyüklüğü, kemik-implant protez kompleksinin tüm bileşenlerinde oluşan streslerin ve gerinimlerin kalitesini ve miktarını etkiler (Sahin ve ark., 2002).

Başarılı bir implant tedavisi için temel amaç, implantın çiğneme kuvvetlerini destekleyebilmesini ve bu kuvvetleri uzun vadede kemik implant ara yüzeyinde bulunan dokulara güvenli bir şekilde iletebilmesini sağlamaktır (Brunski, 1992).

Doğal dişlerden farklı olarak osseointegre implantların kemikle doğrudan teması olduğundan, protetik üst yapılara gelen oklüzal kuvvetler doğrudan kemiğe iletilir. Bu sebeple kemik implant bütünlüğünün dolayısıyla osseointegrasyonun korunmasında çiğneme kuvvetlerinin büyük önemi vardır (Weinberg & Kruger, 1995). Çiğnmeden gelen yükler, aksiyel kuvvetleri ve eğilme momentini indükler (Geng, Tan, & Liu, 2001; Holmgren, Seckinger, Kilgren, & Mante, 1998), implantta ve kemikte stres gradyanlarına

neden olur. Bu da peri-implant dokuların kuvvet uygulanması sonucunda krestal kemik kaybına daha duyarlı olabileceğini gösterir (Curtis, Sharma, Finzen, & Kao, 2000).

Posterior bölgedeki çiğneme kuvvetleri anterior bölgeden çok daha yüksektir. Yapılan çalışmalar, anterior bölgede çiğneme kuvvetlerinin 35-50 lb (24-34 N/cm²) arasında değiştiğini gösterirken, posterior bölgede çiğneme kuvvetlerinin 200-250 lb (137-172 N/cm²) arasında değiştiğini göstermiştir (Resnik, 2020).

Regina Mericske-Stern ve ark. tam dişli deneklerde en yüksek maksimum okluzal kuvvetin 2. premolar dişlerinde 450 N, 1. premolar dişlerinde 300 N olduğunu belirtmiştir. İmplantlarla desteklenen sabit protezlerde maksimum okluzal kuvvetlerin ortalama değerinin belirgin şekilde daha düşük olduğunu, bu değerlerin 1. premolar ve 1. Molar dişleri için yaklaşık 200 N ve 2. Molar dişleri için 300 N olduğunu ifade etmiştir. (Mericske-Stern, Assal, Mericske, & Bürgin, 1995).

Bir implantının başarısı veya başarısızlığı için anahtar faktör, streslerin çevre kemiğe aktarılma şeklidir (Van Oosterwyck ve ark., 1998). Kemiğin mekanik yüklere biyolojik tepkisi implant ömrünü etkiler (Bidez & Misch, 1992). Mekanik aşırı yüklenme (Laney, 2017), kemik kaybı ve implant başarısızlığında önemli bir faktör olarak kabul edilir. Aşırı yük; yetersiz implant boyutları, uygun olmayan oklüzyon, yanlış implant kullanımı, uygun olmayan cerrahi yerleştirme ve implant tasarımı ile etkinleştirilebilir (Baggi ve ark., 2008; Demenko, Linetsky, Nesvit, Linetska, & Shevchenko, 2014). Dental implantların aşırı yüklenmesinin sonuçları biyolojik ve biyomekanik komplikasyonlar olarak iki gruba ayrılabilir:

Biyolojik komplikasyonlar da sırasıyla erken ve geç başarısızlıklara ayrılabilir (Tonetti & Schmid, 1994):

Erken başarısızlıklar durumunda osseointegrasyon yetersizdir ve implant ilk protez yüklemesinden önce kaybedilir (Lobbezoo, Brouwers, Cune, & Naeije, 2006).

Erken başarısızlıkların aksine, geç biyolojik başarısızlıklar, daha erken bir aşamada osseointegrasyon elde edildikten sonra patolojik kemik kaybı ile karakterizedir. Patolojik kemik kaybı genellikle implantın servikalinde lokalizedir ve implant 1 yıl boyunca fonksiyonda olduktan sonra, kemik kaybı 0,2 mm'den fazla olduğunda aşırı kemik kaybı olarak kabul edilir (Albrektsson ve ark., 1986). Geç biyolojik implant başarısızlıkları, diğerlerinin yanı sıra aşırı yüklemeye ilişkilidir (Lobbezoo ve ark., 2006).

Biyomekanik komplikasyonlar durumunda, bir implant sisteminin bir veya daha fazla bileşeni başarısızlığa uğrayabilir. Örneğin bir implantın kendisinin kırılması, abutment vidalarının gevşemesi veya kırılması, overdenturelerde yapı bileşenlerinin gevşemesi veya aşınması ve üstyapı porselen veya akrilik dişlerin aşınması veya kırılması sayılabilir (Berglundh, Persson, & Klinge, 2002; Göthberg, Bergendal, & Magnusson, 2003). Vidanın ön yükü (yani, sıkıldıktan sonra vidada oluşturulan çekme kuvveti) vida ve yüzeyleri arasında stabilize edici sıkıştırma kuvveti oluşturur. Protez üzerindeki oklüzal kuvvetler bu stabilize edici kuvvetleri aştığında bağlantı sıkı tutulamaz ve vida gevşer (Hurson, 1995).

Çok sayıda faktör implant aşırı yüklemesine (overload) neden olabilir, optimal olmayan implant dizaynı ve boyutu, restorasyonu destekleyecek yetersiz sayıda implant, hatalı bağlanmış abutmentlar, doğal dentisyon için geleneksel protetik limitasyonların yerine getirilmemesi, aşırı derecede kanat gövdeler; uygun olmayan pozisyonda implantlar, yanlış tipte restorasyon kullanımı, destekleyici kemiğin rezorpsiyonu ve aşırı

parafonksiyonel kuvvetler belli başlı etkenler olarak görülmektedir (Swanberg & Henry, 1995).

İmplantların oklüzal aşırı yüklemeye doğal dişlerden daha duyarlıdır (Mericske-Stern, Geering, Burgin, & Graf, 1992). Yük protez ve implant yoluyla kemiğe aktarıldığı için protezin dikkatle planlanması ve uygulanması, kemikte uygun stres dağılımının sağlanmasında önemli bir faktördür (Brånemark ve ark., 1977).

2.8.3. İmplant Sayısı

Krete gelen stresi azaltmada implant sayısı önem teşkil eder. Çoklu implantların kullanılması oklüzal kuvvetlere karşı koymak için fonksiyonel yüzey alanını artırır (Jain ve ark., 2016). Posterior maksillada sıklıkla kaybedilen her bir diş için bir implant endikedir (Jivraj & Chee, 2006; Misch, & Kutay, 2009). Yüksek stres faktörleri varlığında kaybedilen her molar diş için iki implant önerilmektedir (Misch, & Kutay, 2009).

Üç arka diş eksik olduğunda, iki veya üç implant gerekebilir. İmplant sayısı kemik miktarına ve kalitesine bağlıdır. Genellikle daha az yoğun kemiğin bulunduğu maksillada, cerrahlar her implant için bir tane olmak üzere üç implant yerleştirmeyi tercih eder. Bunun mantığı öncelikle restorasyonu yapmaktır. Üç implanttan biri başarısız olursa, yine de öngörülen protez ile devam edilebilir. Anterior veya posterior implantlar başarısız olursa, protez tasarımı bir anterior veya posterior kanat içerir. Kanat tipi protezler geleneksel protezlerden daha yüksek başarısızlık oranları ile ilişkilendirilmiştir. Bu tip protezler abutment dişlerin mekanik komplikasyonları nedeniyle başarısız olmuştur. Bu tip komplikasyonlar implant destekli protez ile kontrol edilebilir (Jivraj & Chee, 2006).

İki veya üç implant kullanmak arasındaki seçim, protezin biyomekaniği ve yükün nasıl dağıtıldığı ile de ilgilidir. Üç implant ile implantları dengelemek ve tripod etkisi için

konumlandırmak mümkündür. Bunun lineer bir düzenlemeden daha optimal bir kemik desteği sağladığı iddia edilmiştir (Rangert ve ark., 1995).

Pratik bir perspektiften bakıldığında, üç implantı mutlak bir lineer düzeneğe ve tripoda yerleştirmek çok zordur, her zaman belli bir dereceye kadar meydana gelmesi muhtemeldir (Jivraj & Chee, 2006).

Sadece iki implant yerleştirilirse, daha geniş çaplı bir implantın kullanılması genellikle doğrusal olmayan konfigürasyona eşdeğer bir fayda sağlayacaktır (Jivraj & Chee, 2006).

Kemik implant temas oranı, en zayıf yoğunluktaki posteror maksillada en azdır. Bu yüzden maksillada implant tedavi planlamaları, yüksek stres kompensasyonu için daha geniş ve daha fazla sayıda implant kapsamalıdır. Posterior maksilladaki uzun dönem başarının anahtarı yeterli anterior dişlerin ya da implantların bulunmasıdır. Bu yüzden tedavi planı sağlıklı anterior dişlerin bakımı ve restorasyonunu veya premaksillada Divizyon A (hacimli kemik) olarak belirtilen diş çekiminden kısa süre sonra varolan kemik yapısını içermelidir. Posterior implanttan önce minimum sağlıklı bir doğal kanin veya her yarım çene için kaninden santral kesici diş bölgesine 2 implant desteği gerekmektedir (Misch, & Kutay, 2009).

2.8.4. İmplant Dizaynı

İmplant dizaynı destek yüzey alanını artırabilir (Misch, & Kutay, 2009). Standart yükleme sonucu oluşan yüksek gerilim değerlerini azaltmak için uygun geometriye sahip implantların dizaynı önemlidir (Şenel ve ark., 2010).

Yivli implantlar, her ne kadar yerleştirilmeleri zor olsa da silindir implantlarla karşılaştırıldığında %30 daha fazla yüzey alanına sahiptirler ve kuvvetlere daha fazla

destek sağlarlar. Geliştirilmiş yivli dizayn, streslerin yoğunlaştığı implantın boyun kısmında daha fazla yüzey alanı oluşturabilir. Yivli dizayn, tipik olarak kemik yoğunluğu D3'ten D4'e düşmüş, önerilen ortalama değerlere kıyasla kuvvetlere karşı daha düşük dayanıklılığa sahip posterior maksilla ile özellikle ilgilidir (Misch, & Kutay, 2009). Yivler, kemik-implant ara yüzeyini artırır ve primer stabilizasyonu sağlamada önemli rol oynar (Bozkaya, Muftu, & Muftu, 2004). Rieger ve arkadaşları (Rieger, Adams, Kinzel, & Brose, 1989), çene kemiklerinde yivli ve esneklik katsayısı yüksek implantların kullanımını önermişlerdir. Ayrıca daha derin yivler daha fazla implant yüzey alanı sağlar ve posterior maksillada faydalıdır (Misch, & Kutay, 2009).

2.8.5. İmplant Yüzey Özellikleri

İmplant gövdesi pürüzlü bir tabaka ile kaplanabilir. Amaç implantın fonksiyonel yüzey alanının artırmak ve daha güçlü implant- kemik arayüz bağlantısı sağlamaktır. Bu amaçla en sık kullanılan materyaller titanyum ve hidroksiapatittir. İmplant üzerine hidroksi apatit kaplanmasının, birincil rijit fiksasyonu, kemik temas yüzeyini ve lameller kemik miktarını artırdığı gösterilmiştir ve posterior maksilla gibi yumuşak kemiklerde önerilmiştir (Misch, & Kutay, 2009). Ek olarak, pürüzsüz yüzeye kıyasla implant yüzeyinin kaba mikrotopografisi kemik-implant temas yüzeyi alanını artırır ve osseointegrasyonu hızlandırır (Jain ve ark., 2016).

Kemik kalitesine bağlı olarak, yüzey işlemleri iyileşme sürecinden sonra hem primer stabilite hem de kemik-implant arayüzünün biyomekanik doğası açısından implant etkinliğini olumlu yönde önemli ölçüde etkileyebilir (Cochran, 1999).

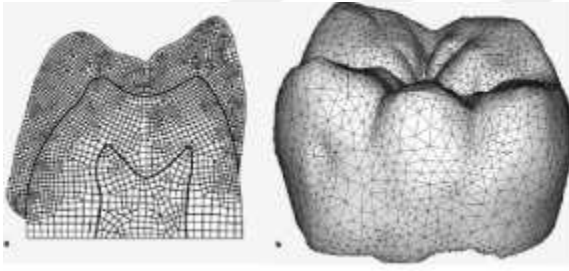
2.9. SONLU ELEMENLAR STRES ANALİZİ YÖNTEMİ (SESA)

SESA, ilk olarak 1960'ların başında inşaat ve havacılık mühendisliğinde karmaşık esneklik ve yapısal analiz problemlerini çözme ihtiyaçlarından yola çıkarak geliştirilmiştir; ancak ısı transferi, sıvı akışı, kütle taşımacılığı ve elektromanyetik alandaki sorunları çözmek için genişletilmiştir. Tıp alanında, belirli bir uyarım altındaki herhangi bir yapı veya dokunun davranışı SESA kullanılarak değerlendirilebilir ve dokulardaki biyomekanik değişiklikler analiz edilebilir (Holmgren ve ark., 1998). SESA, biyomekanik problemleri küçük parçalara bölerek çözen ve bilgisayar destekli tasarım modellerinde stres ve gerilmeleri hesaplayan matematiksel tabanlı bir simülasyon tekniğidir. Oral rehabilitasyondan önce faydalı biyomekanik bulgular sunmaktadır ve implant diş hekimliğinde önemli bir analiz tekniğidir (Gümrükçü & Sevda, 2019). SESA yönteminde analizi yapılacak yapı, sonlu sayıdaki parçalara (elemanlara) bölünerek kuvvet karşısındaki durumu matematiksel olarak incelenir. Bilgisayar yardımıyla oluşturulan modelde, belirlenen şiddet, yön ve alandaki kuvvet uygulamasına bağlı olarak ortaya çıkan şekil değişiklikleri, stres dağılımı ve şiddetleri saptanmaktadır (Geng ve ark., 2001; Sonugelen & Artunç, 2002).

Günümüzde, dental implant kemik sistemi bileşenlerinin geometrik karmaşıklığı nedeniyle, SESA bunları analiz etmek için uygun bir araç olarak görülmüştür. SESA, implant çapı, implant şekli ve dental implantların mekanik yapısının değerlendirilmesi için kullanılan yükün yönü gibi farklı parametrelerin analizini mümkün kılmıştır (Barbier, Vander Sloten, Krzesinski, Schepers, & Van der Perre, 1998). SESA, implant diş hekimliğinde ilk kez 1976 yılında Weinstein ve arkadaşları (Weinstein, Klawitter, Anand, & Schuessler, 1976) tarafından yerleştirilmiş poröz diş implantlarının stres dağılımını değerlendirmek için kullanılmıştır (Assunção ve ark., 2009). İmplant tasarımlarının

biyomekanik performansını ve klinik faktörlerin bir implantın başarısı üzerindeki etkisini tahmin etmek için SESA yöntemi yoğun bir şekilde kullanılmıştır (Van Staden, Guan, & Loo, 2006).

Diş hekimliğinde SESA ile cismin 2 veya 3 boyutlu analizi yapılabilmektedir (Adıgüzel, 2010). İki boyutlu çalışmalarda derinlik ve derinlik boyunca olan değişimler yok sayıldığından, bir düzlem tanımlanır (genel xy düzlemi) ve buna dik olan değişimi simgeleyen gerilmeler sıfır alınır (genelde z indisine sahip gerilmeler) (Darendeliler Yaman, 1995). Her iki analiz yöntemi de diş hekimliğinde kullanılabilir fakat; materyallerin çeşitliliği, kompleks yapısı ve 3 boyutlu morfolojisi göz önüne alındığında çoğu çalışmada 2 boyutlu SESA yetersiz kalmaktadır. Üç boyutlu analizde, gerilme durumu 3 ekseninde de (x, y ve z) değerlendirilebilir (Assunção ve ark., 2009) (Şekil 2.11).



Şekil 2.11. SESA modellemelerine örnekler (Soldaki şekil iki boyutlu sağdaki şekil üç boyutlu) (Taşkınsel & Gümüş, 2014).

Üç boyutlu SESA kompleks yapıların simülasyonu için daha uygundur. Bununla birlikte üç boyutlu SESA daha fazla mühendislik bilgisi gerektirmektedir. Biyolojik yapıda düzensiz yüzeyler ve olası boşluklar modelleme yapmayı güçleştirir. İki yöntem arasında yapılacak seçim ise analiz yapılacak yapının kompleksliği, gereken analizin tipi ve beklentilere göre şekillenir (Moeen, Nisar, & Dar, 2014; Ramoğlu & Oğuz, 2014).

2.9.1. SESA ile İlgili Temel Kavramlar

Sonlu elemanlar yönteminin uygulanabilmesi için bazı temel kavramların bilinmesi gereklidir (Adıgüzel, 2010).

Eleman (Element)

Sonlu elemanlar analizi yönteminde sistemi tanımlayan bölge, eleman (element) olarak adlandırılan sonlu sayıda basit geometrik şekillere bölünür. Model ne kadar çok sayıda elemana bölünürse daha gerçeğe yakın sonuçlar elde edilir (Geng ve ark., 2001).

Elemanlar ana yapının geometrisi ile özdeşir ve ana yapının her bölgesinde belirlenen mekaniksel özellikleri gösterirler. Yapının, boyut ve geometrisine uygun seçilen elemanlara bölünmüş haline ise matematiksel model denilir (Geng ve ark., 2001).

Düğüm (Node)

Elemanların birbirlerine bağlandıkları noktalara düğüm (node) denir. Düğümler vasıtasıyla bir elemandaki fiziksel değişiklik diğer elemanlara da yansır (Geng ve ark., 2001).

Ağ Yapısı (Mesh) Oluşturulması

Düğüm noktalarının ve elemanların koordinatları, ağ (mesh) oluşturma işlemi ile oluşturulur. Mesh üretimi programlar tarafından otomatik olarak yapabildiği gibi programlar kullanıcıya da mesh üretme imkanı tanımaktadır. SESA net olmayan yaklaşık sonuçlar sağlasa da, ağ (mesh) boyutu küçültülüp düğüm sayısı artırılarak SESA sonuçlarının doğruluğunun artırılabilirdiği bilinmektedir (Geng ve ark., 2001).

Sınır Şartları (Boundary Conditions)

Sınır koşulları, cismin nereden sabitlendiğini, cismin hareketinin nereden engellendiğini gösterir (Gümrükçü & Sevda, 2019). Analizi yapılan cismin hangi bölgesine kuvvet uygulanacaksa sınır şartları da ona göre belirlenir (Geng ve ark., 2001).

Geometri ve Katı Modelleme

Sonlu elemanlar stres analizi uygulanacak olan deney parçasının üç boyutlu katı modelinin oluşturulması için bilgisayarlı tomografi (BT) veya manyetik rezonans (MR) yardımıyla elde edilen görüntü bilgileri, 2 veya 3 boyutlu olarak bilgisayar ortamına aktarılmakta ve ağ yapısı oluşturulmaktadır. Son yıllarda, dijital görüntü tekniklerinin gelişmesiyle daha doğru anatomik modeller elde edilebilmektedir (Geng ve ark., 2001).

Cisimlerin katı modellenmesi için computer aided design (CAD) bilgisayar destekli yazılım programları kullanılır. Bu yazılım hızlı veri iletişim ve işlem gücüne sahip bilgisayarlarla çalışmayı gerekli kılar (Gümrükçü & Sevda, 2019).

2.9.2. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yönteminin Aşamaları

SESA yönteminin uygulanmasındaki temel aşamalar sırasıyla şunlardır:

- Yapının modellenmesi ve elemanlara bölünmesi (Pre-processing)
- Analiz verilerinin yüklenmesi
- Analizin çözümlenmesi (Post-processing)

2.9.2.1.Yapının modellenmesi ve elemanlara bölünmesi (Pre-processing)

Öncelikle analizde kullanılacak tüm yapılar bilgisayar ortamına aktarılarak bir geometrik model oluşturulur. Geometrik modeller bilgisayar destekli tasarım programları kullanılarak elde edilir ve karmaşık yapıların modellenmesinde, üç boyutlu bilgisayarlı tomografi tarayıcısı veya üç boyutlu lazer tarayıcısından faydalanılabilir. Hazırlanan geometrik model mümkün olduğunca fazla sayıda elemana bölünür (Geramy & Morgano, 2004). Elemanlar tek boyutlu (düz çizgiler), iki boyutlu (üçgenler, eşkenar dörtgenler) veya üç boyutlu (piramit veya tuğlaya benzer şekilli) ve değişik şekillerde olabilirler (Shetty, Hegde, & Rai, 2010)

2.9.2.2. Analiz Verilerinin Yüklenmesi

Bu aşamada modellemesi yapılan elemanların materyal özellikleri, yükleme koşulları ve sınır şartları programa yüklenir. Gereken minimum materyal özellikleri poisson oranı ve young modülü iken inceleme konusuna göre genleşme katsayısı, sürtünme katsayısı, termal iletkenlik gibi değerler de kullanılabilir (Konda & Tarannum, 2012).

2.9.2.3. Analizin Çözümlemesi (Post-Processing)

Her elemanın iç çözümlemesinden tüm yapının çözümlemesine bilgisayar programları yardımıyla ulaşılır. Burada etmen, düğüm noktalarında elde edilen değerlerdir. Ne kadar çok düğüm noktası varsa gerçek değerlere o kadar yaklaşılr. Yapılan analizler sonucunda farklı değişkenlere ilişkin veriler elde edilebilir. Bu veriler asal gerilimler (principal stresses), aksiyel gerilimler (axial stress), yer değiştirme

değerleri (displacements), deformasyon veya eşdeğer gerilimler'dir (equivalent stress) (Geng ve ark., 2001). Asal stres=principal stres değerlerinden (Maksimum asal stres=gerilme stresi=çekme stresi=tensile stress/Minimum asal stres=sıkışma stresi=basma stresi=compressive stress) kemik gibi kırılğan materyallerde yararlanılırken; implantlar, abutmentler gibi çekilebilir malzemelerde daha güvenli sonuç veren Von Mises stres değerlerinden faydalanılmaktadır (İplikçioğlu & Akça, 2002).

2.9.3. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yönteminin Avantaj ve Dezavantajları

2.9.3.1. SESA'nın Avantajları

- Gerçek klinik durumları karakterize eden karmaşık geometriye sahip bir model dahi kolaylıkla oluşturulabilir (Zienkiewicz & Taylor, 2005).
- Üst üste binen yapıların görselleştirilmesini sağlar.
- Anatomik kraniyofasiyal yapıların özellikleri ve malzeme özellikleri değerlendirilebilir.
- Uygulanan bir kuvvetin büyüklüğü ve yönü bulunabilir.
- Teorik olarak ölçülebilen stres noktaları sağlar.
- Uygulanan kuvvetin malzeme özelliklerinin ve geometrilerinin kolayca değiştirilebilmesi ve analizin kolayca tekrarlanabilmesi mümkündür.
- Noninvaziv bir tekniktir.
- Hem statik hem de dinamik analizler yapılabilir.
- Daha az zaman harcanır.
- Çalışma birçok kez tekrar edilebilir.
- Stresi ve straini değerlendirmek için hayvanları kurifiye etmeye gerek yoktur (Reddy, Sundram, & Eid Abdemagyd, 2019).

2.9.3.2. SESA'nın Dezavantajları

- Doğru analiz için model sisteminin gerçeğe yakınlığı sağlanmalıdır.
- Yanlış bilgi ve yorum, tamamen yanlış yönlendirici sonuçlar doğuracaktır.
- Mesleki bilgi, bilgisayar bilgisi, tecrübe ve değerlendirme kabiliyeti gerektirir.
- Analiz yazılımı güvenli olmalı, kullanılan bilgisayar donanımlı olmalıdır.
- Hatalı sonuçlara açıktır. Sonlu elemanlar analizi tarafından sağlanan gerilme değerleri, gerçek olanlarla mutlaka aynı değildir. Deneysel verilerin aktarımı ve analiz programının kullanımındaki teknik detaylar tamamen araştırmacıya bağlıdır (Logan, 2017; Reddy ve ark., 2019).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Araştırmamızda posterior atrofik maksillada, 4 farklı dağılımla yerleştirilen implantlar üzerine 2 farklı implant üstü sabit protez dayanaklarının (vida tutuculu/siman tutuculu) ve 2 farklı kuron tasarımının (splintlenen/splintlenmeyen) implantlarda/bileşenlerde Von Misses stresi ve çevresindeki kortikal ve trabeküler kemikte oluşturdukları gerilme ve sıkışma stresi dağılımlarının incelenmesi amacıyla sonlu elemanlar stres analiz yöntemi kullanılmıştır.

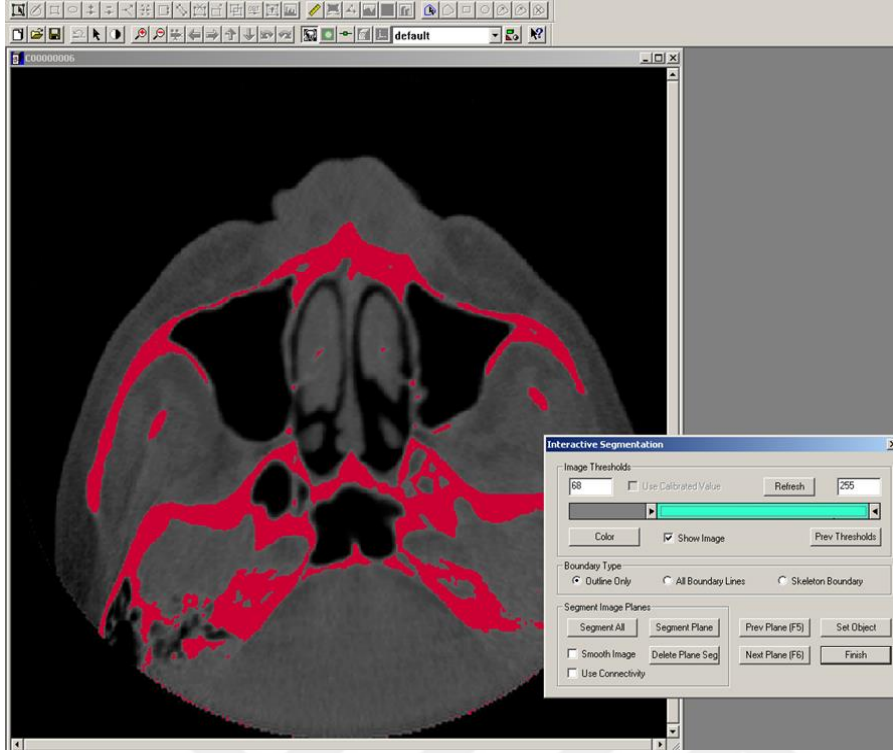
3.1. Geometrik Bilgisayar Modellerin Oluşturulması

Geometrik modellerinin oluşturulması için maksillanın 1 mm kesitinde elde edilen bir dizi konik ışınlı bilgisayarlı tomografi görüntüsü görüntü işleme yazılımı (3D-Doctor; Able Software Corp) kullanılarak bilgisayar cihazına aktarılmıştır.



Şekil 3.1. Maksilla tomografisi

Bilgisayara aktarılan görüntüler “Interactive Segmentation” yöntemi ile hounsfield değerlerine bakılarak kemik dokusu ayrıştırılmıştır (Şekil 3.2).



Şekil 3.2. 3D- Doctor yazılımı görüntüsü

Yapılan ayrıştırma işleminden sonra “3d Complex Render” yöntemi ile 3 boyutlu model elde edilmiştir ve bu şekilde kemik dokusu modellenmiştir (Şekil 3.3).



Şekil 3.3. Maksilla modeli kortikal kemik

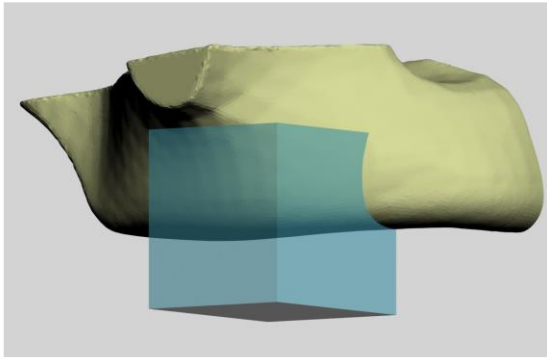
Kemik dokusundan offset yöntemi (offset: yapının her yerden eşit olarak büyümesi/küçülmesi işlemi) ile trabeküler kemik elde edilmiştir (Şekil 3.4). Kortikal kemik kalınlığı Tip 3 ince kortikal kemikle çevrili yoğun trabeküler kemik tipine uygun

olacak şekilde 1 mm olarak belirlenmiştir. Atrofik maksillayı temsil edecek şekilde maksiller sinüsün altında kalan vertikal kemik miktarı 8 mm den az olarak planlanmıştır.



Şekil 3.4. Maksilla modeli trabeküler kemik

Yapılan çalışmada maksillanın tümüne gereksinim olmadığından sadece gerekli bölgeler Boolean işlemi ile çıkarılmıştır. Boolean işleminde bütün yapıların koordinatları muhafaza edildiği için bilgi kaybı olmamaktadır (Şekil 3.5). Bu işlemler, stl datalar Rhinoceros 4.0 (Robert McNeel & Associates USA) yazılımına atılıp offset yöntemi ile yapılmıştır.



Şekil 3.5. Gerekli bölgenin Boolean işlemi ile çıkarılması

Yapılan modellemeler Rhinoceros yazılımında 3 boyutlu olarak uzayda doğru koordinatlara yerleştirilmiştir ve modelleme işlemi tamamlanmıştır.

3 boyutlu ağ yapısının dñzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için, Intel Xeon® 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 taramadan (şekil 3.8), 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.



şekil 3.6. Activity 880 optik tarayıcı

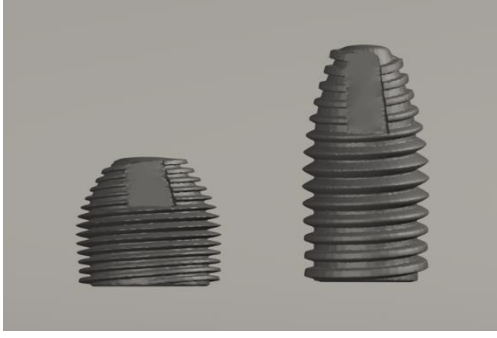
3.2. İmplant ve Protez Parçalarının Modellenmesi

Çalışmamızda tedarik edilen implant ve protez parçaları SmartOptics 3 boyutlu tarayıcısı ile 3 boyutlu olarak taranmıştır. Stl formatında elde edilen modeller, Rhinoceros 4.0 yazılımına gñderilmiřtir. Rhino yazılımında Boolean yñntemi ile protez parçaları, implant vidaları ve kemik dokuları arasında uyumlandırma yapılmıştır.

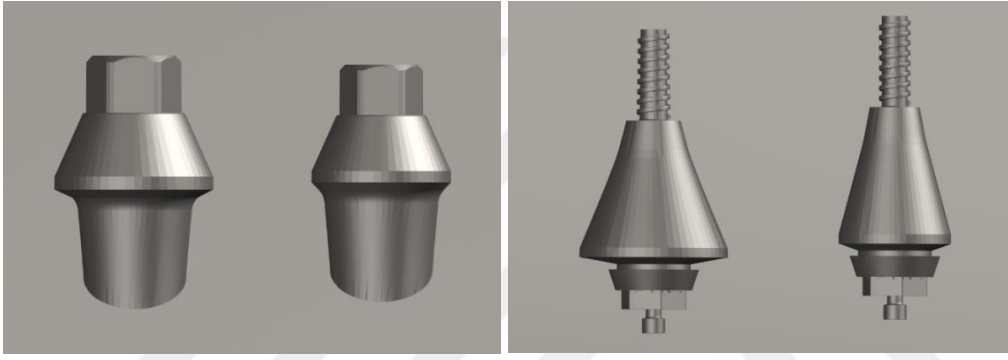
Çene kemiğine yerleştirilecek olan diş implantlarının boyutlarına, implantların yerleştirileceği bölgedeki kemiğin rezorpsiyon paternine ve maksiller sinüsün konumuna bağlı olarak karar verilmiştir. İmplant yuvaları Wheeler Diş Anatomisi Atlası'nda (Wheeler, 1969) belirtilen dişlerin mezio-distal boyutları dikkate alınarak (Tablo 3.1) ve implantlar arasında en az 3 mm mesafe bırakılarak yerleştirilmiştir. Atrofik maksilladaki kemik yüksekliğine bağlı olarak 1.premolar (1PM) ve 2. premolar diş bölgesi için (2PM) 4.3 mm çapında ve 13 mm uzunluğunda, 1.molar diş bölgesi (1M) için ise 5 mm çapında ve 7 mm uzunluğunda Nobel Biocare™ Paralell Conical Connection RP (Sweden) diş implantları yerleştirilmiştir (Şekil 3.7). İmplantların üzerine yerleştirilecek abutmentlar implant üstü simante sabit protezler için titanyum Nobel Biocare™ düz Snappy abutment Conical Connection RP (Sweden) 1.5 mm ve implant üstü oklüzal vidalı sistemler için Nobel Biocare™ multiünit abutment Plus Conical Connection RP (Sweden) 1.5 mm olarak modellenmiştir (Şekil 3.8 a ve b). Abutment vidası olarak Nobel Biocare™ titanyum Clinical Screw Conical Connection RP (Sweden), oklüzal vida için Nobel Biocare™ titanyum Prosthetic Screw Multiünit (Sweden) kullanılmıştır (Şekil 3.9 a ve b).

Tablo 3.1. Wheeler Diş Anatomi Atlası'nda belirtilen kron boyutları (Wheeler, 1969)

	Kuron boyları	Mezio-distal genişlik
1. premolar	8.5 mm	7 mm
2. premolar	8.5 mm	7 mm
1. molar	7.5 mm	10 mm



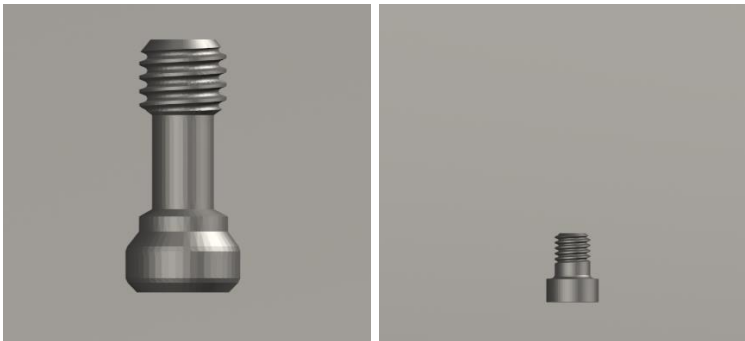
Şekil 3.7. Çalışmada molar bölgelerde 5×7 mm (sol) ve premolar bölgelerde 4.3×13 mm (sağ) kullanılan implantlar



a.

b.

Şekil 3.8. a. Çalışmada simante modellerde kullanılan 1.5 mm abutment boyun yüksekliğine sahip snappy abutmentler / b. vidalı modellerde kullanılan 1.5 mm abutment boyun yüksekliğine sahip multiünit abutmentler

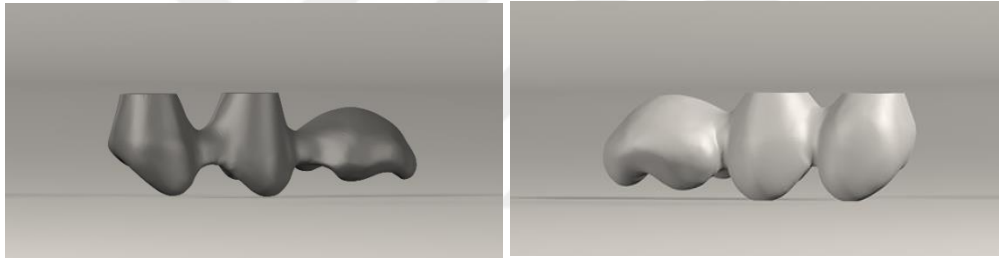


a.

b.

Şekil 3.9. a. Çalışmada kullanılan abutment vidası / b. Oklüzal vida

Çalışmamızda implant üstü protez tipi olarak metal destekli porselen restorasyonlar seçilmiştir. İmplant üstü protezlerin modellenmesi sırasında alt yapı olarak krom-kobalt alaşımı, (Wiron 99; Bego, Bremen, Almanya) üst yapı olarak ise feldspatik porselen (Ceramco II; Dentsply, Burlington, ABD) (Şekil 3.10 a,b) kullanılmıştır. Metal kalınlığı 0,8 mm, porselen kalınlığı kuron boyutları dikkate alınarak en az 1 mm olarak hazırlanmıştır (Sevimay, Turhan, Kiliçarslan, & Eskitascioglu, 2005). Kuronların modellenmesinde Wheeler Diş Anatomisi Atlası'ndan (Wheeler, 1969) yararlanılmıştır (Tablo 3.1). Siman tutuculu protezler için, Co-Cr altyapı ile abutmentler arasında çinko fosfat simanı temsil eden 25 µm kalınlığında homojen bir tabaka modellenmiştir (Silva, Cornacchia, de Magalhaes, Bueno, & Moreira, 2014; Silva ve ark., 2015).



a.

b.

Şekil 3.10 a. Altyapıda kullanılan CrCo alaşımının modellenmesinin görüntüsü

b. Üstyapıda kullanılan feldspatik porselenin modellenmesinin görüntüsü

3.3. Çalışma Modelleri

Oluşturulan çene modeli üzerinde atrofik posterior maksillanın elverdiği ölçüde klinikte tercih edilen dört farklı implant dağılımı üzerine iki farklı implant üstü sabit protez dayanaklarını ve iki farklı kuron tasarımını gösteren (splintli/splintlenmeyen) toplam 10 model oluşturulmuştur. Modeller üzerinde implantların uygulandığı bölgeler Tablo 3.2 ve Şekil 3.11,12,13,14,15,16,17,18,19,20 de gösterilmiştir.

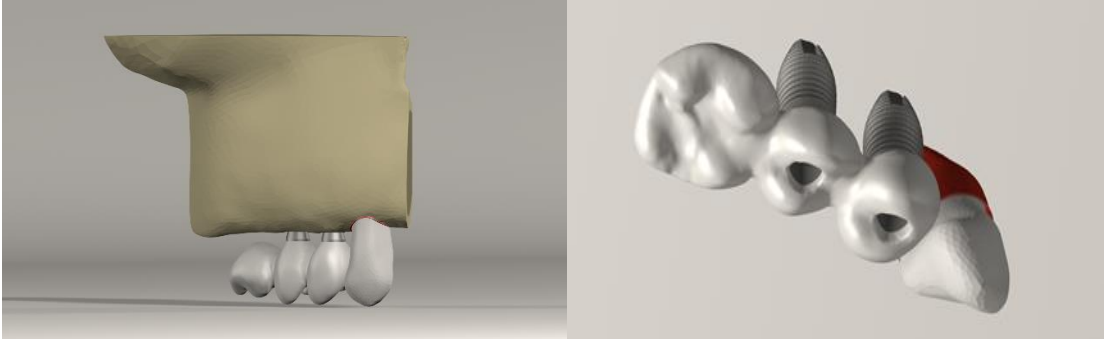
Tablo 3.2. Çene modeli üzerinde implantların bulunduğu lokalizasyonlar

İMLANT SAYISI	VİDALI	ÇENE MODELLERİ	SİMANTE	ÇENE MODELLERİ
2 İmplant	K 2PM 1PM	Model 1	K 2PM 1PM	Model 2
	1M 2PM K	Model 3	1M 2PM K	Model 4
	1M G 1PM	Model 5	1M G 1PM	Model 6
3 İmplant	1M 2PM 1PM (splintsiz)	Model 7	1M 2PM 1PM (splintsiz)	Model 8
	1M 2PM 1PM (splintli)	Model 9	1M 2PM 1PM (splintli)	Model 10

Sınıflandırmada kolaylık sağlaması için tek sayılar (Model 1, 3, 5, 7, 9) vida tutuculu restorasyonları, çift sayılar (Model 2, 4, 6, 8, 10) siman tutuculu restorasyonları göstermektedir.

Tablo 3.2’de “K” kanat, “G” gövdeyi, 1PM: implantın 1.premolar diş alanına yerleştirildiği, 2PM: implantın 2.premolar diş alanına yerleştirildiği ve 1M: implantın 1.Molar diş alanına yerleştirildiğini belirtmektedir.

Model 1



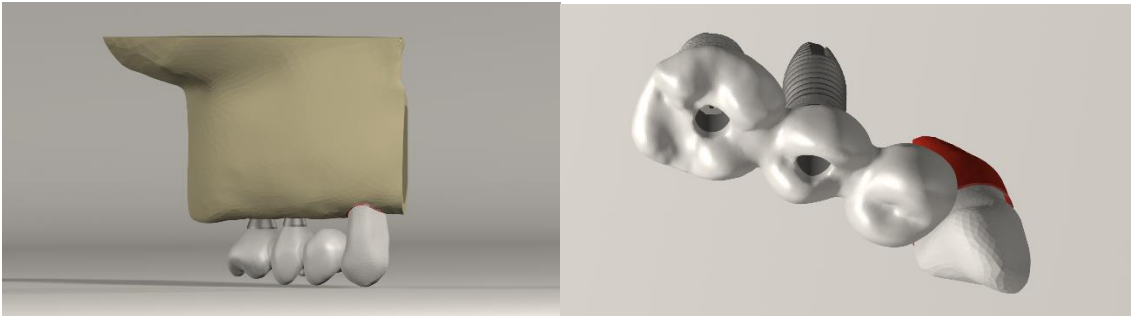
Şekil 3.11. İmplantların premolarlar bölgesine (1PM, 2PM) yerleştirildiği, distal kanat (K) kullanıldığı vida tutuculu birinci model

Model 2



Şekil 3.12. İmplantların premolarlar bölgesine (1PM, 2PM) yerleştirildiği, distal kanat (K) kullanıldığı siman tutuculu ikinci model

Model 3



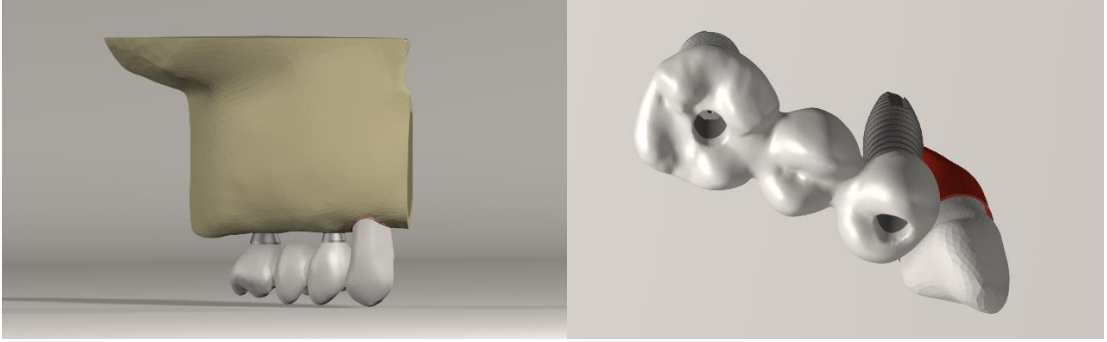
Şekil 3.13. İmplantların 2. premolar (2PM) ve 1. molar (1M) bölgesine yerleştirildiği ve mezial kanat (K) kullanıldığı vida tutuculu üçüncü model

Model 4



Şekil 3.14. İmplantların 2. premolar (2PM) ve 1. molar (1M) bölgesine yerleştirildiği ve mezial kanat (K) kullanıldığı siman tutuculu dördüncü model

Model 5



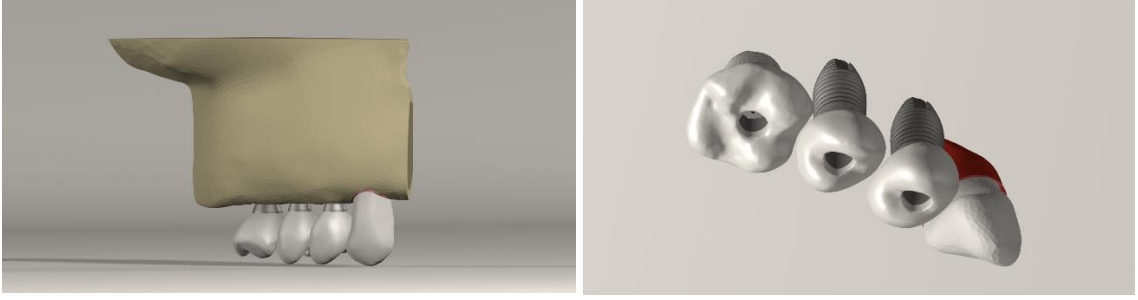
Şekil 3.15. İmplantların molar (1M) ve 1. premolar (1PM) bölgesine yerleştirildiği ve gövde (G) kullanıldığı vida tutuculu beşinci model

Model 6



Şekil 3.16. İmplantların molar (1M) ve 1. premolar (1PM) bölgesine yerleştirildiği ve gövde (G) kullanıldığı siman tutuculu altıncı model

Model 7



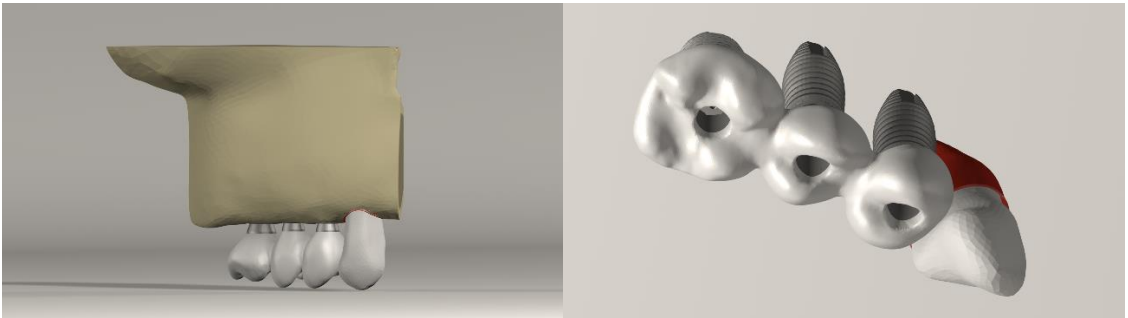
Şekil 3.17. İmplantların her 3 bölgeye de (1PM, 2PM, 1M) yerleştirildiği ve splintli olmayan vida tutuculu yedinci model

Model 8



Şekil 3.18. İmplantların her 3 bölgeye (1PM, 2PM, 1M) yerleştirildiği ve splintli olmayan siman tutuculu sekizinci model

Model 9



Şekil 3.19. İmplantların her 3 bölgeye (1PM, 2PM, 1M) yerleştirildiği ve birbirine splintlendiği vida tutuculu dokuzuncu model

Model 10



Şekil 3.20. İmplantların her 3 bölgeye (1PM, 2PM, 1M) yerleştirildiği ve birbirine splintlendiği siman tutuculu onuncu model

3.4. Çalışmada Kullanılan Modellerin Sonlu Elemanlar Analizi İçin Hazır Hale Getirilmesi

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 3d modelleme programları için evrensel değer taşımaktadır. Stl formatında düğümlerin koordinat bilgilerinin de saklanması sayesinde programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı olmamaktadır. Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modelin maksillaya ait olduğunu, diş yapılarının hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtmak gerekmektedir. Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (elastiklik modülü ve Poisson oranı) değerleri verilmiştir (Tablo 3.3). Oral mukozanın elastiklik modülü ve poisson oranının çok düşük değerlerde olması nedeniyle mukoza dokusu analize dahil edilmemiştir. Mukoza kalınlığı her yerde eşit ve 1,5 mm olarak modellenmiştir.

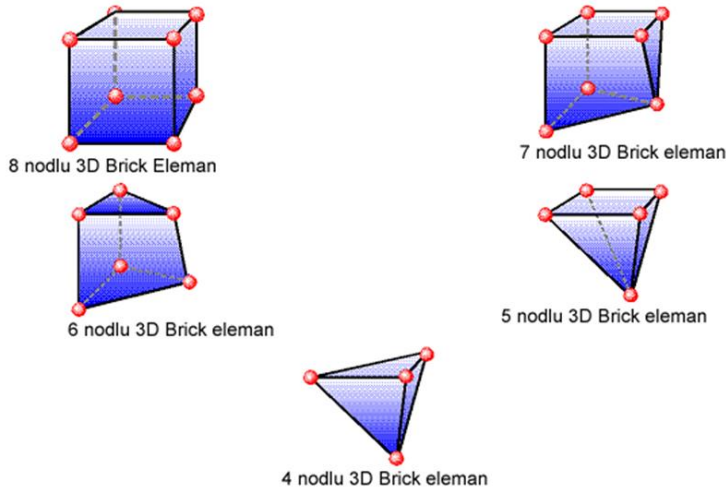
Tablo 3.3. Çalışmamızda kullanılan materyallerin elastik modül ve poisson oranı değerleri

MATERYAL	ELASTİKLİK MODÜLÜ (GPA)	POISSON ORANI	KAYNAKLAR
Titanyum	110	0.35	(Himmlova ve ark., 2004; İplikcioglu & Akca, 2002; Sevimay ve ark., 2005; Sütpideler, Eckert, Zobitz, & An, 2004)
Kortikal Kemik	13.7	0.3	(Barbier ve ark., 1998; Çağlar, Aydın, Ozen, Yilmaz, & Korkmaz, 2006; Himmlova ve ark., 2004; İplikçioglu & Akça, 2002; Sevimay ve ark., 2005)
Trabeküler Kemik (D3)	1.37	0.3	(Çağlar ve ark., 2006; Sevimay ve ark., 2005; Sütpideler ve ark., 2004)
Krom-Kobalt Alaşımı	218	0.33	(Himmlova ve ark., 2004; Sevimay ve ark., 2005)
Feldspatik Porselen	82.8	0.35	(Himmlova ve ark., 2004; Sevimay ve ark., 2005)
Çinko Fosfat Siman	22.4	0.25	(Alencar ve ark., 2017; Holmes, Diaz-Arnold, & Leary, 1996)

Algor yazılımında analizlerin 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. Çene modellerinde bulunan ve analiz işlemini zorlaştıran dik ve dar bölgeler çizgisel elemanlardan arındırılarak düzenli hale getirilmiştir.

Burada modeller Bricks ve Tetrahedra elemanlar şeklinde katı modele çevrilmiştir. Bricks ve Tetrahedra katı modelleme sisteminde, Fempro modelde oluşturabildiği kadar 8 nodlu elemanlar kullanır. 8 nodlu elemanların gerekli detaya ulaşamadığı durumlarda 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar kullanılır (Şekil 3.21).



Şekil 3.21. 4, 5, 6, 7 ve 8 nodlu 3 boyutlu elemanlar

Çalışmanın gerçekçi sonuçlar vermesi için programın el verdiği ölçüde, seçtiğimiz çene kemiğinin modelinin boyutlarını göz önüne alarak mümkün olduğunca fazla eleman sayısı seçilmiştir (Tablo 3.4).

Tablo 3.4. Matematiksel modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları

MODELLER	ELEMAN SAYISI	DÜĞÜM SAYISI
M 1	1961319	369617
M 2	1635192	319779
M 3	1623964	310393
M 4	1303485	256903
M 5	1562741	305012
M 6	1303231	256612
M 7	2168798	408765
M 8	1680761	329356
M 9	2279497	432284
M 10	1737601	340331

Çalışmamızda oluşturulan modellerin tümünün, homojen ve izotropik yapıda olduğu kabul edilmiştir. Bir materyalin homojen olması, mekanik özelliklerinin yapısal her elemanda benzer olduğunu gösterir. İzotropik ise, yapısal elemanın her yönde materyal özelliklerinin aynı olduğu durumu tanımlamaktadır.

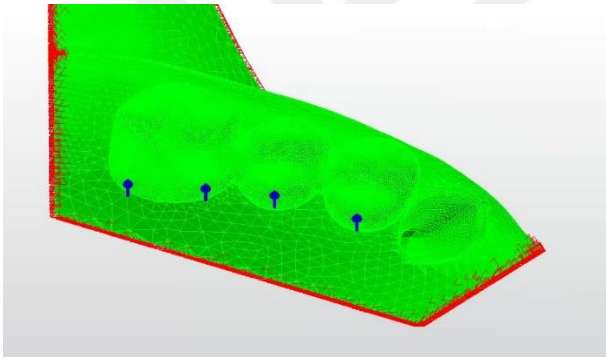
3.5. Modellerde Kontakt Yüzeylerin Oluşturulması

Oluşturduğumuz matematiksel modellerin üzerinde analizlerin yapılabilmesi için modeli oluşturan parçaların birbirleri ile olan yüzey ilişkilerinin programa tanımlanması gerekir. Kortikal kemik ile trabeküler kemiğin birbirine, diş implantları ile çene

kemiğinin, implantlarla abutmentların kesintisiz olarak kontakta oldukları kabul edilmiştir. Siman tutuculu protezler için, Co-Cr altyapı ile abutmentler arasında çinko fosfat simanı temsil eden siman aralığı 25 µm kalınlığında homojen bir tabaka olarak modellenmiştir (Silva ve ark., 2014; Silva ve ark., 2015).

3.6. Modellerde Sınır Koşullarının Oluşturulması

Uzayda duran modelin analiz yapılabilmesi için periferik noktalardan bağlanması ve sınırlarının tanımlanması gerekmektedir. Çalışmada kullanılan modellerin tümünde, maksillanın ön, arka ve üst kısımlara sıfır serbestlik derecesi verilmiştir (Şekil 3.22).

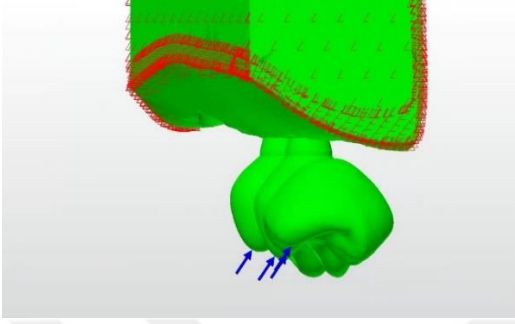


Şekil 3.22. Sınır koşullarının belirlenmesi

3.7. Yükleme Koşulları

Her bir modelde implantların uzun eksenine palato-bukkal doğrultuda palatinal tüberkül tepelerine 100 N olarak 45 ° oblik statik yük aynı anda uygulanmıştır. Noktasal yükleme tercih edilmiştir. Molar dişte $100/2 = 50$ N olarak kurondaki yük palatinal fonksiyonel tüberküllere eşit paylaştırılmıştır. Sonuç olarak oblik yüklemede toplam 300

N yük uygulanmıştır (Şekil 3.23) (1PM fonksiyonel tüberkülüne 100 N, 2PM fonksiyonel tüberkülüne 100 N, 1M fonksiyonel tüberküllerine her iki tüberküle eşit olarak paylaştırılacak şekilde 50 şer N).



Şekil 3.23. Oblik yönde yükleme

4. BULGULAR

Çalışmamızda posterior atrofik maksillada 4 farklı lokalizasyonlarla yerleştirilen implantlar üzerine, iki farklı implant üstü sabit protez dayanakları (vida tutuculu / siman tutuculu) ve iki farklı kuron tasarımı (splintlenen/splintlenmeyen) hazırlanmıştır. Bu çalışmada elde edilen sonuçların değerlendirilmesinde karşılaştırılacak olan stres değerleri belirlenirken materyallerin özellikleri belirleyici olmuştur. Sonlu elemanlar analizleri sonucunda; implantlarda, abutmentlerde ve kuronlarda meydana gelen Von Misses stresleri, tüm implant kemik ara yüzündeki (vestibül, palatinal, mezial ve distal) kortikal ve trabeküler kemikte meydana gelen gerilme stresleri ve sıkışma stresleri incelenmiştir.

Von Misses stresi, gerilme stresi ve sıkışma stres değerlerine ait sonuçlar renklendirilmiş görüntüler olarak gösterilmiştir. Bu görüntülerde her renk bir değer aralığını tanımlamaktadır. Değer aralıkları görüntülerin sol üst tarafındaki skala ile gösterilmektedir.

Von Misses stresi ve gerilme stresi pozitif değerler olup, skalanın üst kısmında ve skaladaki renklere göre maviden kırmızıya doğru artan şekilde gösterilmiştir.

Sıkışma stres değerleri ise negatif değerler olup, skalanın alt kısmında ve skaladaki renklere göre mavi değerler daha yüksek stresleri göstermektedir.

Karşılaştırmada kolaylık sağlaması açısından modelleri adlandırırken tek sayılar (Model 1, 3, 5, 7, 9) vida tutuculu restorasyonları, çift sayılar (Model 2, 4, 6, 8, 10) siman tutuculu restorasyonları belirtmektedir. Ayrıca art arda ardışık sıralanan sırasıyla vida ve siman tutuculu Model 1 ve 2; Model 3 ve 4; Model 5 ve 6; Model 7 ve 8; Model 9 ve 10'daki implantlar aynı sayıda, aynı lokalizasyonlarda ve aynı kuron tasarımında yerleştirildiğinden, sadece protez dayanakları (vidalı/simante) farklı olduğundan bu

modellerin Von Misses, gerilme ve sıkışma stres değerleri yine birlikte karşılaştırmalı olarak değerlendirmiştir.

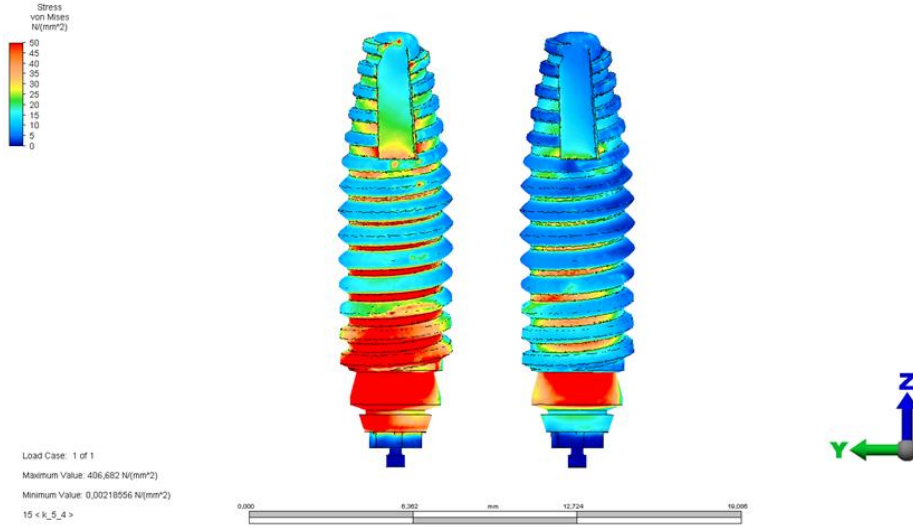
4.1. Birinci ve İkinci Modele Ait Bulgular

Birinci modelde, birinci premolar (1PM) ve ikinci premolar (2PM) diş bölgelerine iki adet 4.3×13 mm Nobel Parallel Conical Connection RP diş implantları yerleştirilmiştir. Birinci molar (1M) diş bölgesine protetik restorasyonda distal kanat oluşturularak; implant üstü üç üyeli vidalı sabit protez elde edilmiştir. İkinci modelde de aynı tasarım kullanılmış fakat restorasyon simante sabit protez olarak modellenmiştir.

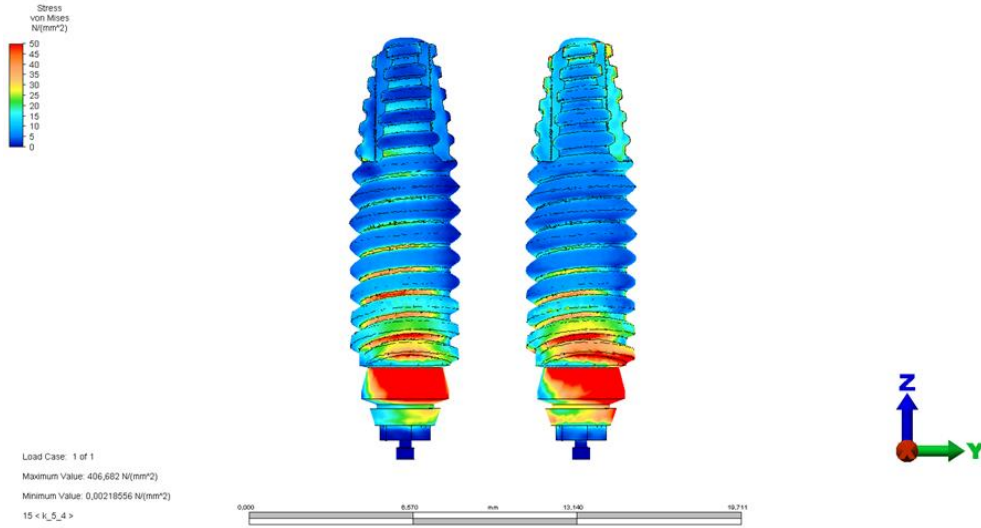
4.1.1. İmplantlarda, Abutmentlerde ve Kuronlarda Von Misses Stres Değerlerine Ait Bulgular

Model 1’de implantlardaki maksimum Von Misses stres değeri 68.80 MPa olarak 2PM implantın distobukkal boyun bölgesinde saptanmıştır. 1PM implantın bukkal boyun bölgesinde ise 19.36 MPa değerinde stres oluşmuştur (Şekil 4.1 ve 4.2).

Model 1’de abutmentlerdeki maksimum Von Misses stres değeri 191.15 Mpa olarak 2PM abutmentin distobukkal boyun bölgesinde saptanmıştır. 1PM abutmentin bukkal boyun bölgesinde ise 120.92 MPa değerinde stres oluşmuştur (Şekil 4.1 ve 4.2).

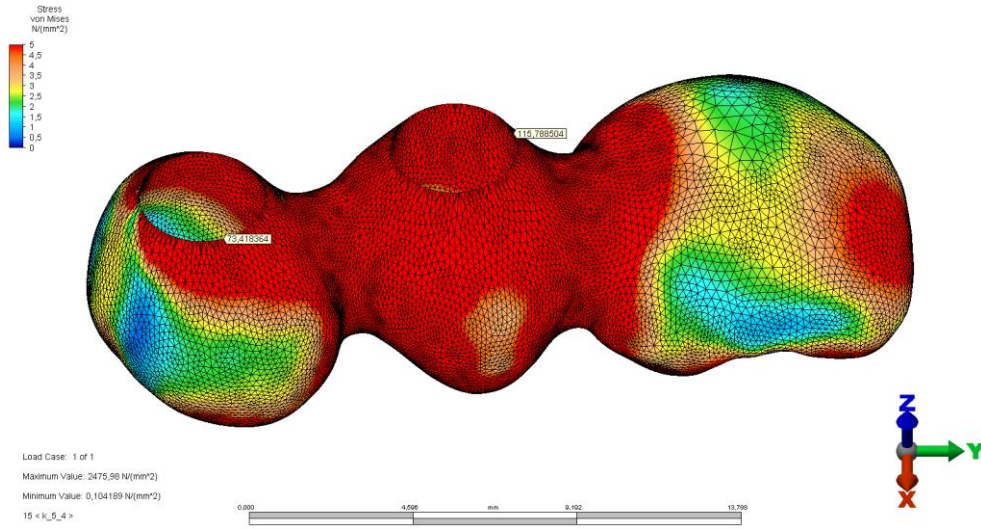


Şekil 4.1. Birinci modelde implantların ve abutmentlerin bukkal yüzlerindeki Von Misses stresi dağılımı



Şekil 4.2. Birinci modelde implantların ve abutmentlerin palatinal yüzlerindeki Von Misses stresi dağılımı

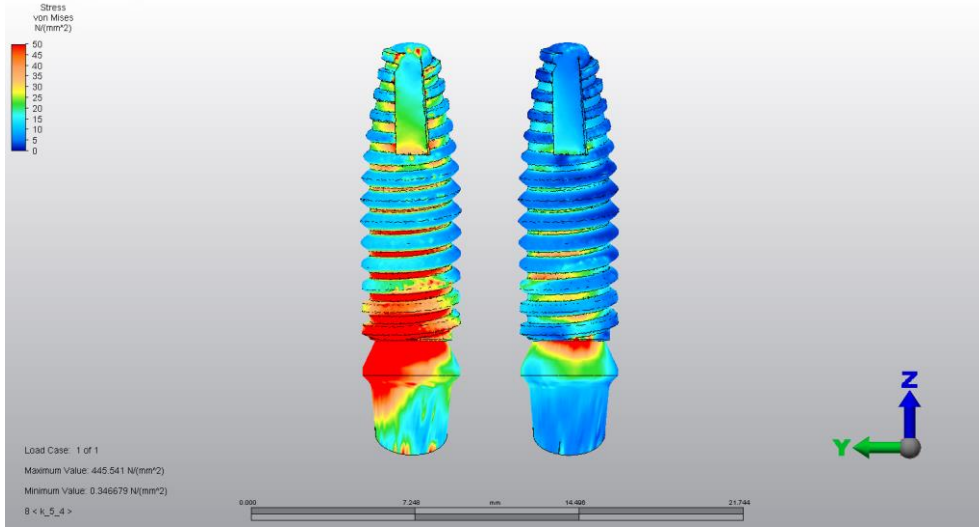
Model 1’de kuronların marjinal kenarlarındaki maksimum Von Misses stres değeri 115.78 MPa olarak 2PM kuronun distalinde saptanmıştır. 1PM kuronun palatinalinde ise 73.41 MPa değerinde stres oluşmuştur (Şekil 4.3).



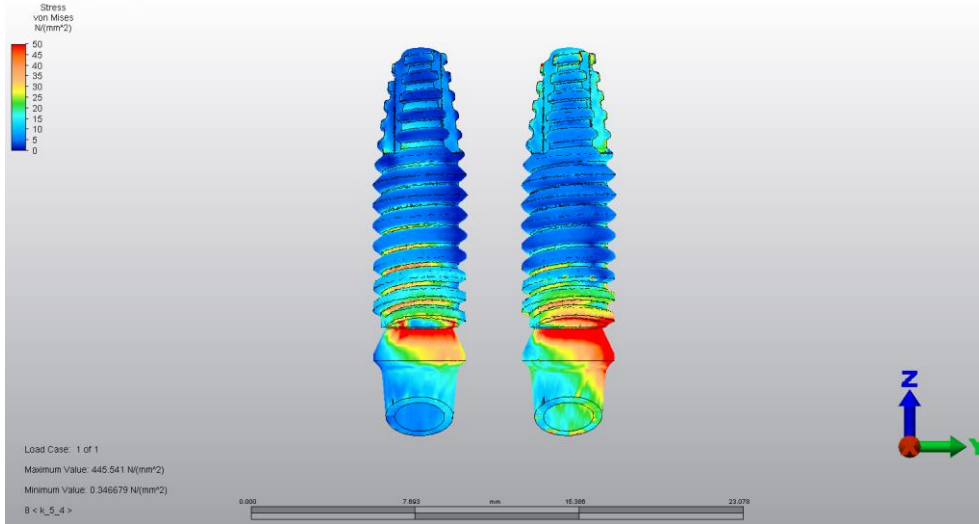
Şekil 4.3. Birinci modelde kuronların marjinalindeki Von Misses stres dağılımı

Model 2’de implantlardaki maksimum Von Misses stres değeri 100.14 MPa olarak 2PM implantın distobukkal boyun bölgesinde saptanmıştır. 1PM implantın bukkal boyun bölgesinde ise 51.77 MPa değerinde stres oluşmuştur (Şekil 4.4 ve 4.5).

Model 2’de abutmentlerdeki maksimum Von Misses stres değeri 138.12 MPa olarak 2PM abutmentin distobukkal boyun bölgesinde saptanmıştır. 1PM abutmentin implantla birleşim yerinin altında, bukkal boyun bölgesinde ise 80.57 Mpa değerinde stres oluşmuştur (Şekil 4.4 ve 4.5).

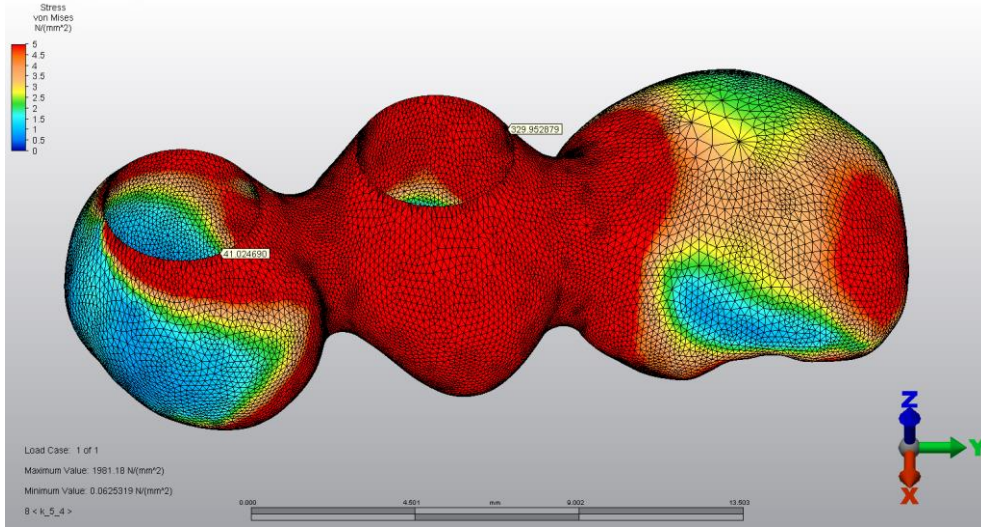


Şekil 4.4. İkinci modelde implantların ve abutmentlerin bukkal yüzlerindeki Von Misses stresi dağılımı



Şekil 4.5. İkinci modelde implantların ve abutmentlerin palatinal yüzlerindeki Von Misses stresi dağılımı

Model 2’de kuronların marjinal kenarlarındaki maksimum Von Misses stres değeri 329.95 MPa olarak 2PM kuronun distalinde saptanmıştır. 1PM kuronun distopalatinalinde ise 41.02 MPa değerinde stres oluşmuştur (Şekil 4.6).

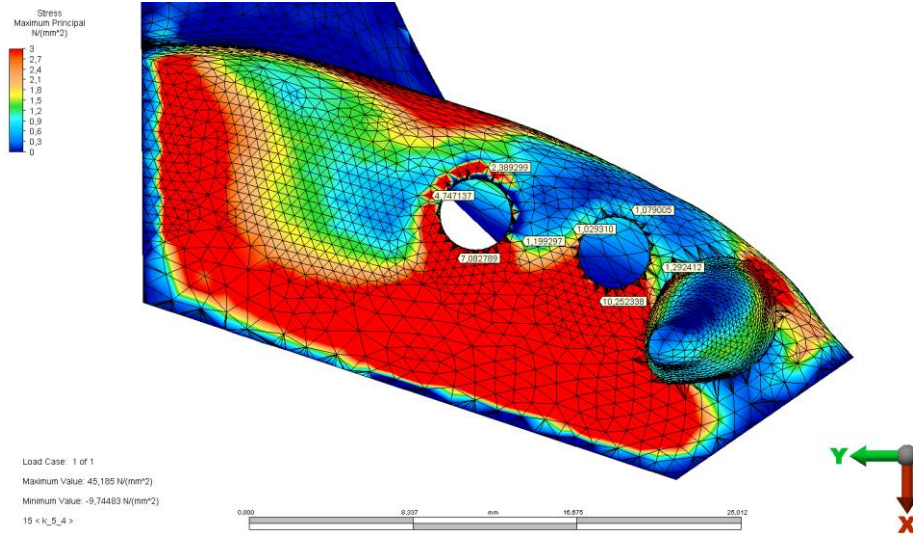


Şekil 4.6. İkinci modelde kuronların marjinalindeki Von Misses stres dağılımı

4.1.2. Kortikal ve Trabeküler Kemikte Gerilme ve Sıkışma Stres Değerlerine Ait Bulgular

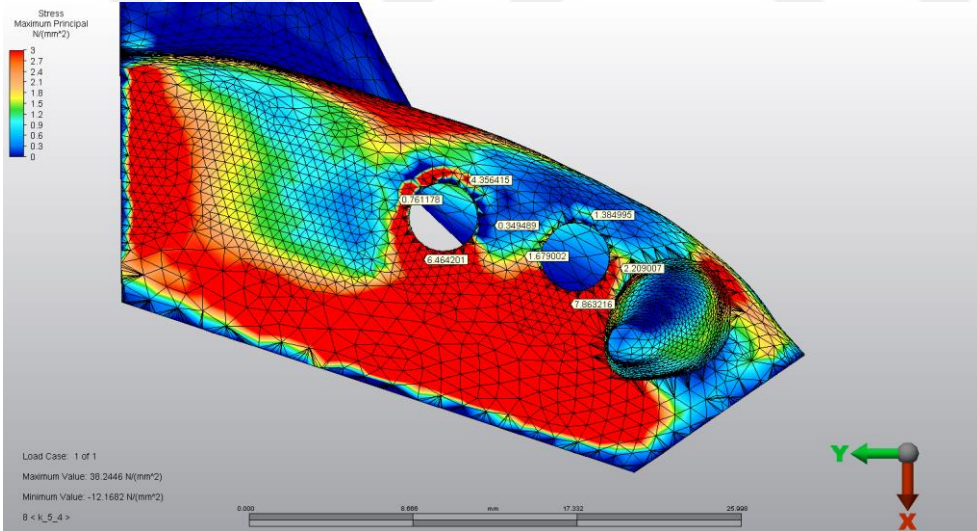
- **Kortikal Kemikte Gerilme Stres Değerlerine Ait Bulgular**

Model 1’de kortikal kemikte maksimum gerilme stres değeri 1PM implantın palatinal boyun bölgesinde 10.25 MPa olarak saptanmıştır. 2PM implantın palatinal boyun bölgesinde ise 7.08 MPa değerinde stres oluşmuştur (Şekil 4.7).



Şekil 4.7. Birinci modelde kortikal kemikte meydana gelen gerilme stresi dağılımı

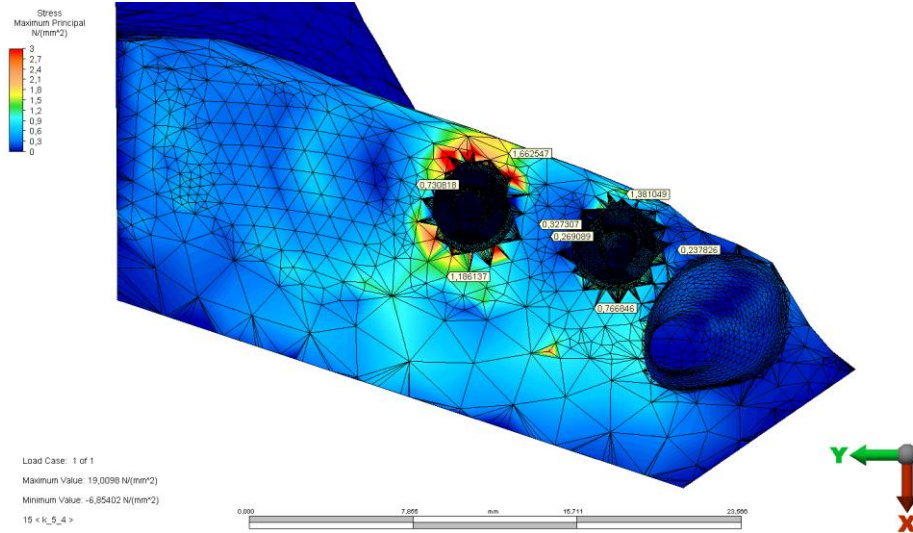
Model 2’de kortikal kemikte maksimum gerilme stres değeri 1PM implantın palatinal boyun bölgesinde 7.86 MPa olarak saptanmıştır. 2PM implantın palatinal boyun bölgesinde ise 6.46 MPa değerinde stres oluşmuştur (Şekil 4.8).



Şekil 4.8. İkinci modelde kortikal kemikte meydana gelen gerilme stresi dağılımı

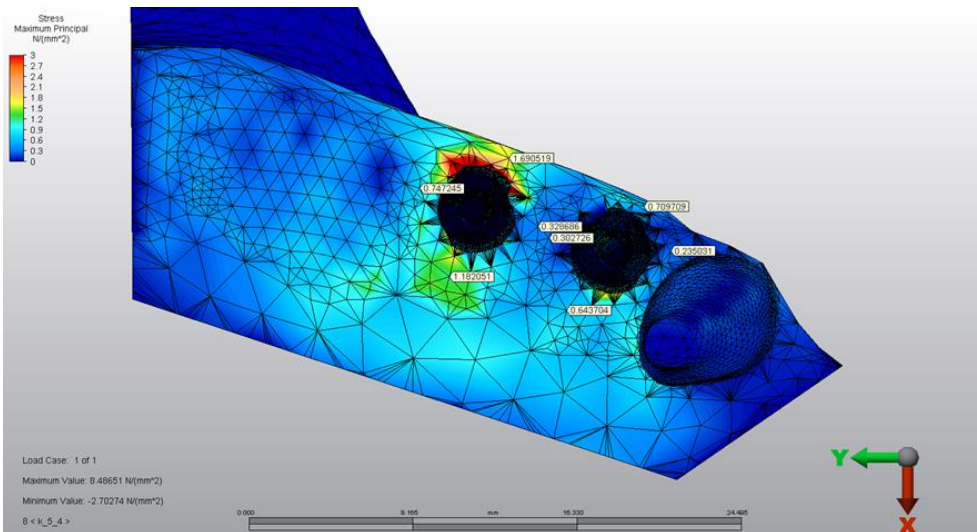
- **Trabeküler Kemikte Gerilme Stres Değerlerine Ait Bulgular**

Model 1’de trabeküler kemikte maksimum gerilme stres değeri 2PM implantın bukkal boyun bölgesinde 1.66 MPa olarak saptanmıştır. 1PM implantın bukkal boyun bölgesinde ise 1.38 MPa stres oluşmuştur (Şekil 4.9).



Şekil 4.9. Birinci modelde trabeküler kemikte meydana gelen gerilme stresi dağılımı

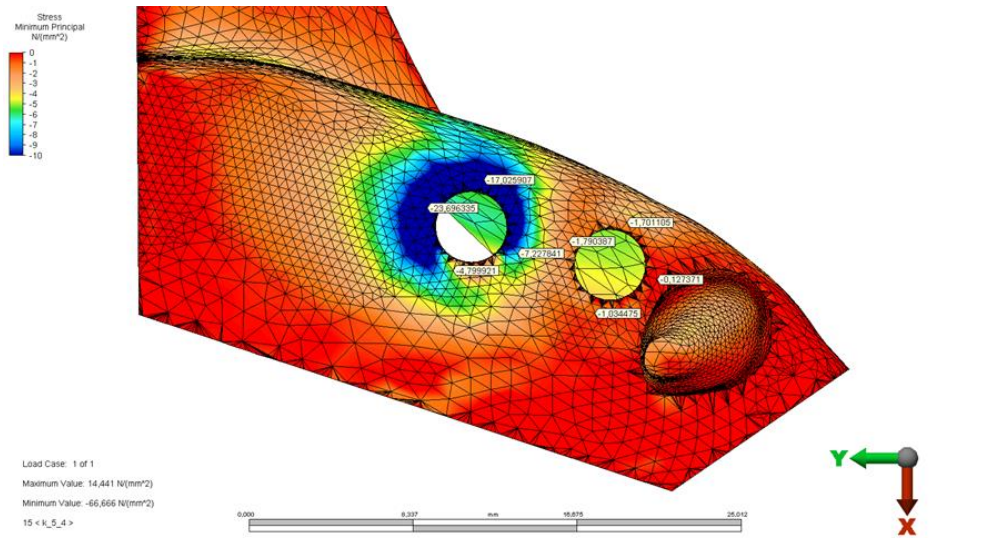
Model 2’de trabeküler kemikte maksimum gerilme stres değeri 2PM implantın bukkal boyun bölgesinde 1.69 MPa olarak saptanmıştır. 1PM implantın bukkal boyun bölgesinde ise 0.70 MPa stres oluşmuştur (Şekil 4.10).



Şekil 4.10. İkinci modelde trabeküler kemikte meydana gelen gerilme stresi dağılımı

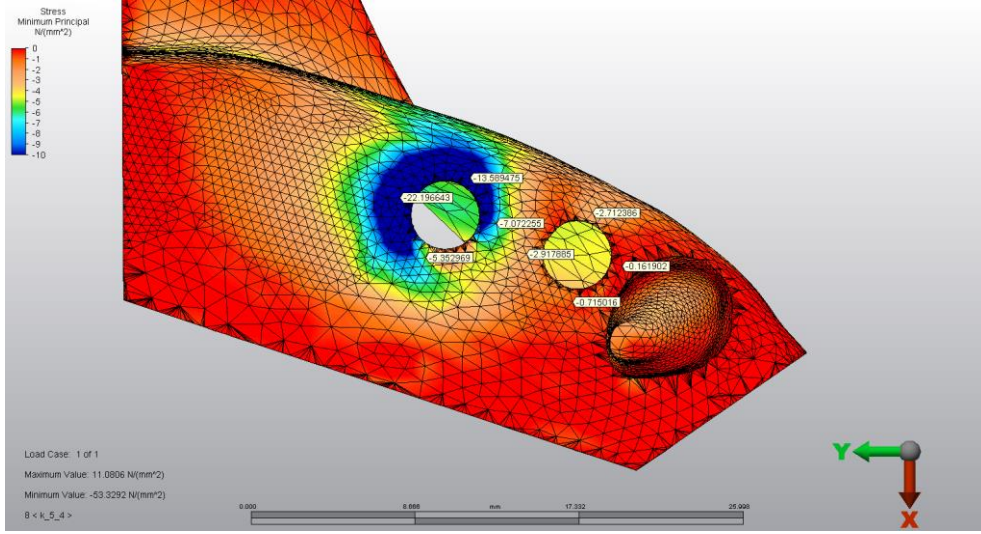
- **Kortikal Kemikte Sıkışma Stres Değerine Ait Bulgular**

Model 1’de kortikal kemikte maksimum sıkışma stres değeri 2PM implantın distal boyun bölgesinde 23.69 MPa olarak saptanmıştır. 1PM implantın distal boyun bölgesinde ise 1.79 MPa stres oluşmuştur (Şekil 4.11).



Şekil 4.11. Birinci modelde kortikal kemikte meydana gelen sıkışma stresi dağılımı

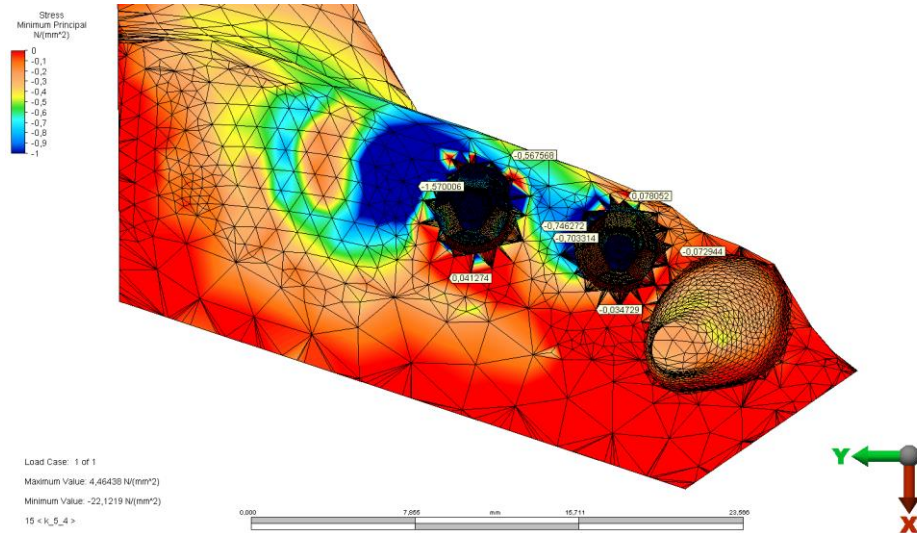
Model 2’de kortikal kemikte maksimum sıkışma stres değeri 2PM implantın distal boyun bölgesinde 22.19 MPa olarak saptanmıştır. 1PM implantın distal boyun bölgesinde ise 2.91 MPa stres oluşmuştur (Şekil 4.12).



Şekil 4.12. İkinci modelde kortikal kemikte meydana gelen sıkışma stresi dağılımı

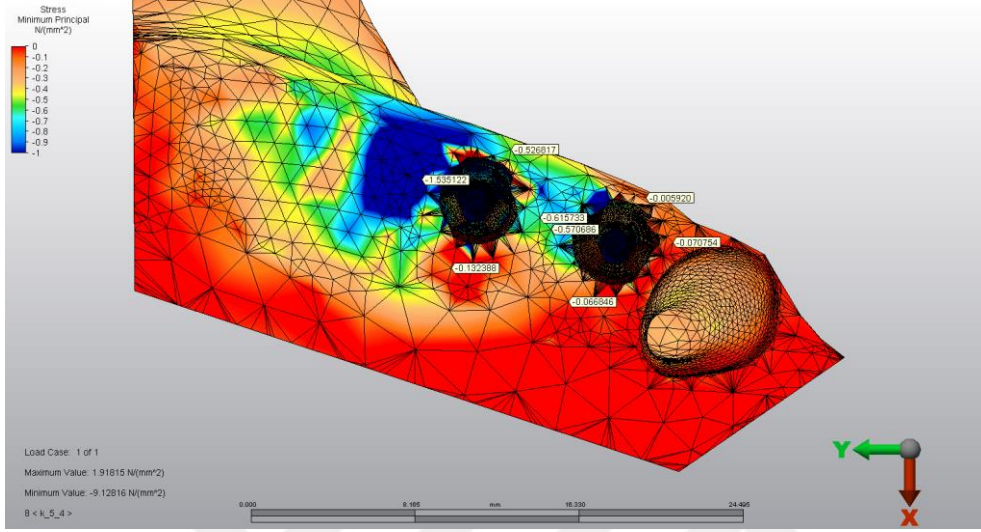
- **Trabeküler Kemikte Sıkışma Stres Değerine Ait Bulgular**

Model 1’de trabeküler kemikte maksimum sıkışma stres değeri 2PM implantın distal boyun bölgesinde 1.57 MPa olarak saptanmıştır. 1PM implantın distal boyun bölgesinde ise 0.70 MPa stres oluşmuştur (Şekil 4.13).



Şekil 4.13. Birinci modelde trabeküler kemikte meydana gelen sıkışma stresi dağılımı

Model 2’de trabeküler kemikte maksimum sıkışma stres değeri 2PM implantın distal boyun bölgesinde 1.53 MPa olarak saptanmıştır. 1PM implantın distal boyun bölgesinde ise 0.57 MPa değerinde stres oluşmuştur (Şekil 4.14).



Şekil 4.14. İkinci modelde trabeküler kemikte meydana gelen sıkışma stresi dağılımı

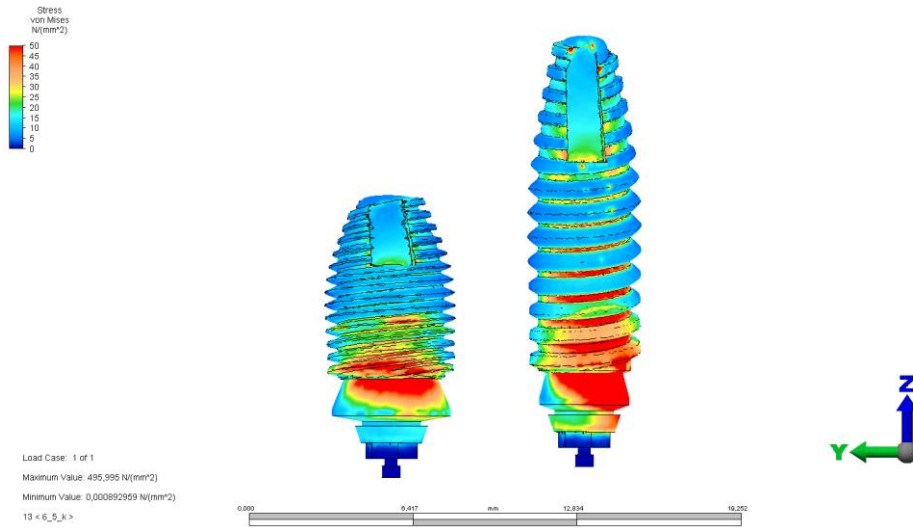
4.2. Üçüncü ve Dördüncü Modele Ait Bulgular

Üçüncü modelde, ikinci premolar (2PM) diş bölgesine 4.3×13 mm Nobel Paralell Conical Connection RP diş implantı ve birinci molar (1M) diş bölgesine 5×7 mm Nobel Parallel Conical Connection RP diş implantı yerleştirilmiştir. Birinci premolar (1PM) diş bölgesine protetik restorasyonda mezial kanat oluşturularak; implant üstü üç üyeli vidalı sabit protez elde edilmiştir. Dördüncü modelde de aynı tasarım kullanılmış fakat restorasyon siman tutuculu sabit protez olarak modellenmiştir.

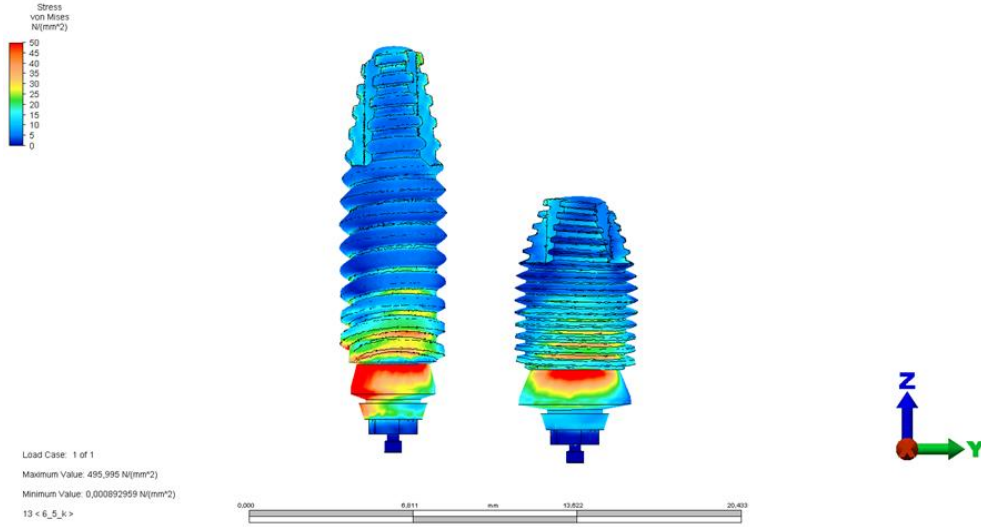
4.2.1. İmplantlarda, Abutmentlerde ve Kuronlarda Von Misses Stres Değerlerine Ait Bulgular

Model 3’de implantlardaki maksimum Von Misses stres değeri 63.83 MPa olarak 2PM implantın mezial boyun bölgesinde saptanmıştır. 1M implantın bukkal boyun bölgesinde ise 33.82 MPa stres oluşmuştur (Şekil 4.15 ve 4.16).

Model 3’de abutmentlerdeki maksimum Von Misses stres değeri 138.09 Mpa olarak 2PM abutmentin mezio bukkal boyun bölgesinde saptanmıştır. 1M abutmentin bukkal boyun bölgesinde ise 73.31 MPa stres oluşmuştur (Şekil 4.15 ve 4.16).

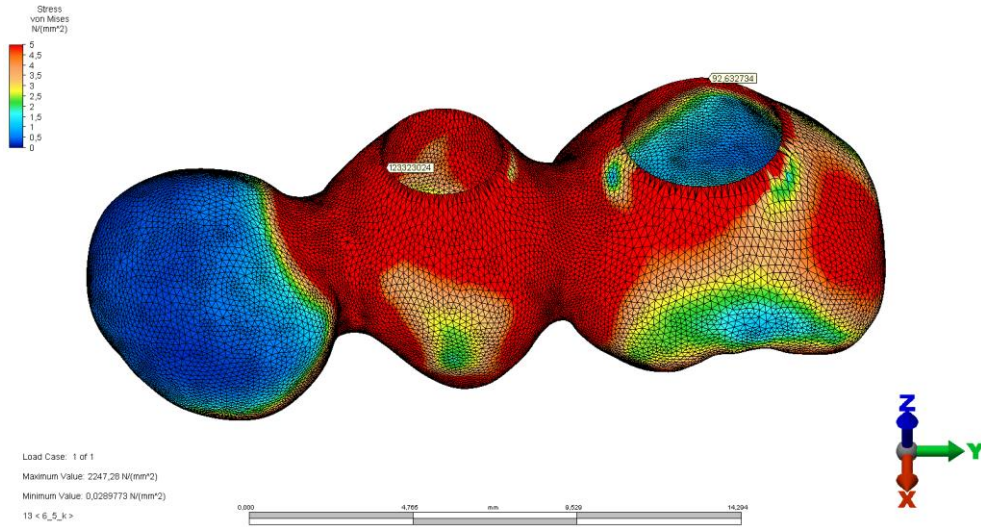


Şekil 4.15. Üçüncü modelde implantların ve abutmentlerin bukkal yüzlerindeki Von Misses stresi dağılımı



Şekil 4.16. Üçüncü modelde implantların ve abutmentlerin palatinal yüzlerindeki Von Misses stresi dağılımı

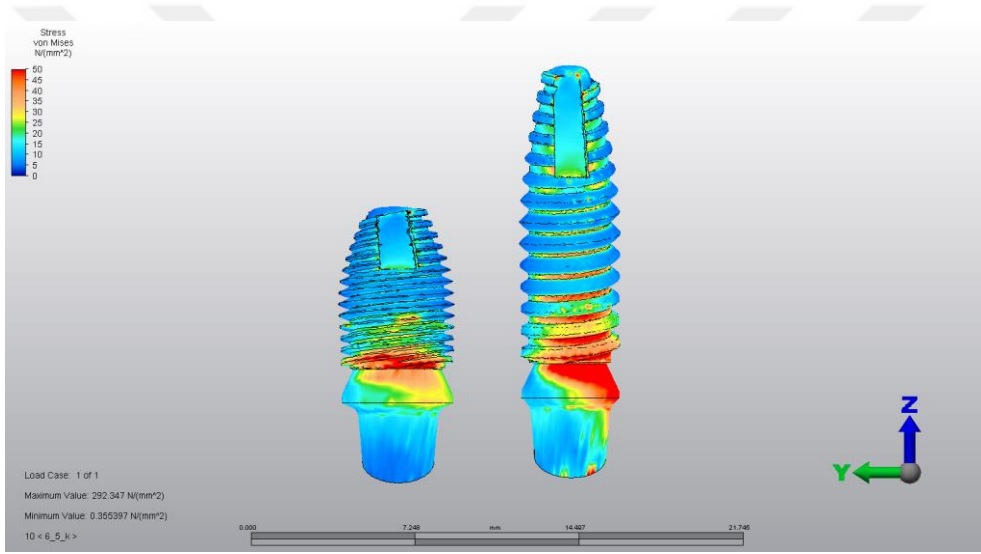
Model 3’de kuronların marjinal kenarlarındaki maksimum Von Misses stres değeri 123.32 MPa olarak 2PM kuronun mezialinde saptanmıştır. 1M kuronun bukkalinde ise 92.63 MPa stres oluşmuştur (Şekil 4.17).



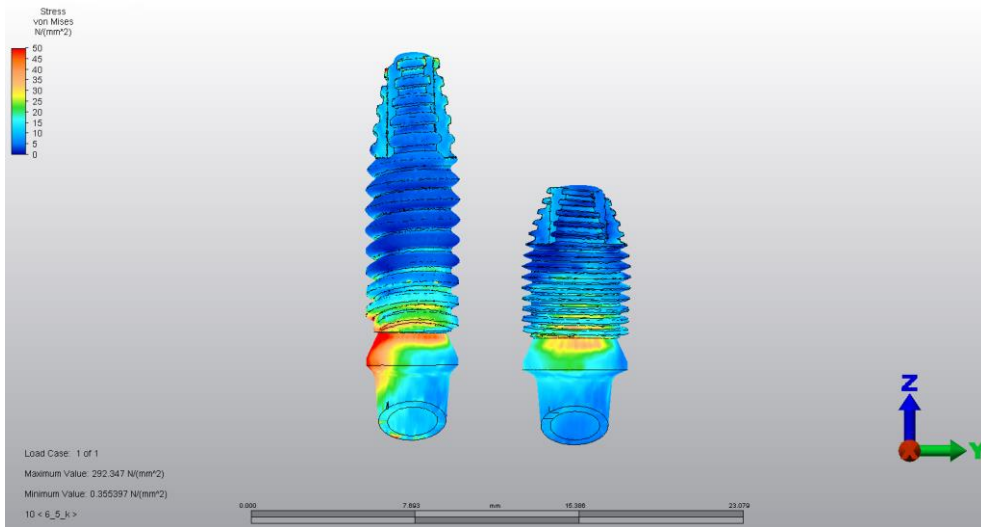
Şekil 4.17. Üçüncü modelde kuronların marjinalindeki Von Misses stresi dağılımı

Model 4’de implantlardaki maksimum Von Misses stres değeri 85.20 MPa olarak 2PM implantın meziobukkal boyun bölgesinde saptanmıştır. 1M implantın bukkal boyun bölgesinde ise 83.52 MPa stres oluşmuştur (Şekil 4.18 ve 4.19).

Model 4’de abutmentlerdeki maksimum Von Misses stres değeri 112.31 MPa olarak 2PM abutmentin implantla birleşim yerinin hemen altında meziobukkal boyun bölgesinde saptanmıştır. 1M abutmentin meziobukkalinde ise 47.47 Mpa stres oluşmuştur (Şekil 4.18 ve 4.19).

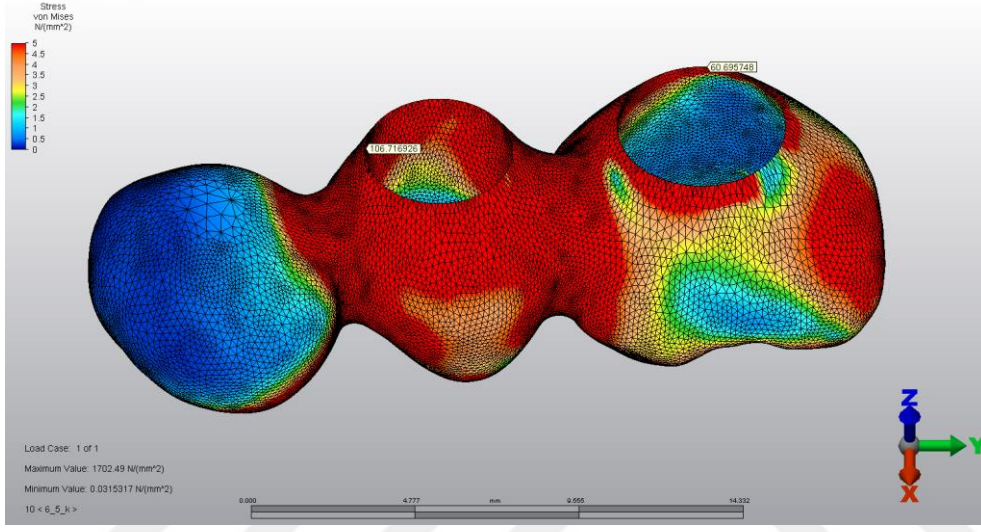


Şekil 4.18. Dördüncü modelde implantların ve abutmentlerin bukkal yüzlerindeki Von Misses stresi dağılımı



Şekil 4.19. Dördüncü modelde implantların ve abutmentlerin palatinal yüzlerindeki Von Misses stresi dağılımı

Model 4’de kuronların marjinal kenarlarındaki maksimum Von Misses stres değeri 106.71 MPa olarak 2PM kuronun mezialinde saptanmıştır. 1M kuronun bukkalinde ise 60.69 MPa stres oluşmuştur (Şekil 4.20).

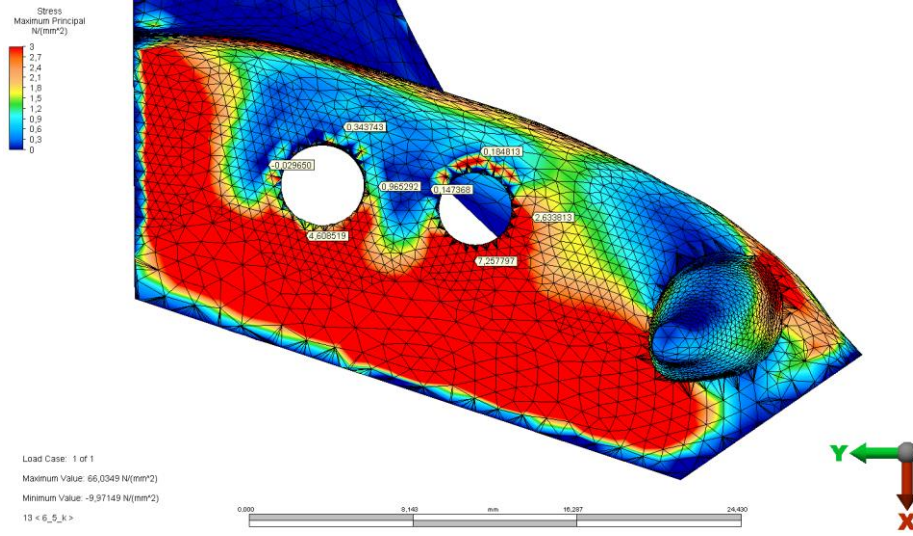


Şekil 4.20. Dördüncü modelde kuronların marjinalindeki Von Misses stresi dağılımı

4.2.2. Kortikal ve Trabeküler Kemikte Gerilme ve Sıkışma Stres Değerlerine Ait Bulgular

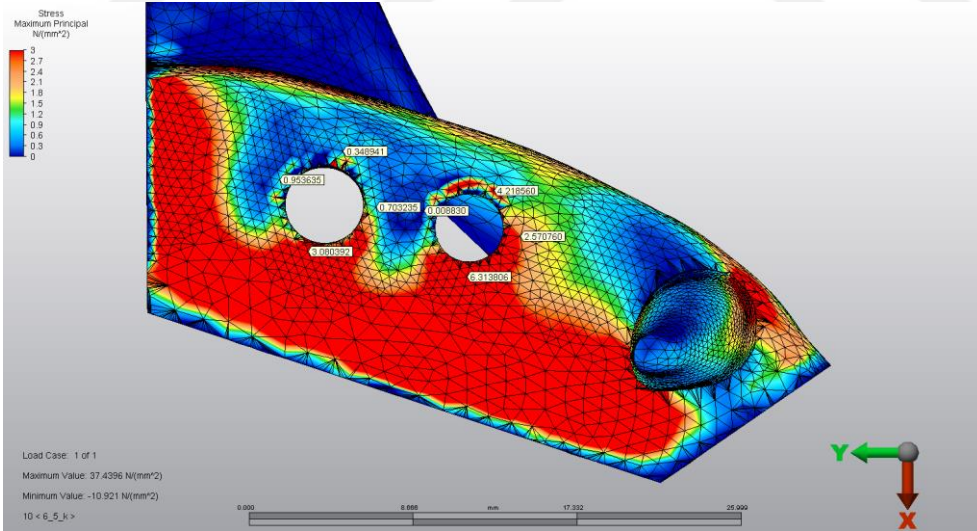
- **Kortikal Kemikte Gerilme Stres Değerlerine Ait Bulgular**

Model 3’de kortikal kemikte maksimum gerilme stres değeri 2PM implantın palatinal boyun bölgesinde 7.25 MPa olarak saptanmıştır. 1M implantın palatinal boyun bölgesinde ise 4.60 MPa stres oluşmuştur (Şekil 4.21).



Şekil 4.21. Üçüncü modelde kortikal kemikte gerilme stres değerine ait bulgular

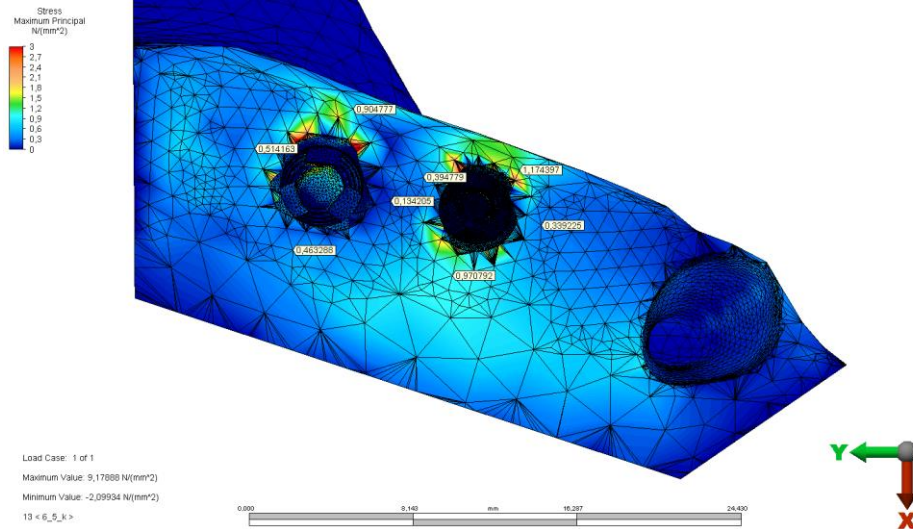
Model 4’de kortikal kemikte maksimum gerilme stres değeri 2PM implantın palatinal boyun bölgesinde 6.31 MPa olarak saptanmıştır. 1M implantın palatinal boyun bölgesinde ise 3.08 MPa stres oluşmuştur (Şekil 4.22).



Şekil 4.22. Dördüncü modelde kortikal kemikte gerilme stres değerine ait bulgular

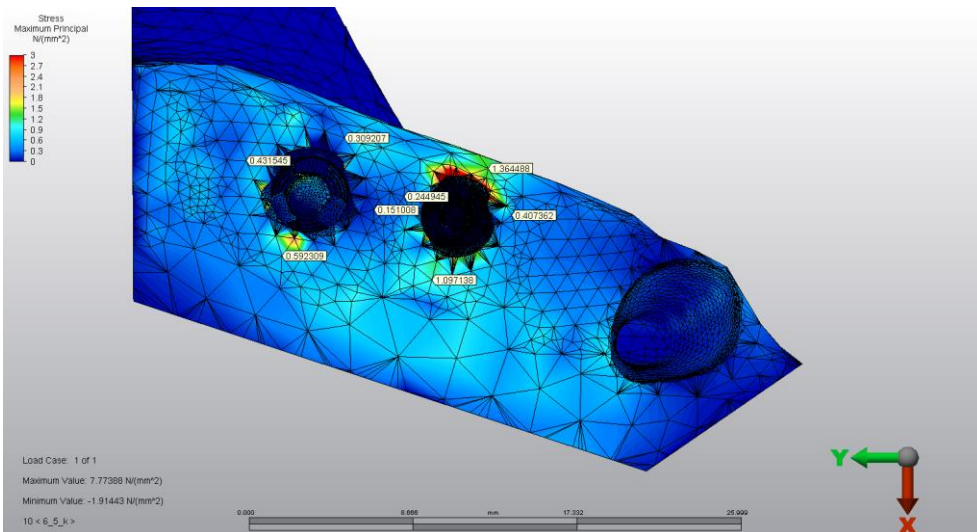
- **Trabeküler Kemikte Gerilme Stres Değerlerine Ait Bulgular**

Model 3’de trabeküler kemikte maksimum gerilme stres değeri 2PM implantın mezio bukkal boyun bölgesinde 1.17 MPa olarak saptanmıştır. 1M implantın bukkal boyun bölgesinde ise 0.90 MPa stres oluşmuştur (Şekil 4.23).



Şekil 4.23. Üçüncü modelde trabeküler kemikte gerilme stres değerine ait bulgular

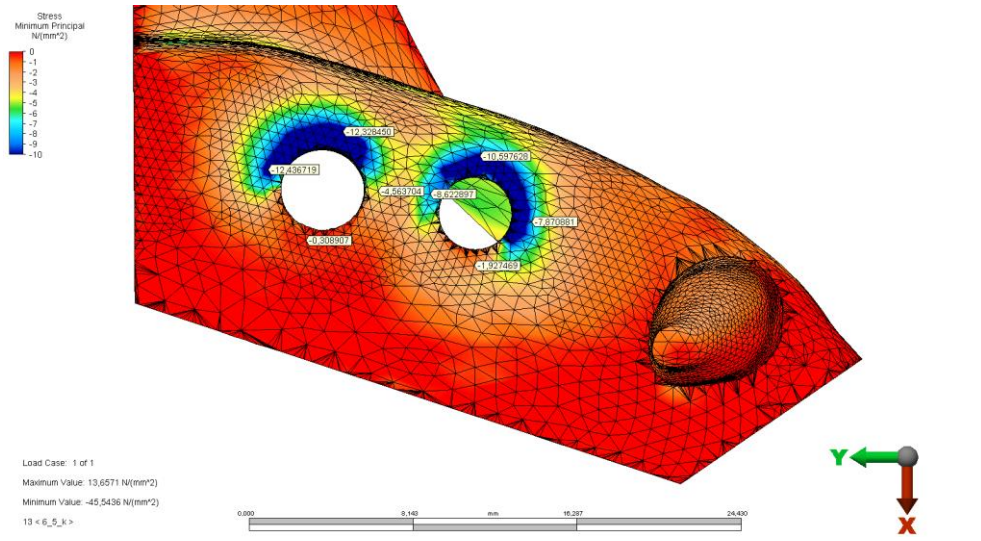
Model 4’de trabeküler kemikte maksimum gerilme stres değeri 2PM implantın bukkal boyun bölgesinde 1.36 MPa olarak saptanmıştır. 1M implantın palatinal boyun bölgesinde ise 0.59 MPa stres oluşmuştur (Şekil 4.24).



Şekil 4.24. Dördüncü modelde trabeküler kemikte gerilme stres değerine ait bulgular

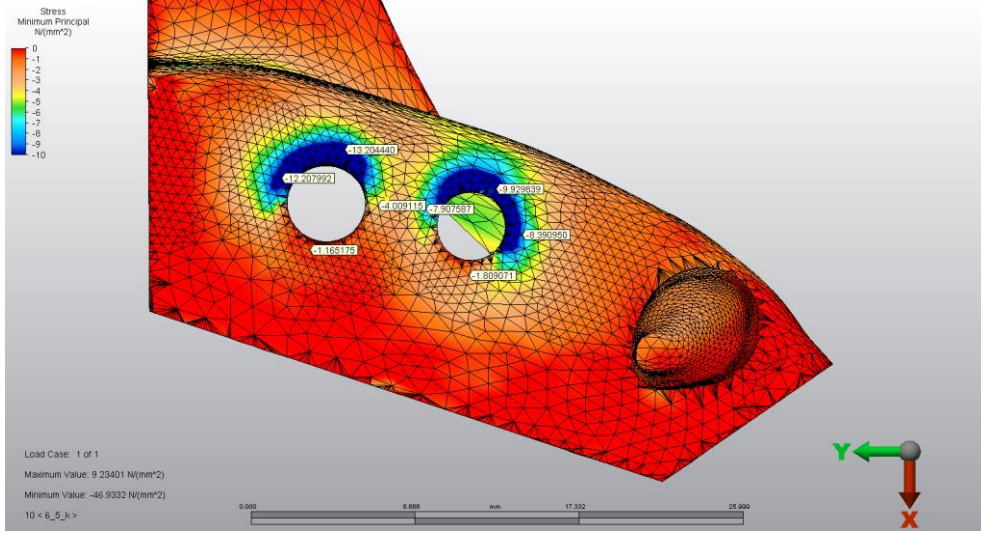
- **Kortikal Kemikte Sıkışma Stres Değerine Ait Bulgular**

Model 3’de kortikal kemikte maksimum sıkışma stres değeri 1M implantın distal bölgesinde 12.43 MPa olarak saptanmıştır. 2PM implantın bukkal boyun bölgesinde ise 10.59 MPa stres oluşmuştur (Şekil 4.25).



Şekil 4.25. Üçüncü modelde kortikal kemikte sıkışma stres değerine ait bulgular

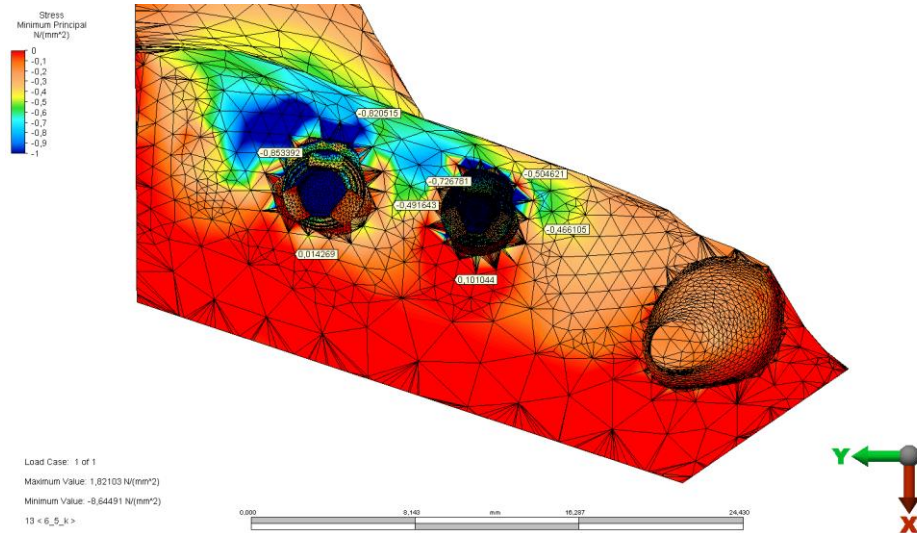
Model 4’de kortikal kemikte maksimum sıkışma stres değeri 1M implantın bukkal bölgesinde 13.20 MPa olarak saptanmıştır. 2PM implantın bukkal boyun bölgesinde ise 9.92 MPa stres oluşmuştur (Şekil 4.26).



Şekil 4.26. Dördüncü modelde kortikal kemikte sıkışma stres değerine ait bulgular

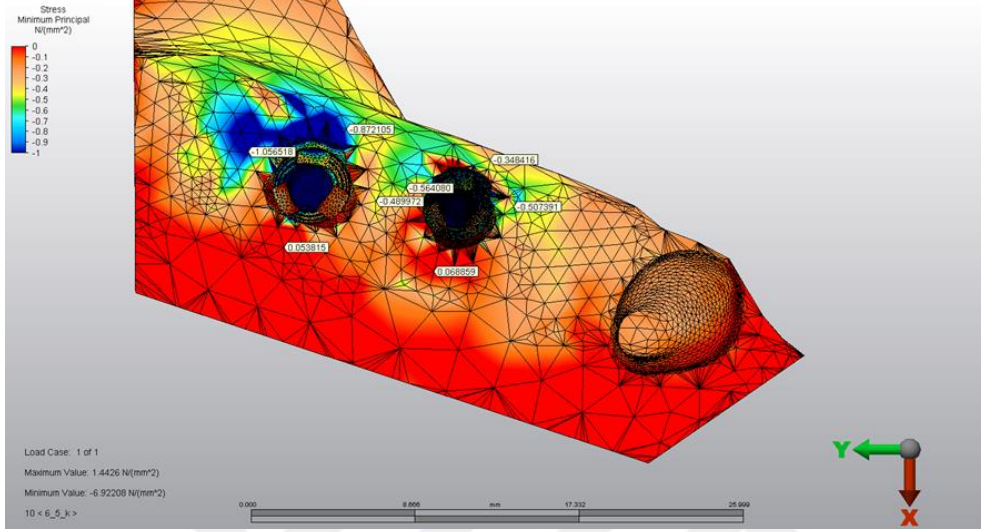
- **Trabeküler Kemikte Sıkışma Stres Değerine Ait Bulgular**

Model 3’de trabeküler kemikte maksimum sıkışma stres değeri 1M implantın distobukkal boyun bölgesinde 0.85 MPa olarak saptanmıştır. 2PM implantın distobukkal boyun bölgesinde ise 0.72 MPa stres oluşmuştur (Şekil 4.27).



Şekil 4.27. Üçüncü modelde trabeküler kemikte sıkışma stres değerine ait bulgular

Model 4’de trabeküler kemikte maksimum sıkışma stres değeri 1M implantın distobukkall boyun bölgesinde 1.05 MPa olarak saptanmıştır. 2PM implantın distal boyun bölgesinde ise 0.56 MPa stres oluşmuştur (Şekil 4.28).



Şekil 4.28. Dördüncü modelde trabeküler kemikte sıkışma stres değerine ait bulgular

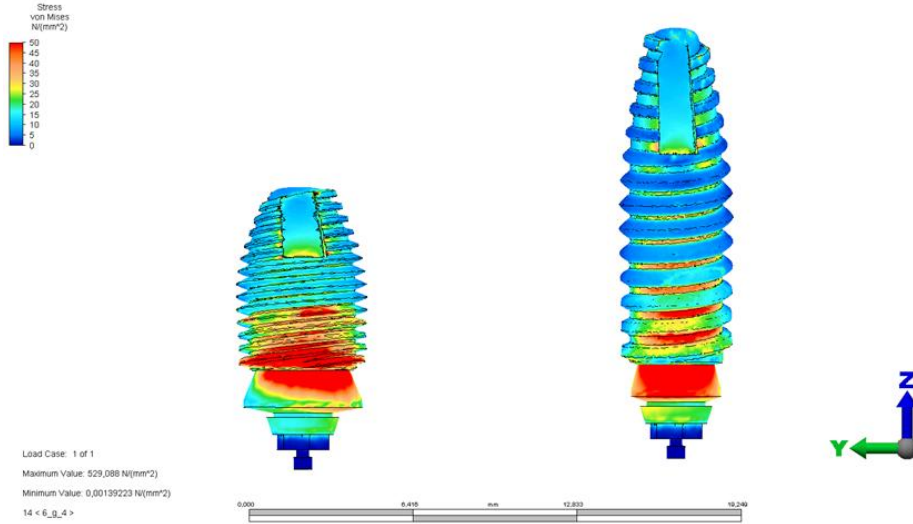
4.3. Beşinci ve Altıncı Modele Ait Bulgular

Beşinci modelde, (1PM) diş bölgesine 4.3×13 mm Nobel Paralell Conical Connection RP diş implantı ve birinci molar (1M) diş bölgesine 5×7 mm Nobel Parallel Conical Connection RP diş implantı yerleştirilmiştir. İki implant üstü konvansiyonel vida tutuculu protetik restorasyon modellenmiştir. Altıncı modelde de aynı tasarım kullanılmış fakat restorasyon siman tutuculu sabit protez olarak modellenmiştir.

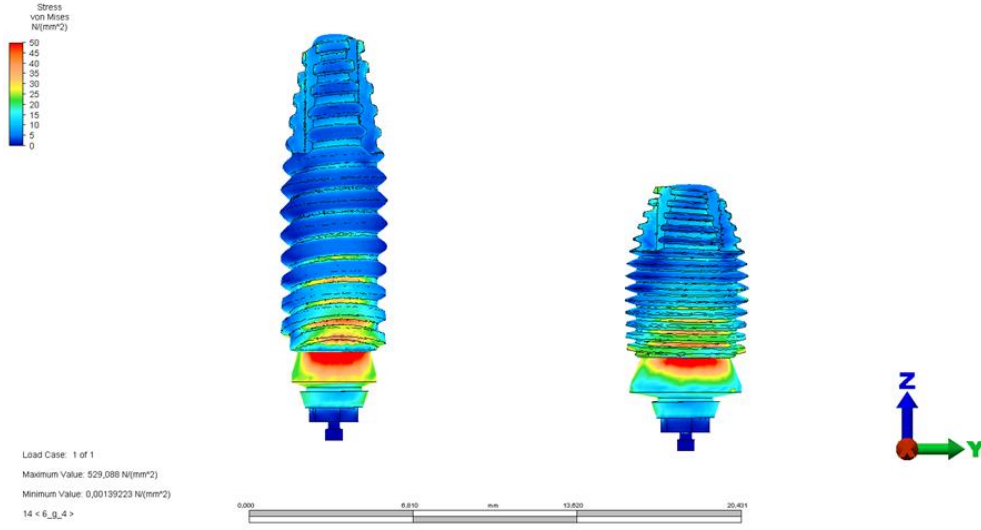
4.3.1. İmplantlarda, Abutmentlerde ve Kuronlarda Von Misses Stres Değerlerine Ait Bulgular

Model 5’de implantlardaki maksimum Von Misses stres değeri 44.74 MPa olarak 1M implantın bukkal boyun bölgesinde saptanmıştır. 1PM implantın bukkal boyun bölgesinde ise 28.54 MPa stres oluşmuştur (Şekil 4.29, Şekil 4.30).

Model 5’te abutmentlerdeki maksimum Von Misses stres değeri 112.58 MPa olarak 2PM abutmentin bukkal boyun bölgesinde saptanmıştır. 1M abutmentin bukkal boyun bölgesinde ise 90.64 MPa stres oluşmuştur (Şekil 4.29, Şekil 4.30).

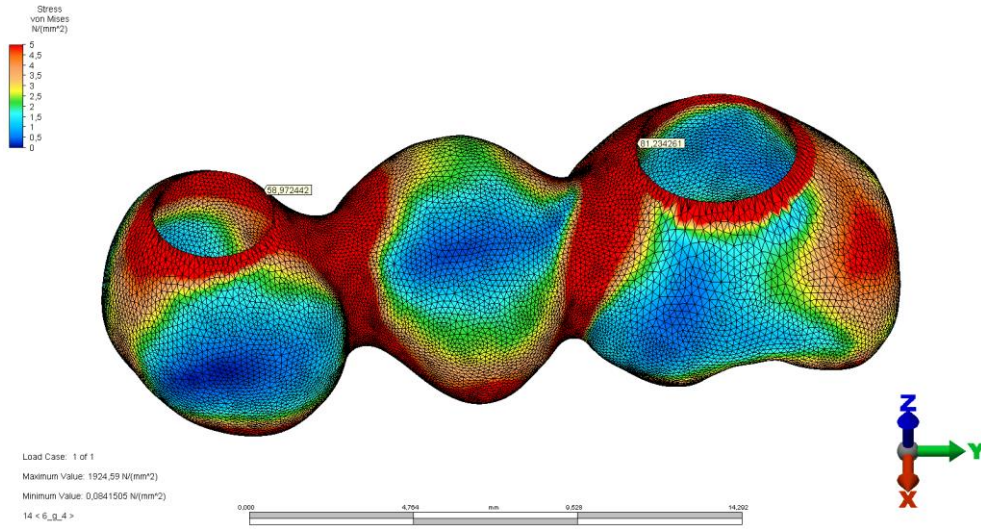


Şekil 4.29. Beşinci modelde implantların ve abutmentlerin bukkal yüzlerindeki Von Misses stresi dağılımı



Şekil 4.30. Beşinci modelde implantların ve abutmentlerin palatinal yüzlerindeki Von Misses stresi dağılımı

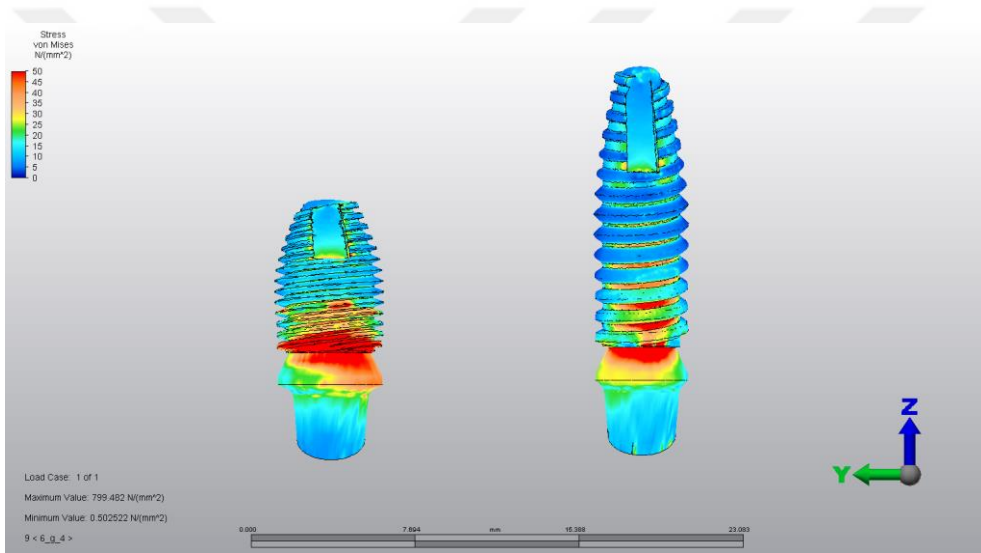
Model 5’de kuronların marjinal kenarlarındaki maksimum Von Misses stres değeri 81.23 MPa olarak 1M kuronun meziobukkalinde saptanmıştır. 1PM kuronun distobukkalinde ise 58.97 MPa stres oluşmuştur (Şekil 4.31).



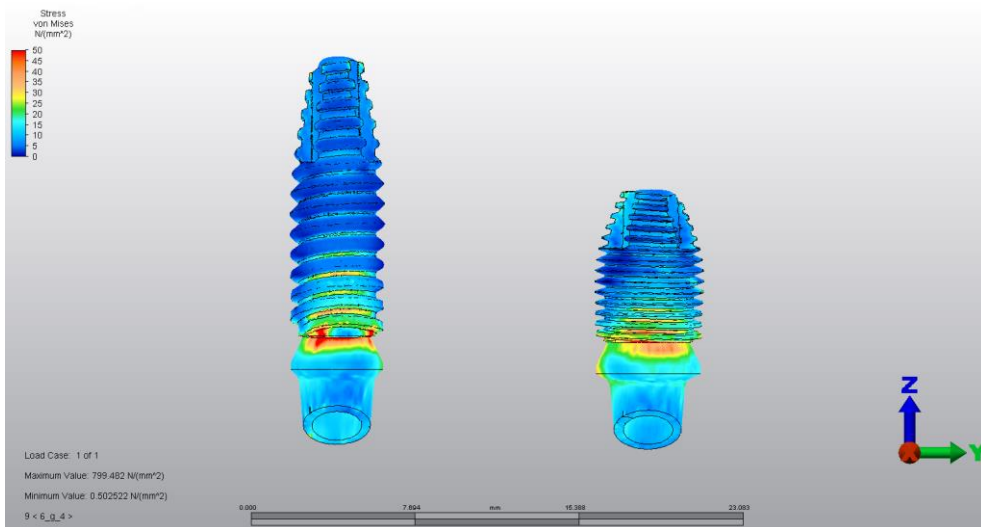
Şekil 4.31. Beşinci modelde kuronların marjinalindeki Von Misses stresleri dağılımı

Model 6'da implantlardaki maksimum Von Misses stres değeri 122.78 MPa olarak 1M implantın bukkal boyun bölgesinde saptanmıştır. 1PM implantın bukkal boyun bölgesinde ise 103.97 MPa stres oluşmuştur (Şekil 4.32, Şekil 4.33).

Model 6'da abutmentlerdeki maksimum Von Misses stres değeri 119.95 MPa olarak 1PM abutmentin bukkalinde implantla birleşim yerinde ve altında saptanmıştır. 1M abutmentin meziobukkal bölgesinde 57.73 MPa değerinde stresler bulunmuştur (Şekil 4.32, Şekil 4.33).

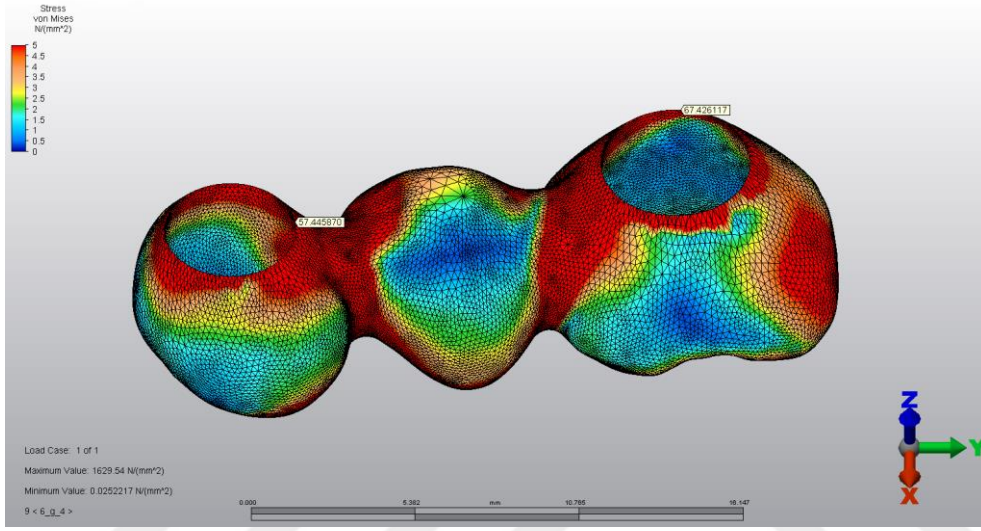


Şekil 4.32. Altıncı modelde implantların ve abutmentlerin bukkal yüzlerindeki Von Misses stresi dağılımı



Şekil 4.33. Altıncı modelde implantların ve abutmentlerin palatinal yüzlerindeki Von Misses stresi dağılımı

Model 6’de kuronların marjinal kenarlarındaki maksimum Von Misses stres değeri 67.42 MPa olarak 1M kuronun bukkalinde saptanmıştır. 1PM kuronun distalinde ise 57.44 MPa stres oluşmuştur (Şekil 4.34).

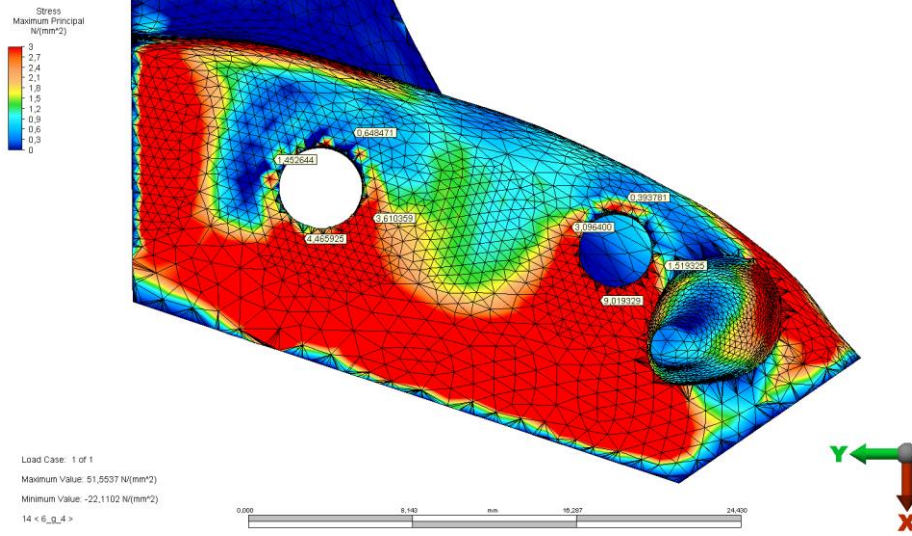


Şekil 4.34. Altıncı modelde kuronların marjinalindeki Von Misses stresleri dağılımı

4.3.2. Kortikal ve Trabeküler Kemikte Gerilme ve Sıkışma Stres Değerlerine Ait Bulgular

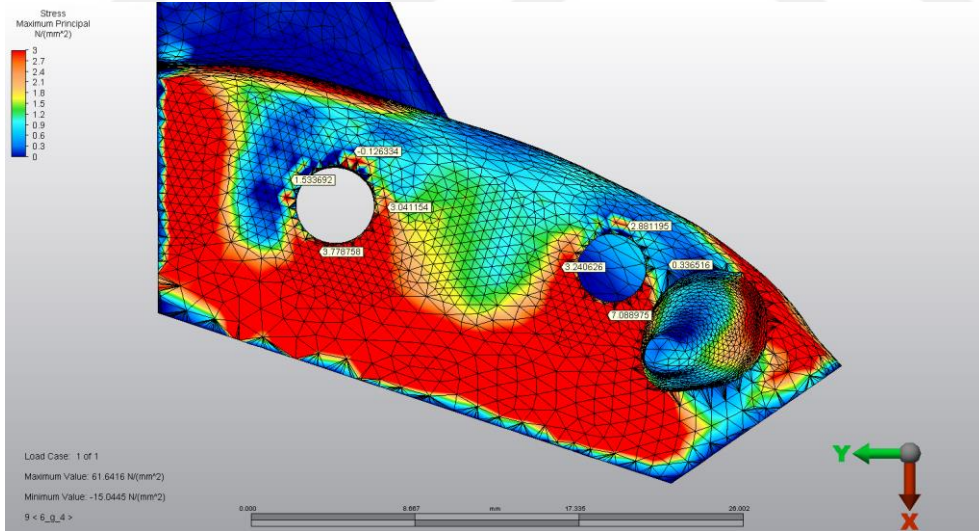
- **Kortikal Kemikte Gerilme Stres Değerlerine Ait Bulgular**

Model 5’de kortikal kemikte maksimum gerilme stres değeri 1PM implantın palatinal boyun bölgesinde 9.01 MPa olarak saptanmıştır. 1M implantın palatinal boyun bölgesinde ise 4.46 MPa stres oluşmuştur (Şekil 4.35).



Şekil 4.35. Beşinci modelde kortikal kemikte gerilme stres değerine ait bulgular

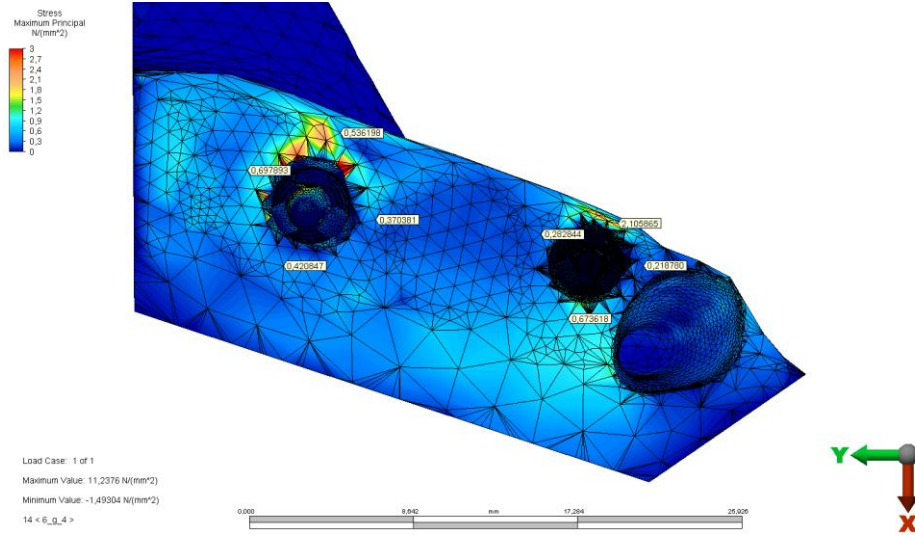
Model 6'de kortikal kemikte maksimum gerilme stres değeri 1PM implantın palatinal boyun bölgesinde 7.08 MPa olarak saptanmıştır. 1M implantın palatinal boyun bölgesinde ise 3.77 MPa stres oluşmuştur (Şekil 4.36).



Şekil 4.36. Altıncı modelde kortikal kemikte gerilme stres değerine ait bulgular

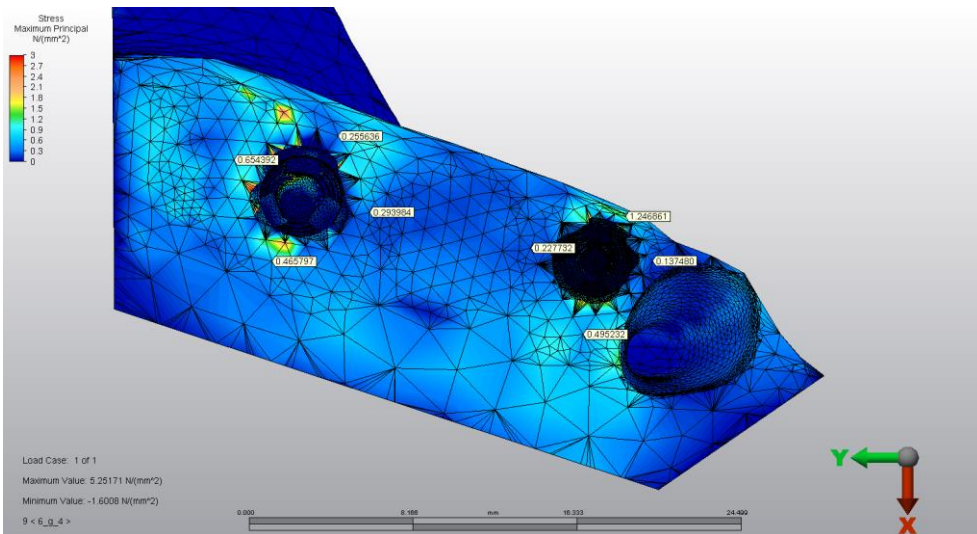
- **Trabeküler Kemikte Gerilme Stres Değerlerine Ait Bulgular**

Model 5’de trabeküler kemikte maksimum gerilme stres değeri 1PM implantın bukkal boyun bölgesinde 2.10 MPa olarak saptanmıştır. 1M implantın distobukkal boyun bölgesinde ise 0.69 MPa stres oluşmuştur (Şekil 4.37).



Şekil 4.37. Beşinci modelde trabeküler kemikte gerilme stres değerine ait bulgular

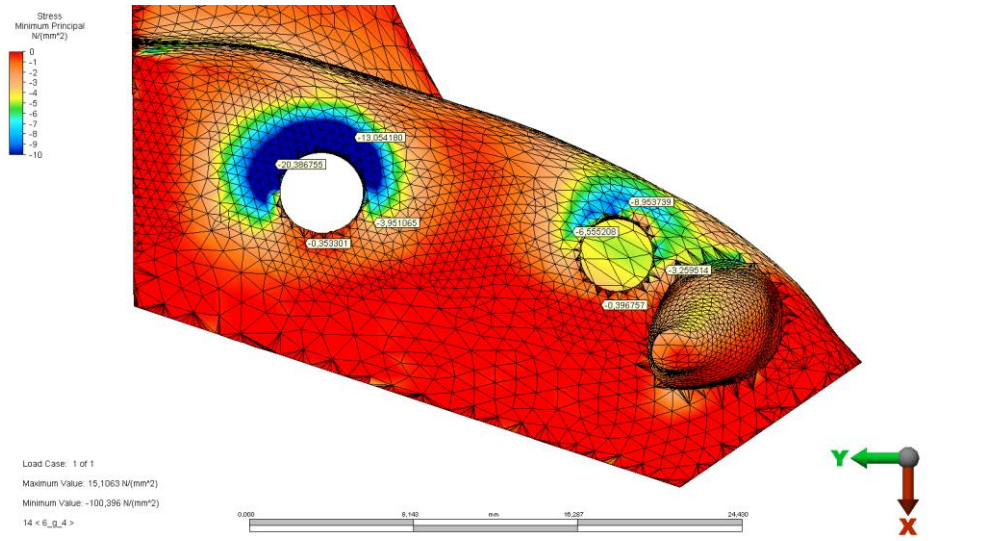
Model 6’da trabeküler kemikte maksimum gerilme stres değeri 1PM implantın bukkal boyun bölgesinde 1.24 MPa olarak saptanmıştır. 1M implantın distal boyun bölgesinde ise 0.65 MPa stres oluşmuştur (Şekil 4.38).



Şekil 4.38. Altıncı modelde trabeküler kemikte gerilme stres değerine ait bulgular

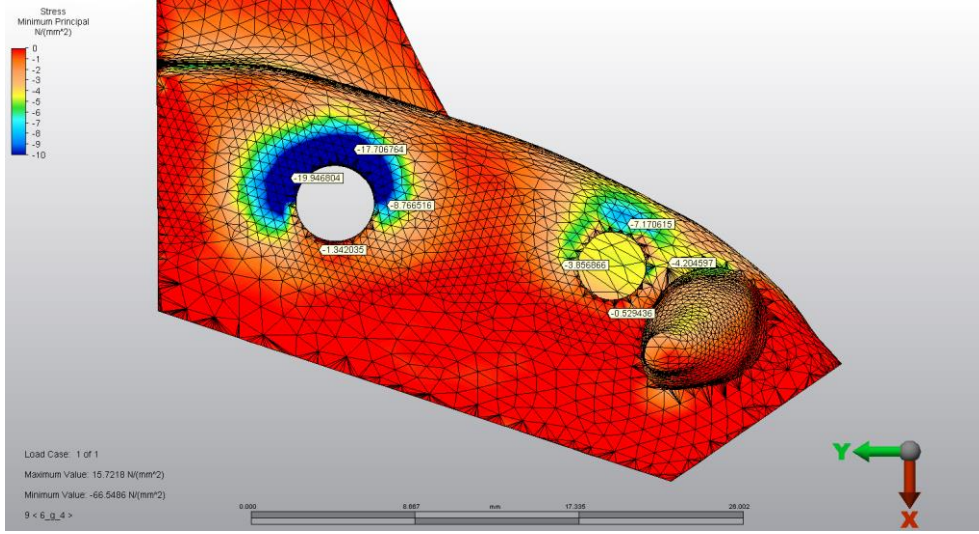
- **Kortikal Kemikte Sıkışma Stres Değerine Ait Bulgular**

Model 5’de kortikal kemikte maksimum sıkışma stres değeri 1M implantın distal bölgesinde 20.38 MPa olarak saptanmıştır. 1PM implantın bukkal boyun bölgesinde ise 8.95 MPa stres oluşmuştur (Şekil 4.39).



Şekil 4.39. Beşinci modelde kortikal kemikte sıkışma stres değerine ait bulgular

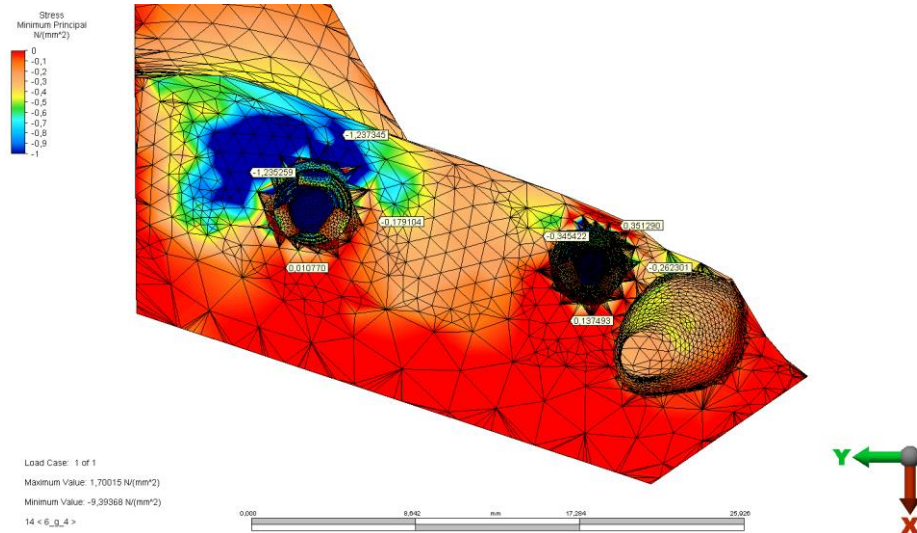
Model 6’da kortikal kemikte maksimum sıkışma stres değeri 1M implantın distal bölgesinde 19.94 MPa olarak saptanmıştır. 1PM implantın bukkal boyun bölgesinde ise 7.17 MPa değerinde stres oluşmuştur (Şekil 4.40).



Şekil 4.40. Altıncı modelde kortikal kemikte sıkışma stres değerine ait bulgular

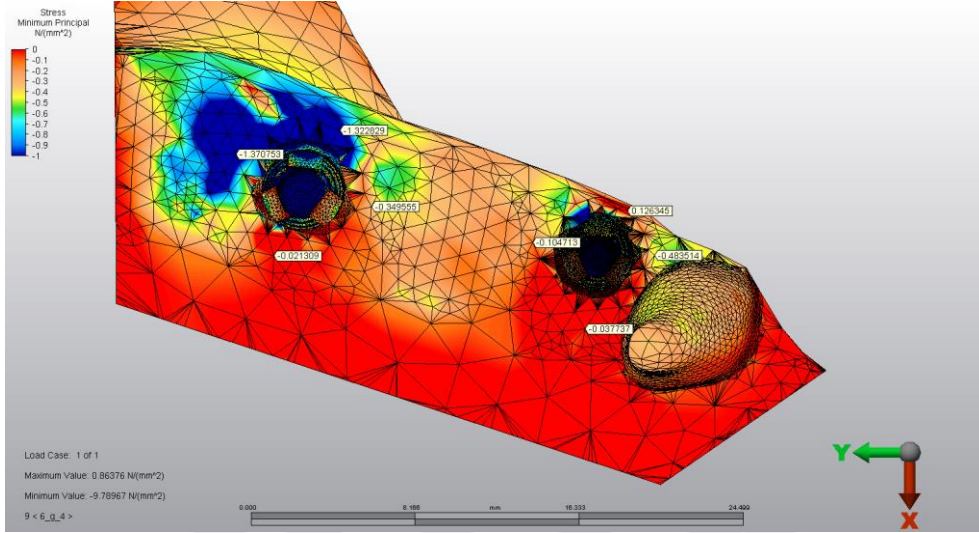
- **Trabeküler Kemikte Sıkışma Stres Değerine Ait Bulgular**

Model 5’de trabeküler kemikte maksimum sıkışma stres değeri 1M implantın distobukkal boyun bölgesinde 1.23 MPa olarak saptanmıştır. 1PM implantın bukkal boyun bölgesinde ise 0.35 MPa stres oluşmuştur (Şekil 4.41).



Şekil 4.41. Beşinci modelde trabeküler kemikte sıkışma stres değerine ait bulgular

Model 6'da trabeküler kemikte maksimum sıkışma stres değeri 1M implantın distobukkal boyun bölgesinde 1.37 MPa olarak saptanmıştır. 1PM implantın meziobukkal boyun bölgesinde ise 0.48 MPa değerinde stres oluşmuştur (Şekil 4.42).



Şekil 4.42. Altıncı modelde trabeküler kemikte sıkışma stres değerine ait bulgular

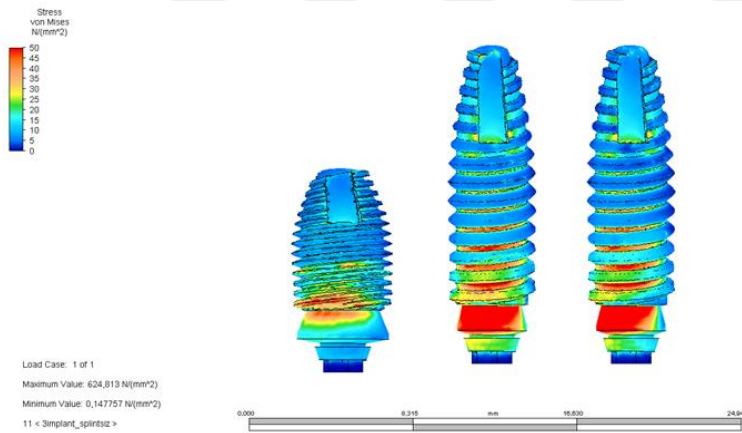
4.4. Yedinci ve Sekizinci Modele Ait Bulgular

Yedinci modelde, 1PM ve 2PM diş bölgelerine 4.3×13 mm Nobel Paralell Conical Connection RP diş implantları ve birinci molar (1M) diş bölgesine 5×7 mm Nobel Parallel Conical Connection RP diş implantı yerleştirilmiştir. Üç implant üstü üç üye vida tutuculu kuronlar splintlenmeden yani tek tek ayrı restorasyon olarak modellenmiştir. Sekizinci modelde de aynı tasarım kullanılmıştır, tek fark restorasyonun siman tutuculu sabit protez olarak modellenmesidir.

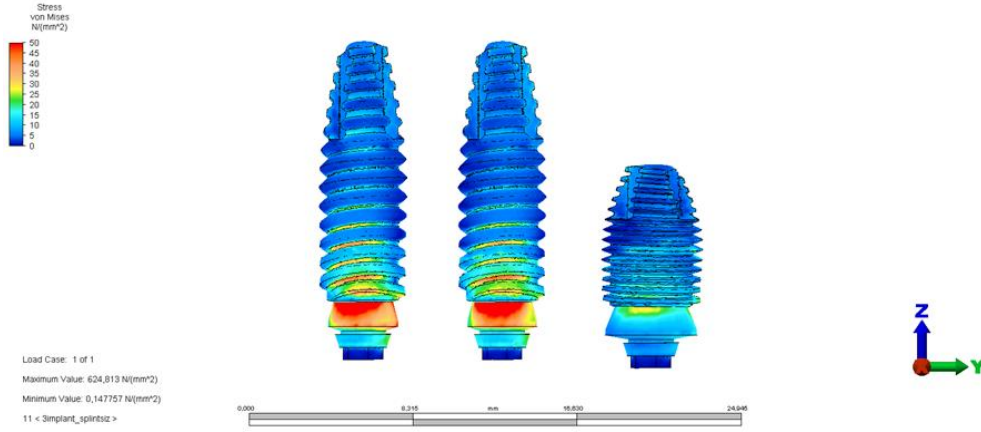
4.4.1. İmplantlarda, Abutmentlerde ve Kuronlarda Von Misses Stres Değerlerine Ait Bulgular

Model 7’de implantlardaki maksimum Von Misses stres değeri 37.35 MPa olarak 1M implantın bukkal boyun bölgesinde saptanmıştır. 1PM implantın distobukkal boyun bölgesinde 29.58 MPa, 2PM abutmentin bukkal boyun bölgesinde ise 27.58 MPa stres oluşmuştur (Şekil 4.43, Şekil 4.44).

Model 7’de abutmentlerdeki maksimum Von Misses stres değeri 115.57 MPa olarak 1PM abutmentin distobukkal boyun bölgesinde saptanmıştır. 2PM abutmentin distobukkal boyun bölgesinde 111.12 MPa, 1M abutmentin distobukkal boyun bölgesinde ise 47.15 MPa stres oluşmuştur (Şekil 4.43, Şekil 4.44).

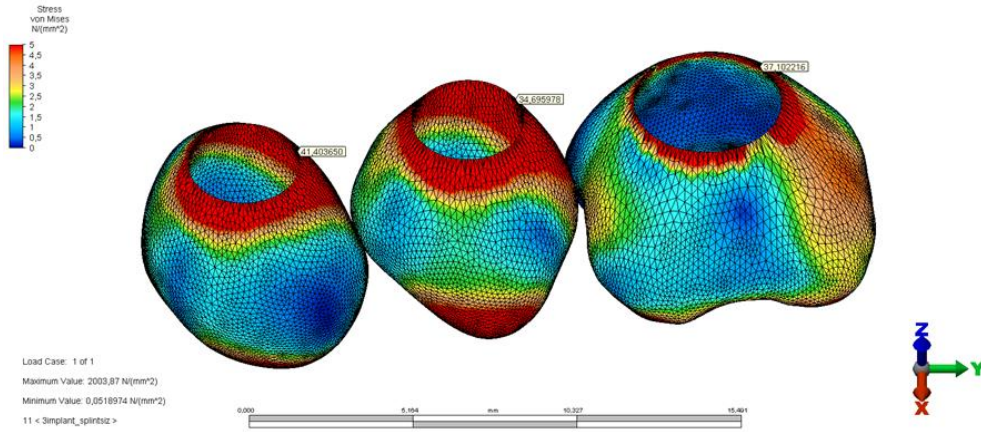


Şekil 4.43. Yedinci modelde implantların ve abutmentlerin bukkal yüzlerindeki Von Misses stresi dağılımı



Şekil 4.44. Yedinci modelde implantların ve abutmentlerin palatinal yüzlerindeki Von Misses stresi dağılımı

Model 7’de kuronların marjinal kenarlarındaki maksimum Von Misses stres değeri 41.40 MPa olarak 1PM kuronun distalinde saptanmıştır. 1M kuronun distalinde 37.10 MPa, 2PM kuronun distobukkal marjinal kenarında ise 34.69 MPa stres oluşmuştur (Şekil 4.45).

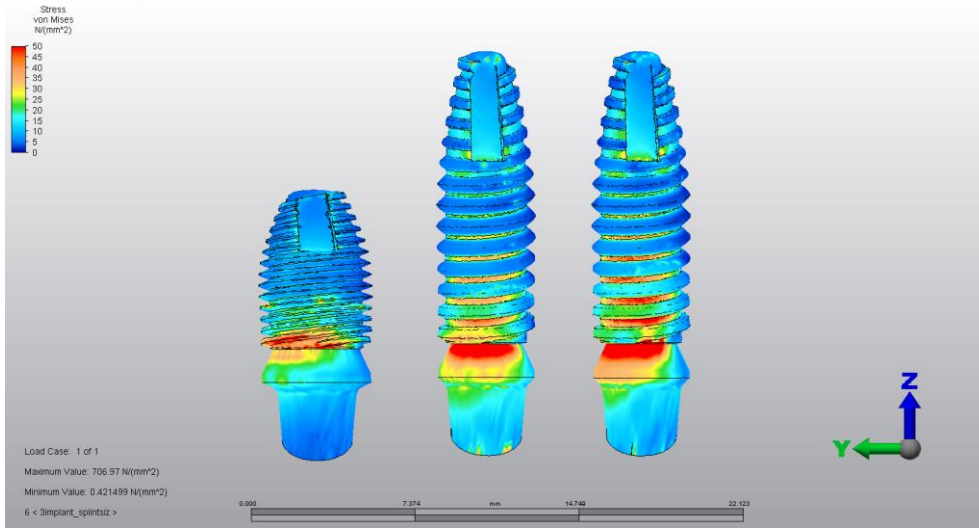


Şekil 4.45. Yedinci modelde kuronların marjinal kenarlarındaki Von Misses stresi dağılımı

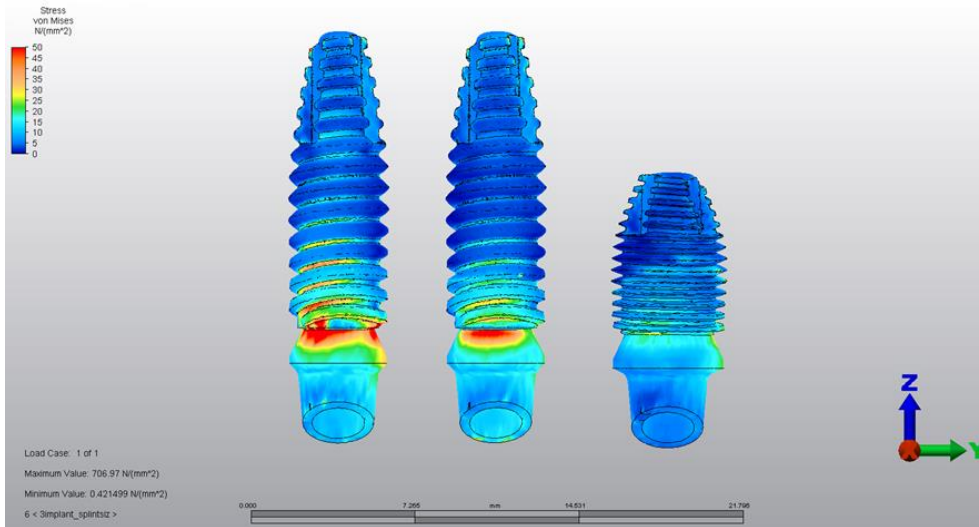
Model 8’de implantlardaki maksimum Von Misses stres değeri 61.42 MPa olarak 1M implantın bukkal boyun bölgesinde saptanmıştır. 2PM implantın bukkal boyun

bölgesinde 32.62 MPa, 1PM implantın bukkal boyun bölgesinde ise 31.70 MPa stres oluşmuştur (Şekil 4.46, Şekil 4.47).

Model 8’da abutmentlerdeki maksimum Von Misses stres değeri 80.32 MPa olarak 1PM abutmentin implantla birleşim yerinde ve daha çok distobukkalinde saptanmıştır. 2PM abutmentin implantla birleşim yerinin altında bukkal bölgesinde 79.23 MPa, 1M abutmentin distobukkalinde ise 34.78 MPa stres oluşmuştur (Şekil 4.46, Şekil 4.47).

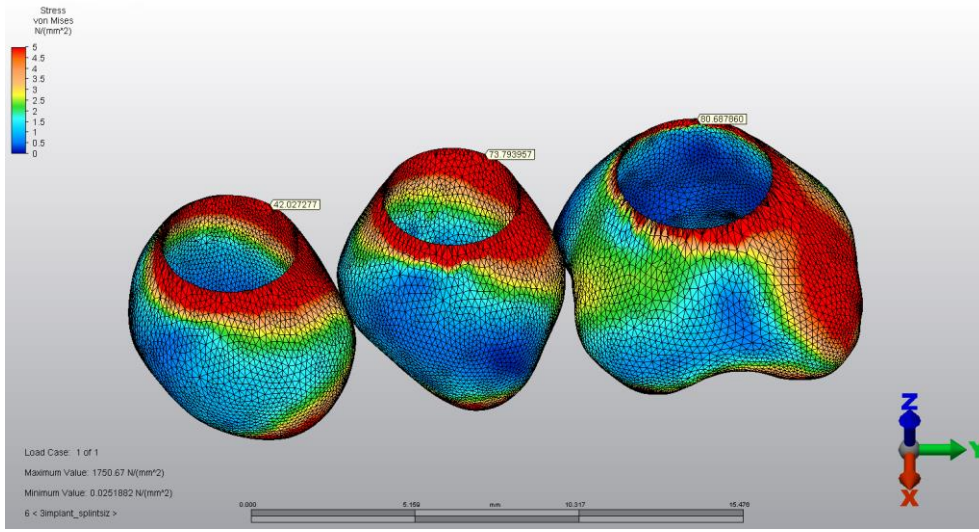


Şekil 4.46. Sekizinci modelde implantların ve abutmentlerin bukkal yüzlerindeki Von Misses stresi dağılımı



Şekil 4.47. Sekizinci modelde implantların ve abutmentlerin palatinal yüzlerindeki Von Misses stresi dağılımı

Model 8’de kuronların marjinal kenarlarındaki maksimum Von Misses stres değeri 80.68 MPa olarak 1M kuronun bukkalinde saptanmıştır. 2PM kuronun bukkalinde 73.79 MPa, 1PM kuronun bukkal marjinal kenarında ise 42.02 MPa stres oluşmuştur (Şekil 4.48).

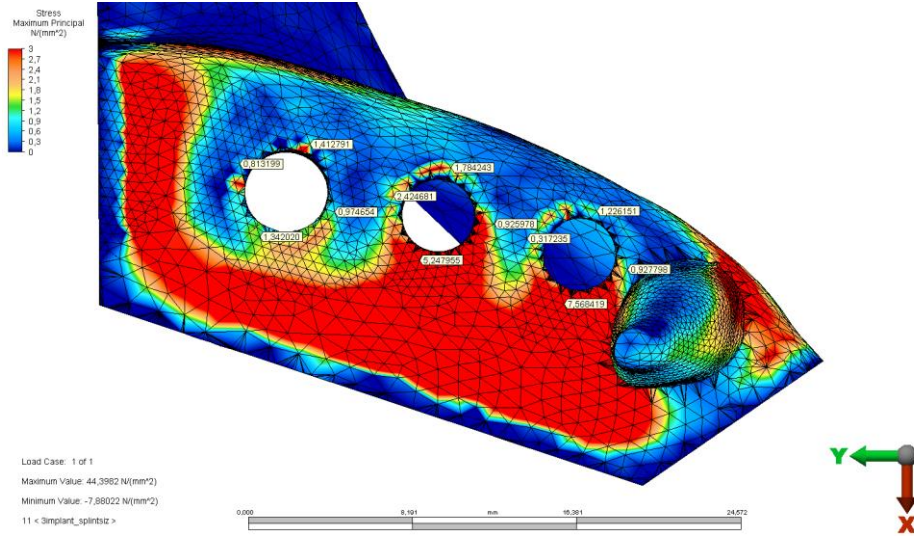


Şekil 4.48. Sekizinci modelde kuronların marjinal kenarlarındaki Von Misses stresi dağılımı

4.4.2. Kortikal ve Trabeküler Kemikte Gerilme ve Sıkışma Stres Değerlerine Ait Bulgular

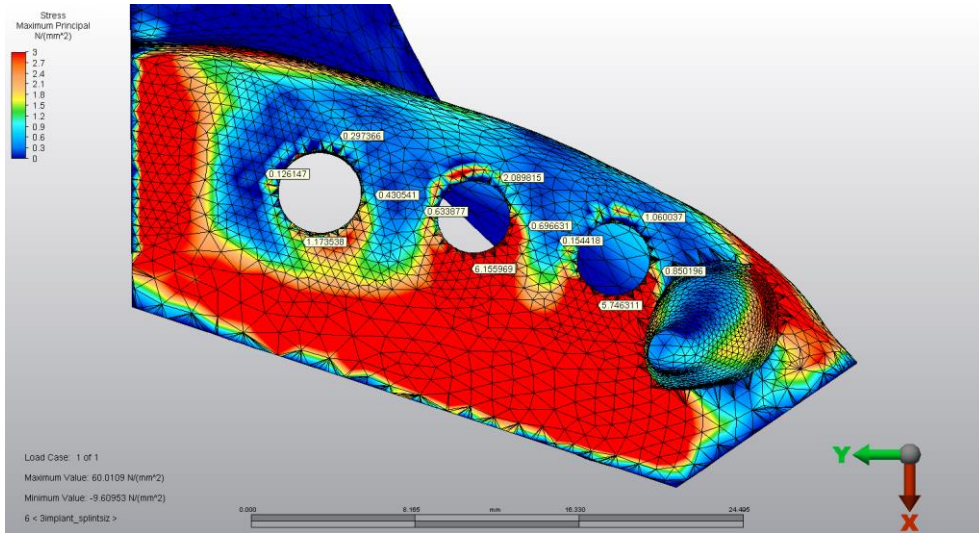
- **Kortikal Kemikte Gerilme Stres Değerlerine Ait Bulgular**

Model 7’de kortikal kemikte maksimum gerilme stres değeri 1PM implantın palatinal boyun bölgesinde 7.56 MPa olarak saptanmıştır. 2PM implantın palatinal boyun bölgesinde 5.24 MPa, 1M implantın bukkal boyun bölgesinde ise 1.41 MPa stres oluşmuştur (Şekil 4.49).



Şekil 4.49. Yedinci modelde kortikal kemikteki gerilme stresleri dağılımı

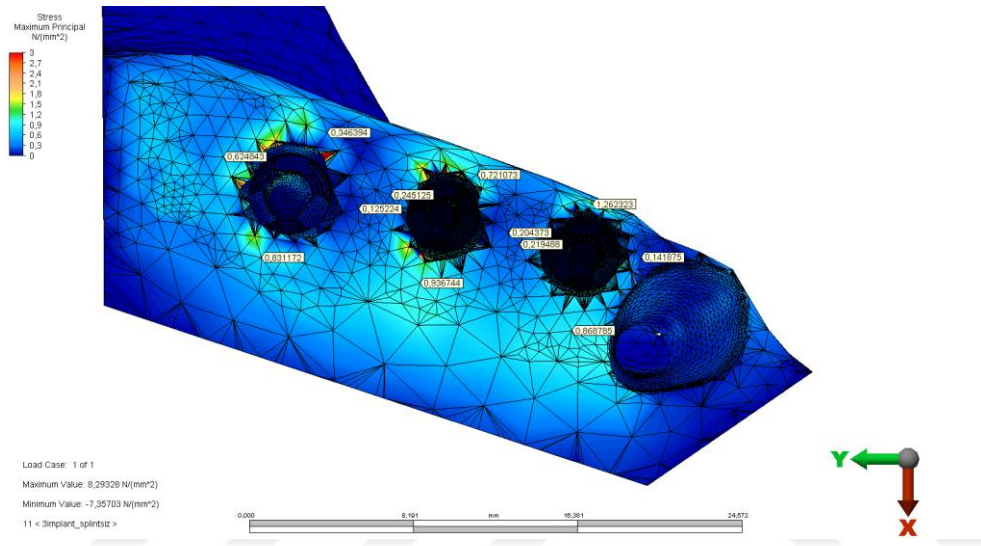
Model 8’de kortikal kemikte maksimum gerilme stres değeri 2PM implantın palatinal boyun bölgesinde 6.15 MPa olarak saptanmıştır. 1PM implantın palatinal boyun bölgesinde 5.74 MPa, 1M implantın palatinal boyun bölgesinde ise 1.17 MPa stres oluşmuştur (Şekil 4.50).



Şekil 4.50. Sekizinci modelde kortikal kemikteki gerilme stresleri dağılımı

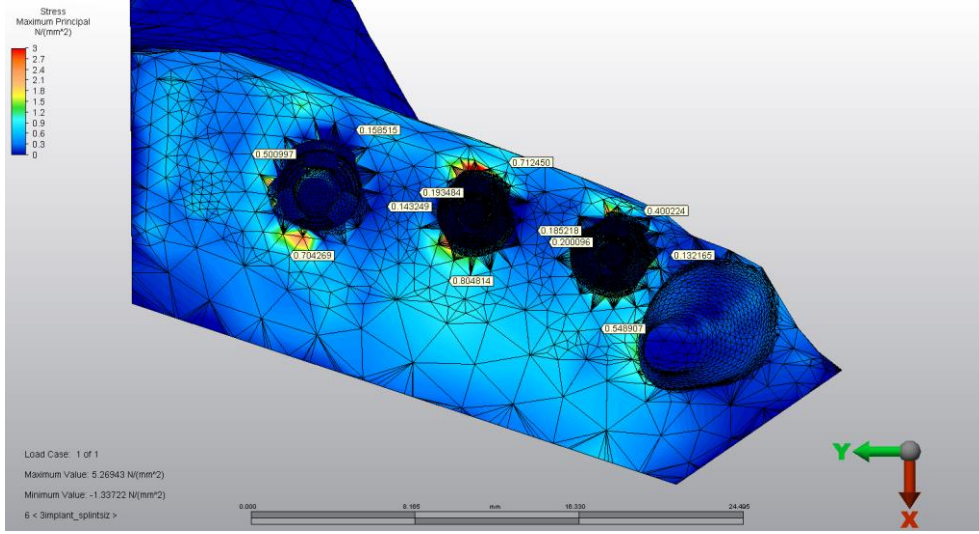
- **Trabeküler Kemikte Gerilme Stres Değerlerine Ait Bulgular**

Model 7’de trabeküler kemikte maksimum gerilme stres değeri 1PM implantın bukkal boyun bölgesinde 1.26 MPa olarak saptanmıştır. 2 PM implantın palatinal boyun bölgesinde 0.93 MPa, 1M implantın palatinal boyun bölgesinde ise 0.83 MPa stres oluşmuştur (Şekil 4.51).



Şekil 4.51. Yedinci modelde trabeküler kemikteki gerilme stresleri dağılımı

Model 8’de trabeküler kemikte maksimum gerilme stres değeri 2PM implantın palatinal boyun bölgesinde 0.80 MPa olarak saptanmıştır. 1M implantın palatinal boyun bölgesinde 0.70 MPa, 1PM implantın palatinal boyun bölgesinde ise 0.54 MPa stres oluşmuştur (Şekil 4.52).

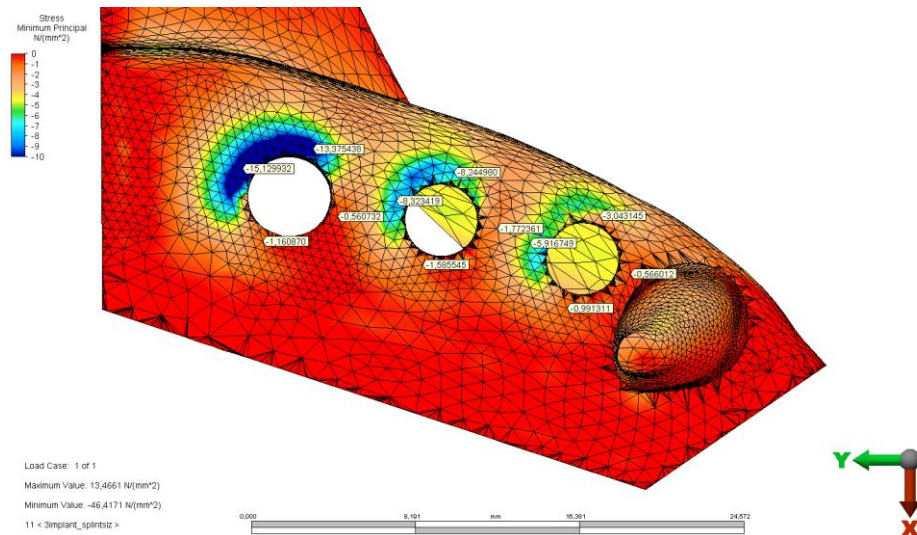


Şekil 4.52. Sekizinci modelde trabeküler kemikteki gerilme stresleri dağılımı

- **Kortikal Kemikte Sıkışma Stres Değerine Ait Bulgular**

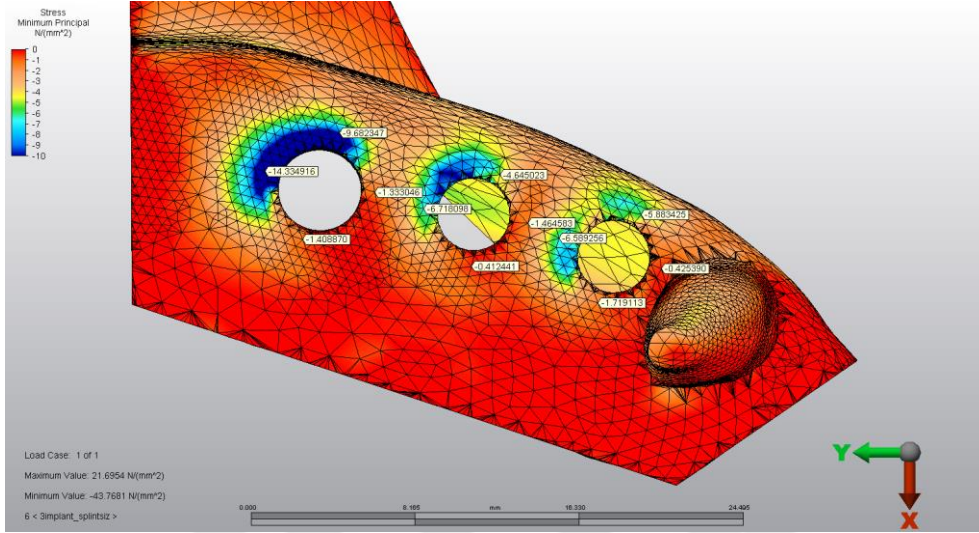
Model 7’de kortikal kemikte maksimum sıkışma stres değeri 1M implantın distal bölgesinde 15.12 MPa olarak saptanmıştır.

2PM implantın distal boyun bölgesinde 8.32 MPa, 1PM implantın distal boyun bölgesinde ise 5.91 MPa stres oluşmuştur (Şekil 4.53).



Şekil 4.53. Yedinci modelde kortikal kemikte sıkışma stres değerine ait bulgular

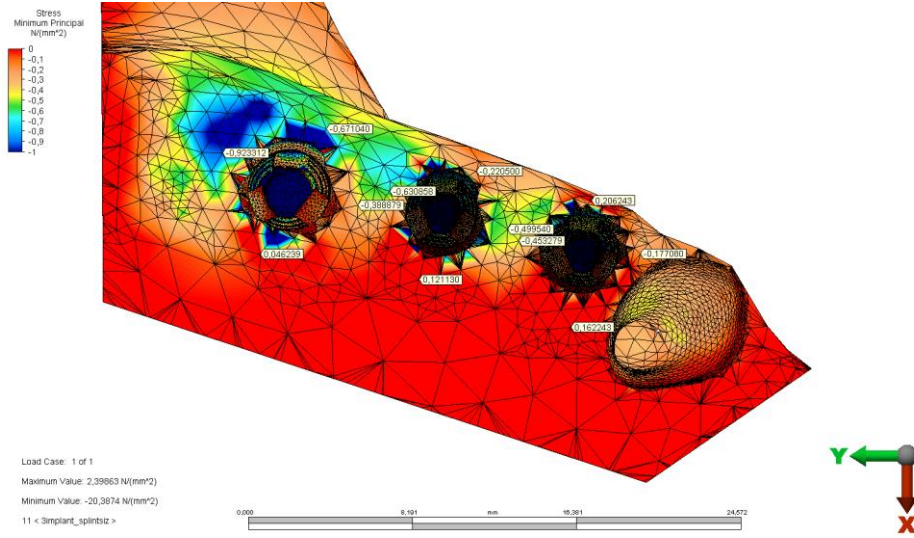
Model 8’de kortikal kemikte maksimum sıkışma stres değeri 1M implantın distal bölgesinde 14.33 MPa olarak saptanmıştır. 2PM implantın distal boyun bölgesinde 6.71 MPa, 1PM implantın distal boyun bölgesinde ise 6.58 MPa stres oluşmuştur (Şekil 4.54).



Şekil 4.54. Sekizinci modelde kortikal kemikte sıkışma stres değerine ait bulgular

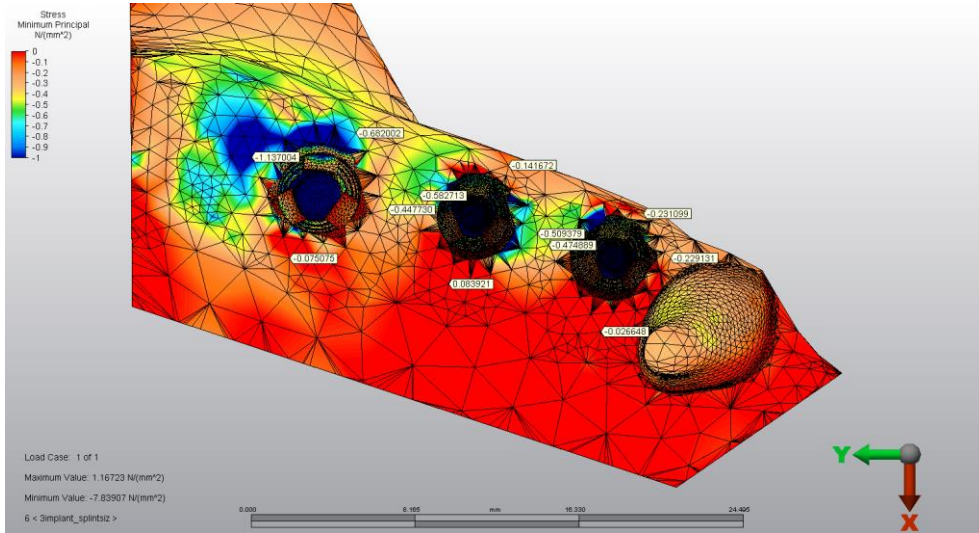
- **Trabeküler Kemikte Sıkışma Stres Değerine Ait Bulgular**

Model 7’de trabeküler kemikte maksimum sıkışma stres değeri 1M implantın distobukkal boyun bölgesinde 0.92 MPa olarak saptanmıştır. 2PM implantın distal boyun bölgesinde 0.63 MPa, 1PM implantın distal boyun bölgesinde ise 0.45 MPa stres oluşmuştur (Şekil 4.55).



Şekil 4.55. Yedinci modelde trabeküler kemikte sıkışma stres değerine ait bulgular

Model 8’de trabeküler kemikte maksimum sıkışma stres değeri 1M implantın distal boyun bölgesinde 1.13 MPa olarak saptanmıştır. 2PM implantın distal boyun bölgesinde 0.58 MPa, 1PM implantın distobukkal boyun bölgesinde ise 0.47 MPa stres oluşmuştur (Şekil 4.56).



Şekil 4.56. Sekizinci modelde trabeküler kemikte sıkışma stres değerine ait bulgular

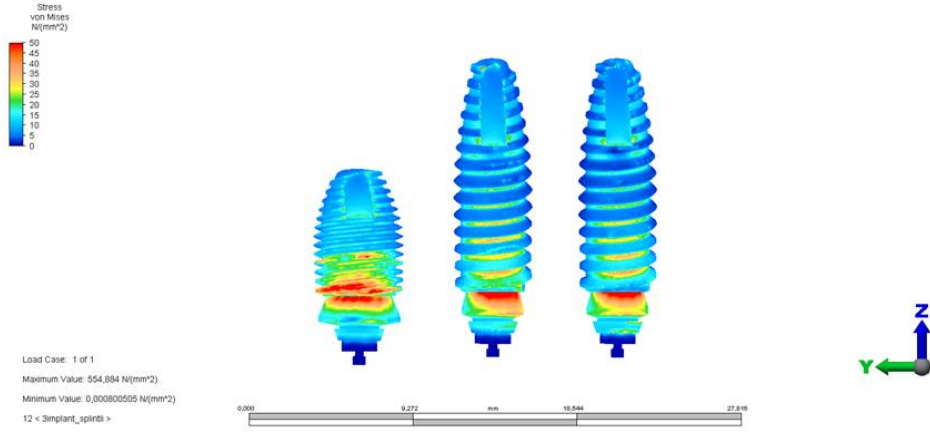
4.5. Dokuzuncu ve Onuncu Modele Ait Bulgular

Dokuzuncu modelde, 1PM ve 2PM diş bölgelerine 4.3×13 mm Nobel Paralell Conical Connection RP diş implantları ve birinci molar (1M) diş bölgesine 5×7 mm Nobel Parallel Conical Connection RP diş implantı yerleştirilmiştir. Üç implant üstü üç üye vida tutuculu kuronlar birbirine splintli olarak modellenmiştir. Onuncu modelde de aynı tasarım kullanılmıştır, tek fark restorasyonun siman tutuculu sabit protez olarak modellenmesidir.

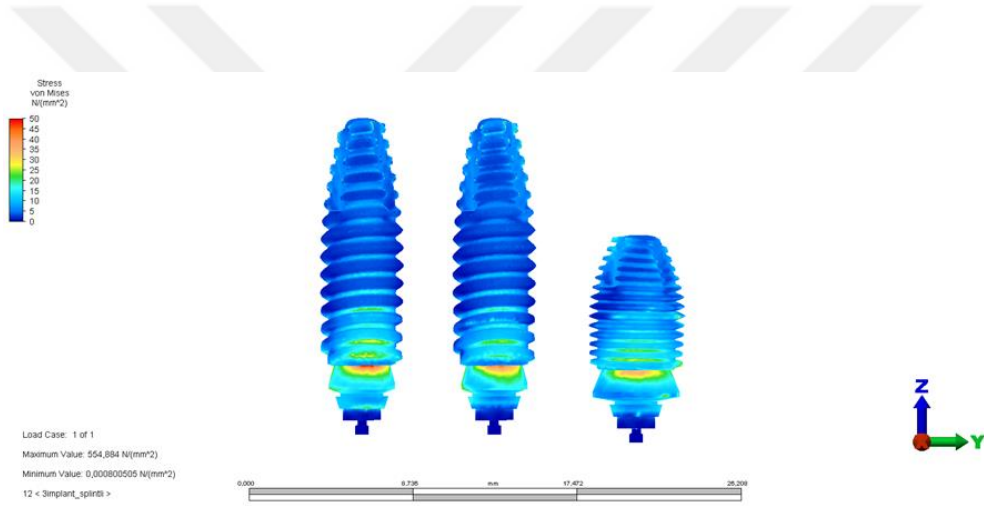
4.5.1. İmplantlarda, Abutmentlerde ve Kuronlarda Von Misses Stres Değerlerine Ait Bulgular

Model 9'da implantlardaki maksimum Von Misses stres değeri 27.86 MPa olarak 1M implantın bukkal boyun bölgesinde saptanmıştır. 2PM implantın bukkal boyun bölgesinde 25.22 MPa, 1PM abutmentin bukkal boyun bölgesinde ise 19.31 MPa stres oluşmuştur (Şekil 4.57, Şekil 4.58).

Model 9'de abutmentlerdeki maksimum Von Misses stres değeri 67.78 MPa olarak 2PM abutmentin bukkal boyun bölgesinde saptanmıştır. 1PM abutmentin bukkal boyun bölgesinde 64.24 MPa, 1M abutmentin bukkal boyun bölgesinde 54.33 MPa stres oluşmuştur (Şekil 4.57, Şekil 4.58).

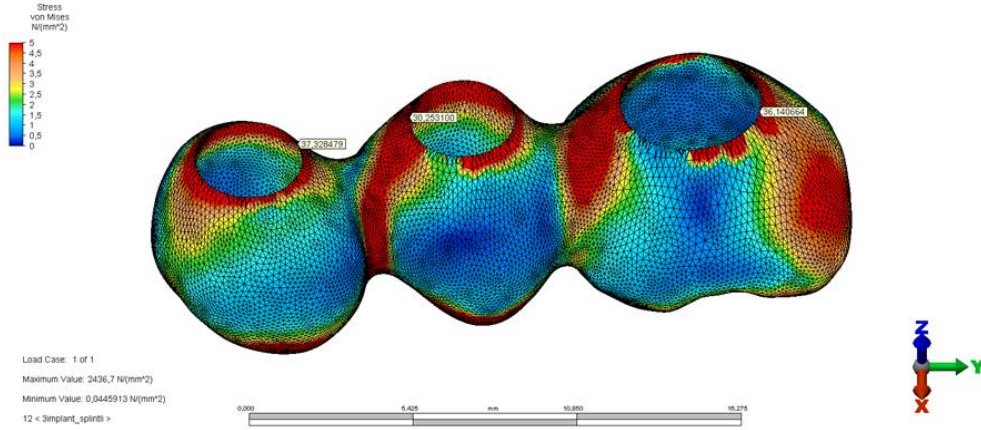


Şekil 4.57. Dokuzuncu modelde implantların ve abutmentlerin bukkal yüzlerindeki Von Misses stresi dağılımı



Şekil 4.58. Dokuzuncu modelde implantların ve abutmentlerin palatinal yüzlerindeki Von Misses stresi dağılımı

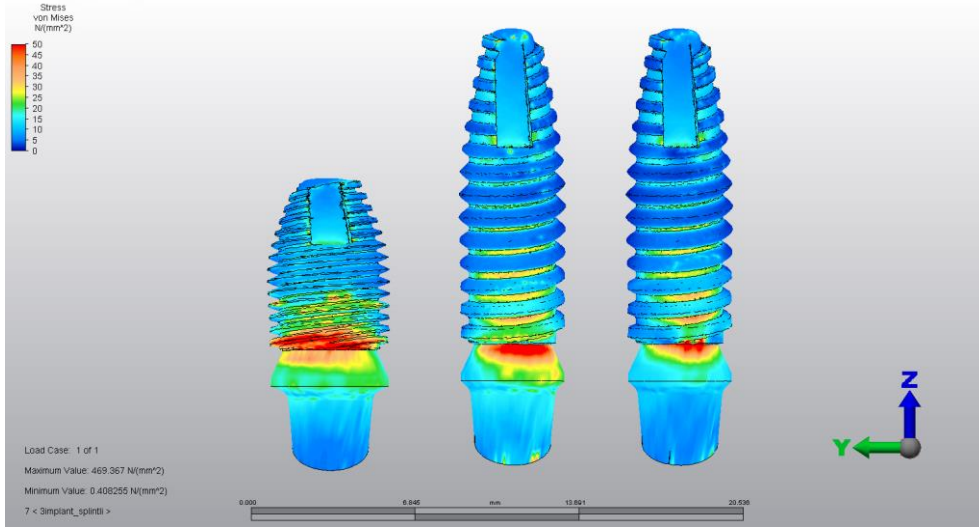
Model 9’da kuronların marjinal kenarlarındaki maksimum Von Misses stres değeri 37.32 olarak 1PM kuronun distalinde saptanmıştır. 1M kuronun distalinde 36.14 MPa, 2PM kuronun meziobukkal marjinal kenarında ise 30.25 MPa stres oluşmuştur (Şekil 4.59).



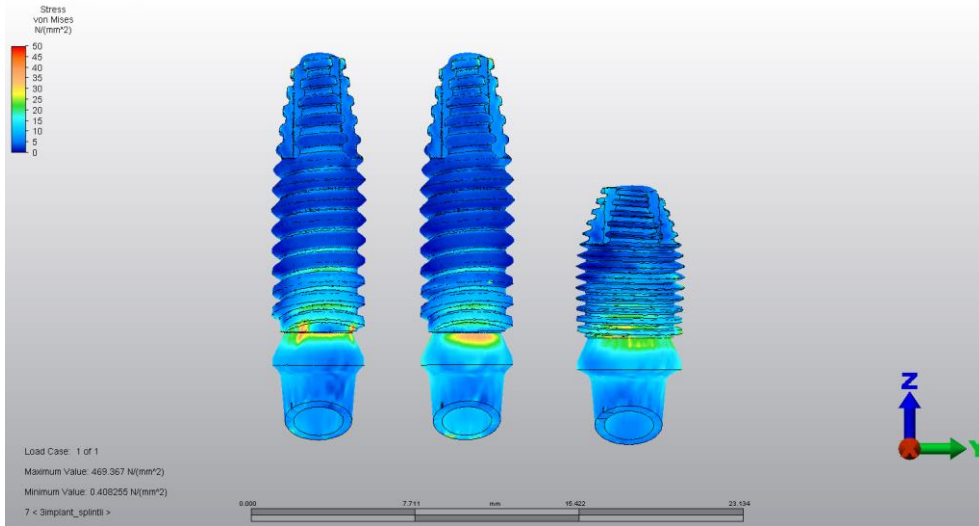
Şekil 4.59. Dokuzuncu modelde kuronların marjinalindeki Von Misses stresi dağılımı

Model 10’de implantlardaki maksimum Von Misses stres değeri 60.09 MPa olarak 1M implantın bukkal boyun bölgesinde saptanmıştır. 1PM implantın bukkal boyun bölgesinde 59.66 MPa, 2PM implantın bukkal boyun bölgesinde ise 24.17 MPa stres oluşmuştur (Şekil 4.60, Şekil 4.61).

Model 10’da abutmentlerdeki maksimum Von Misses stres değeri 65.18 MPa olarak 2PM abutmentin meziobukkal boyun bölgesinde saptanmıştır. 1PM abutmentin meziobukkal boyun bölgesinde 51.40 MPa değerinde, 1M abutmentin bukkal boyun bölgesinde ise 45.13 MPa stres oluşmuştur (Şekil 4.60, Şekil 4.61).

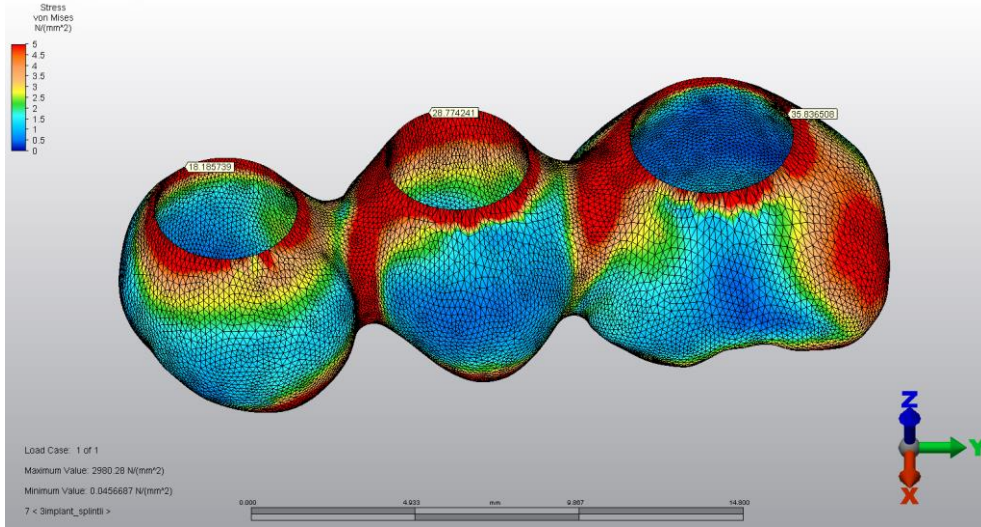


Şekil 4.60. Onuncu modelde implantların ve abutmentlerin bukkal yüzlerindeki Von Misses stresi dağılımı



Şekil 4.61. Onuncu modelde implantların ve abutmentlerin palatinal yüzlerindeki Von Misses stresi dağılımı

Model 10’da kuronların marjinal kenarlarındaki maksimum Von Misses stres değeri 35.83 olarak 1M kuronun distalinde saptanmıştır. 2PM kuronun bukkalinde 28.77 MPa, 1PM kuronun bukkal marjinal kenarında ise 18.18 MPa stres oluşmuştur (Şekil 4.62).

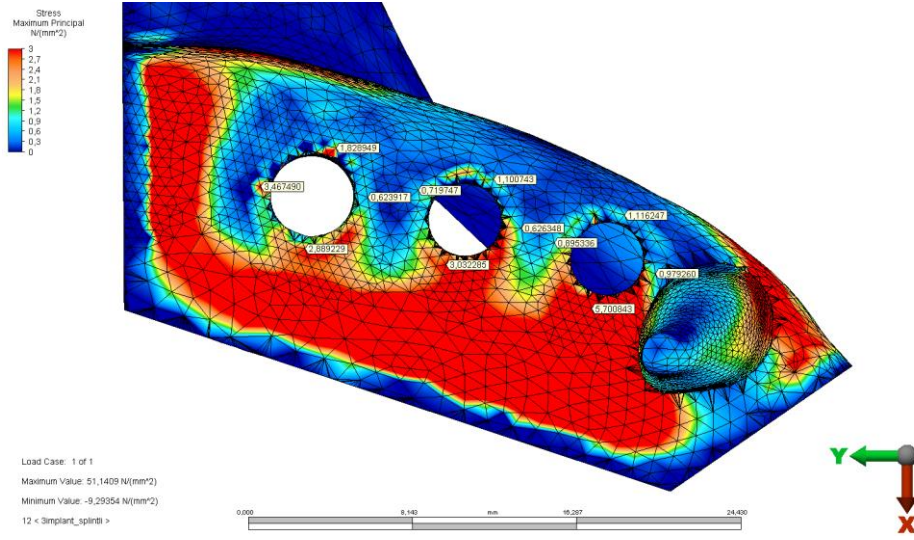


Şekil 4.62. Onuncu modelde kuronların marjinalindeki Von Misses stresi dağılımı

4.5.2. Kortikal ve Trabeküler Kemikte Gerilme ve Sıkışma Stres Değerlerine Ait Bulgular

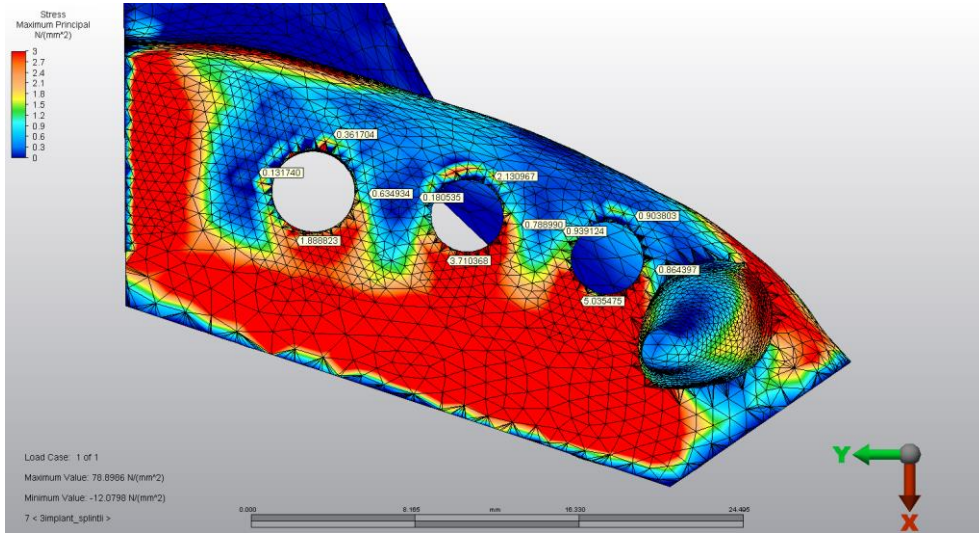
- **Kortikal Kemikte Gerilme Stres Değerlerine Ait Bulgular**

Model 9’da kortikal kemikte maksimum gerilme stres değeri 1PM implantın palatinal boyun bölgesinde 5.70 MPa olarak saptanmıştır. 1M implantın distal boyun bölgesinde 3.46 MPa, 2PM implantın palatinal boyun bölgesinde ise 3.03 MPa stres oluşmuştur (Şekil 4.63).



Şekil 4.63. Dokuzuncu modelde kortikal kemikteki gerilme stresi dağılımı

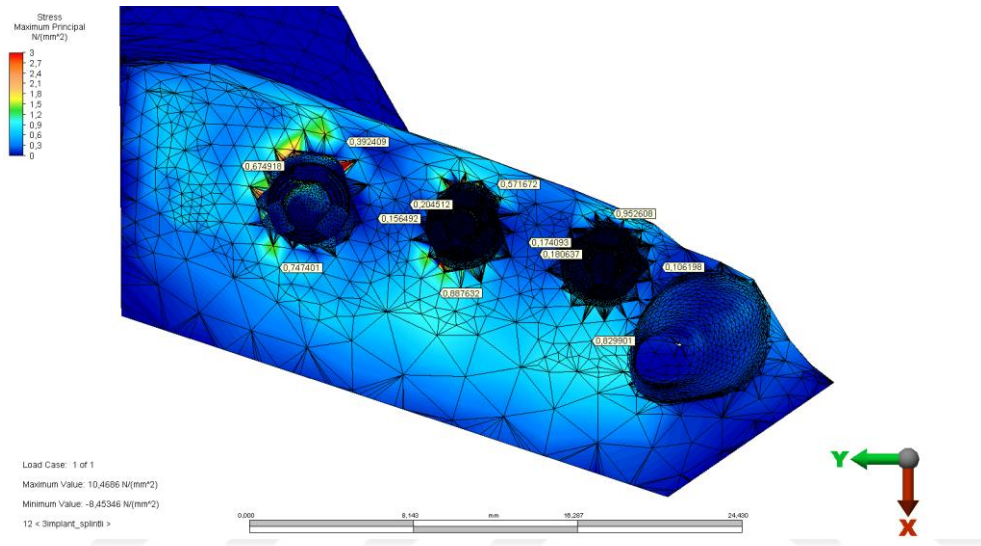
Model 10'da kortikal kemikte maksimum gerilme stres değeri 1PM implantın palatinal boyun bölgesinde 5.03 MPa olarak saptanmıştır. 2PM implantın palatinal boyun bölgesinde 3.71 MPa, 1M implantın palatinal boyun bölgesinde ise 1.88 MPa stres oluşmuştur (Şekil 4.64).



Şekil 4.64. Onuncu modelde kortikal kemikteki gerilme stresi dağılımı

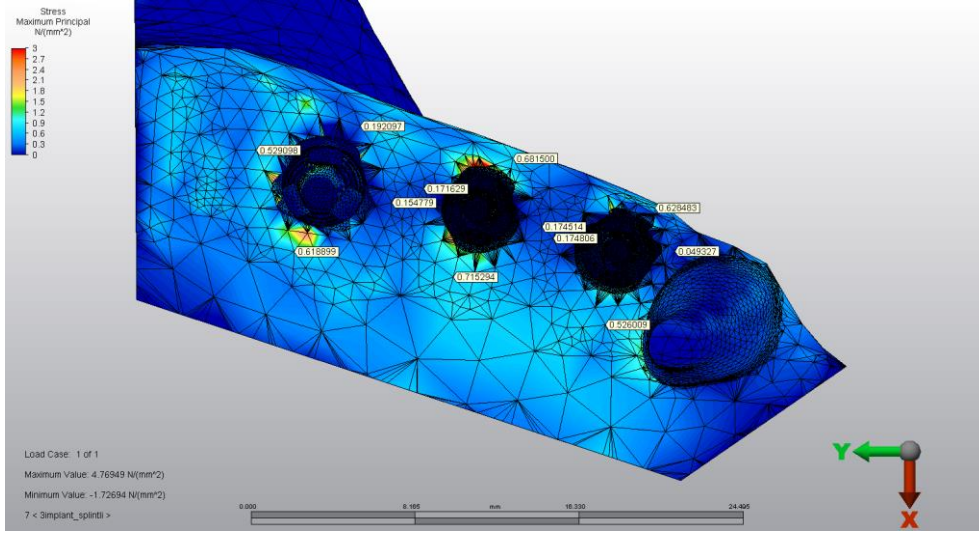
- **Trabeküler Kemikte Gerilme Stres Değerlerine Ait Bulgular**

Model 9’da trabeküler kemikte maksimum gerilme stres değeri 1PM implantın bukkal boyun bölgesinde 0.95 MPa olarak saptanmıştır. 2 PM implantın palatinal boyun bölgesinde 0.88 MPa, 1M implantın palatinal boyun bölgesinde ise 0.74 MPa stres oluşmuştur (Şekil 4.65).



Şekil 4.65. Dokuzuncu modelde trabeküler kemikte gerilme stres değerine ait bulgular

Model 10’da trabeküler kemikte maksimum gerilme stres değeri 2PM implantın palatinal boyun bölgesinde 0.71 MPa olarak saptanmıştır. 1PM implantın bukkal boyun bölgesinde 0.62 MPa, 1M implantın palatinal boyun bölgesinde ise 0.61 MPa stres oluşmuştur (Şekil 4.66).

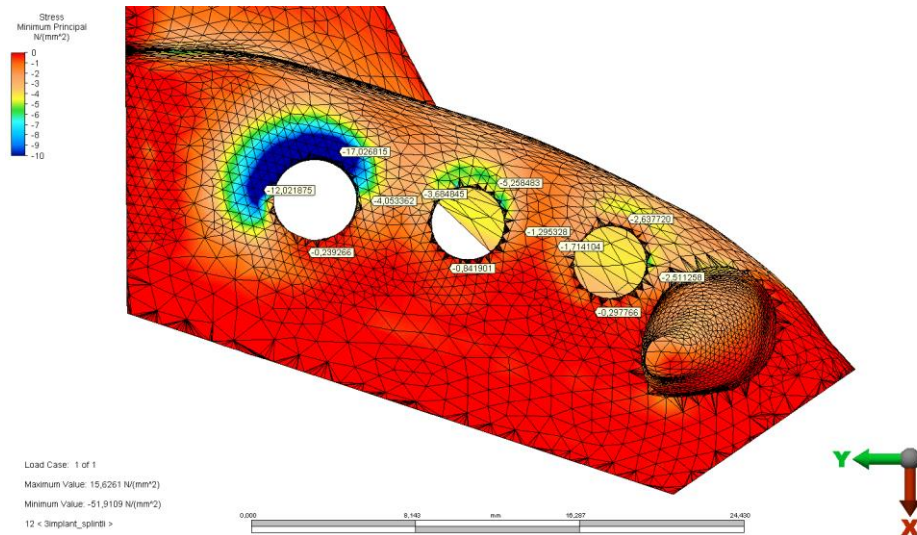


Şekil 4.66. Onuncu modelde trabeküler kemikte gerilme stres değerine ait bulgular

- **Kortikal Kemikte Sıkışma Stres Değerine Ait Bulgular**

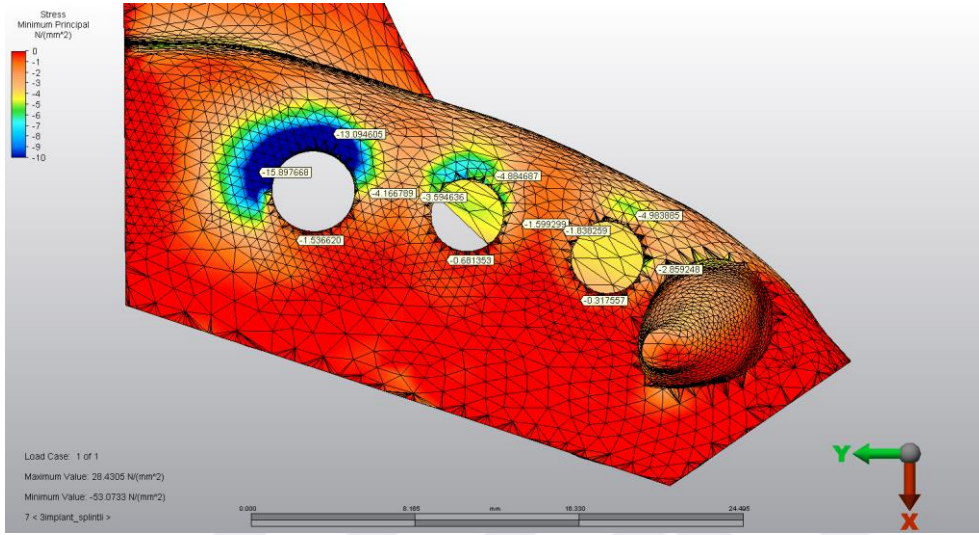
Model 9’de kortikal kemikte maksimum sıkışma stres değeri 1M implantın bukkal bölgesinde 17.02 MPa olarak saptanmıştır.

2PM implantın bukkal boyun bölgesinde 5.25 MPa, 1PM implantın bukkal boyun bölgesinde ise 2.63 MPa stres oluşmuştur (Şekil 4.67).



Şekil 4.67. Dokuzuncu modelde kortikal kemikte sıkışma stres değerine ait bulgular

Model 10’da kortikal kemikte maksimum sıkışma stres değeri 1M implantın distal bölgesinde 15.89 MPa olarak saptanmıştır. 1PM implantın bukkal boyun bölgesinde 4.98 MPa değerinde, 2PM implantın bukkal boyun bölgesinde ise 4.88 MPa stres oluşmuştur (Şekil 4.68).



Şekil 4.68. Onuncu modelde kortikal kemikte sıkışma stres değerine ait bulgular

- **Trabeküler Kemikte Sıkışma Stres Değerine Ait Bulgular**

Model 9’da trabeküler kemikte maksimum sıkışma stres değeri 1M implantın distobukkal boyun bölgesinde 1.02 MPa olarak saptanmıştır. 1PM implantın meziobukkal boyun bölgesinde 0.33 MPa, 2PM implantın distobukkal boyun bölgesinde ise 0.27 MPa stres oluşmuştur (Şekil 4.69).

4.6. Tüm Modellerde Karşılaştırmalı Stres Değerleri

SEA'dan elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucunda ortaya çıktığından, bu değerlerin istatistiksel analizi yapılamamaktadır. Elde edilen stres değerleri ve dağılımları karşılaştırılarak üzerinde yorumlama yapılmaktadır.

4.6.1. İmplantlarda Ölçülen Von Misses Stres Değerlerinin Karşılaştırılması

Tüm modellerde yüklemeler sonucu implantlarda ölçülen Von Misses stres değerleri Tablo 4-1 de gösterilmiştir. Maximum ölçülen değerler altı çizili olarak belirtilmiştir.

Lokalizasyon, fiksasyon tipi ve restorasyonların splintli olup olmamasına bağlı olmaksızın en yüksek değerler implantların boyun bölgesinde hesaplanmıştır.

Tüm modeller incelendiğinde maksimum Von Misses stres değerleri Model 6 daki implantlarda, daha sonra kanat içeren modellerde kanat uzantısını taşıyan implantlarda ölçülmüştür. Tutucu tipine bakılmaksızın en yüksek stres değerleri kanat uzantısına komşu implantlarda görülmüştür, ayrıca distal kanata komşu implantlarda, mezial kanat taşıyanlara göre daha fazla stres değerleri saptanmıştır.

Kısa implantların uzun implantlara nazaran stresi daha az miktarda dağıtması ve gelen kuvvetlerin distal bölgeden paylaşılamaması sonucunda kanat içeren modeller hariç en yüksek stres değerlerinin bu implantlarda konsantre olduğu gözlemlenmiştir.

Tüm modellere göre en düşük Von Misses stres değerleri Model 9 daki implantlarda saptanmıştır. Genel olarak üç implant içeren modellerdeki implantlar, diğer modellere göre daha düşük stres değerleri göstermiştir.

Bulgularımıza göre mezial kanat taşıyan modellerin primer ve sekonder destekler arasında daha homojen bir stres dağılımı sağladığı görülmektedir. Distal kanatların ikincil destekleri (1PM) aşırı yüklenmediği görülmektedir. Fakat mezial kanatlardaki implantlarda ikincil desteklerde (1M) daha yüksek stres değerleri ölçülmüştür.

Tüm modeller değerlendirildiğinde vida tutuculu modellerdeki implantlarda siman tutuculu modellerdekine göre daha düşük Von Misses stres değerleri saptanmıştır.

Bulgularımıza göre splintlenen modellerdeki implantlarda splintlenmeyenlere göre daha düşük stres değerleri görülmüştür.

Tablo 4-1. Tüm modellerde yüklemeler sonucu implantlarda ölçülen Von Misses stresi değerleri (MPa)

MODELLER	İMLANTLAR		
	1PM	2PM	1M
Model 1	19.36	<u>68.80</u>	K
Model 2	51.77	<u>100.14</u>	K
Model 3	K	<u>63.83</u>	33.82
Model 4	K	<u>85.20</u>	83.52
Model 5	28.54	G	<u>44.74</u>
Model 6	103.97	G	<u>122.78</u>
Model 7	29.58	27.58	<u>37.35</u>
Model 8	31.70	32.62	<u>61.42</u>
Model 9	19.31	25.22	<u>27.86</u>
Model 10	59.66	24.17	<u>60.09</u>

4.6.2. Abutmentlerde Ölçülen Von Misses Stres Değerlerinin Karşılaştırılması

Tüm modellerde yüklemeler sonucu abutmentlerde ölçülen Von Misses stres değerleri Tablo 4-2 de gösterilmiştir. Maximum ölçülen değerler altı çizili olarak belirtilmiştir.

Tüm modeller incelendiğinde maksimum Von Misses stres değeri Model 1 de kanat uzantısını taşıyan abutmentte, minimum Von Misses stres değeri Model 8 de 1M abutmentinde ölçülmüştür. Tutucu tipine bakılmaksızın en yüksek stres değerleri posterior kanat uzantısına komşu abutmentlerde görülmüştür. Genel olarak üç implant içeren modellerdeki abutmentler, diğer modellere göre daha düşük stres değerleri göstermiştir.

Tüm modeller değerlendirildiğinde siman tutuculu modellerdeki abutmentlerde vida tutuculu modellerdekine göre daha düşük Von Misses stres değerleri saptanmıştır.

Bulgularımıza göre splintli modellerdeki standart implantların abutmentlerinde splintli olmayanlara göre daha düşük stres değerleri görülmüştür. Fakat splintli modellerin kısa implantlarının abutmentlerinde de splintli olmayanlara göre daha yüksek stres değerleri ölçülmüştür.

Tablo 4-2. Tüm modellerde yüklemeler sonucu abutmentlerde ölçülen Von Misses stresi değerleri (MPa)

MODELLER	ABUTMENTLER		
	1PM	2PM	1M
Model 1	120.92	<u>191.15</u>	K
Model 2	80.57	<u>138.12</u>	K
Model 3	K	<u>138.09</u>	73.31
Model 4	K	<u>112.31</u>	47.47
Model 5	<u>112.58</u>	G	90.64
Model 6	<u>119.95</u>	G	57.73
Model 7	<u>115.57</u>	111.12	47.15
Model 8	<u>80.32</u>	79.23	34.78
Model 9	64.24	<u>67.78</u>	54.33
Model 10	51.40	<u>65.18</u>	45.13

4.6.3. Kuronların Marjinal Kenarlarında Ölçülen Von Misses Stres Değerlerinin Karşılaştırılması

Tüm modellerde yüklemeler sonucu kuronların marjinal kenarlarında ölçülen Von Misses stres değerleri Tablo 4-3 de gösterilmiştir. Maximum ölçülen değerler altı çizili olarak belirtilmiştir.

Tüm modeller incelendiğinde maksimum Von Misses stres değeri Model 2 de kanat uzantısını taşıyan kuron kenarında, minumum Von Misses stres değerleri genel olarak Model 10 da ölçülmüştür. Genel olarak üç implant içeren modellerin kuron kenarları, diğer modellere göre daha düşük stres değerleri göstermiştir.

Bulgularımıza göre splintli modellerdeki kuronların kenarlarında splintli olmayanlara göre daha düşük stres değerleri görülmüştür.

Tablo 4-3. Tüm modellerde yüklemeler sonucu kuronların marjinal kenarlarında ölçülen Von Misses stresi değerleri (MPa)

MODELLER	KURONLAR		
	1PM	2PM	1M
Model 1	73.41	<u>115.78</u>	K
Model 2	41.02	<u>329.95</u>	K
Model 3	K	<u>123.32</u>	92.63
Model 4	K	<u>106.71</u>	60.69
Model 5	58.97	G	<u>81.23</u>
Model 6	57.44	G	<u>67.42</u>
Model 7	<u>41.40</u>	34.69	37.10
Model 8	42.02	73.79	<u>80.68</u>
Model 9	<u>37.32</u>	30.25	36.14
Model 10	18.18	28.77	<u>35.83</u>

4.6.4. Kortikal Kemikte Gerilme ve Sıkışma Stres Değerlerinin Karşılaştırılması

Tüm modellerde yüklemeler sonucu ölçülen gerilme ve sıkışma stresi değerleri Tablo 4-4 de gösterilmiştir. Her bir modelde maximum ölçülen değerler altı çizili olarak belirtilmiştir.

Araştırmamızda gerilme ve sıkışma stresleri, implantların servikal bölgesi etrafında sırasıyla palatinal ve bukkal kortikal kemikte yoğunlaşmıştır. En yüksek gerilme ve sıkışma stres değerleri kortikal kemik tabakasında görülmüştür.

Tüm modeller karşılaştırıldığında maksimum gerilme stres değeri M1 de 1PM implantın palatinal yüzeyinde, maximum sıkışma stres değeri M1 de 2PM implantın distal yüzeyinde görülmüştür. Model 2 de 2PM implantın distal yüzeyinde de diğer modellere göre yüksek değerler ölçülmüştür. Posterior kanat içeren modellerde kanata komşu implantların distallerinde en yüksek sıkışma stres değerleri görülmüştür. Posterior kanat içeren modeller hariç diğer modellerin hepsinde maksimum sıkışma stres değerleri molar kısa implantlarda görülmüştür. Gerilme ve sıkışma stres değerlerine bakıldığında genel olarak bazı değerler hariç sıkışma stresleri daha yüksek değerler göstermiştir.

Minumum gerilme stres değeri Model 8 de 1M implantın palatinal yüzeyinde, minumum sıkışma stres değeri Model 1 de 1PM implantın palatinal yüzeyinde görülmüştür. Genel olarak üç implant içeren modellerde gerilme stresleri daha düşük düzeydedir.

Tüm modeller değerlendirildiğinde siman tutuculu modellerdeki implantlarda vida tutuculu modellerdekine göre daha düşük gerilme stres değerleri saptanmıştır. Genel olarak bakıldığında bazı değerler hariç siman tutuculu modellerde sıkışma stres değerleri de vida tutuculu modellere göre daha düşük düzeydedir.

Bulgularımıza göre splintli modellerdeki standart implantlarda splintlenmeyenlere göre daha düşük gerilme ve sıkışma stres değerleri görülürken, kısa molar implantlarda gerilme ve sıkışma stres değerleri splintlenen modellerde artmıştır.

Tablo 4-4. Tüm modellerde yüklemeler sonucu kortikal kemikte ölçülen gerilme ve sıkışma stresi değerleri (MPa)

	1PM	2PM	1M
Modeller	Gerilme/sıkışma	Gerilme/sıkışma	Gerilme/sıkışma
Model 1	<u>10.25</u> / 1.79	7.08 / <u>23.69</u>	K
Model 2	<u>7.86</u> / 2.91	6.46 / <u>22.19</u>	K
Model 3	K	<u>7.25</u> / 10.59	4.60 / <u>12.43</u>
Model 4	K	<u>6.31</u> / 9.92	3.08 / <u>13.20</u>
Model 5	<u>9.01</u> / 8.95	G	4.46 / <u>20.38</u>
Model 6	<u>7.08</u> / 7.17	G	3.77 / <u>19.94</u>
Model 7	<u>7.56</u> / 5.91	5.24 / 8.32	1.41 / <u>15.12</u>
Model 8	5.74 / 6.58	<u>6.15</u> / 6.71	1.17 / <u>14.33</u>
Model 9	<u>5.70</u> / 2.63	3.03 / 5.25	3.46 / <u>17.02</u>
Model 10	<u>5.03</u> / 4.98	3.71 / 4.88	1.88 / <u>15.89</u>

4.6.5. Trabeküler Kemikte Gerilme ve Sıkışma Stres Değerlerinin Karşılaştırılması

Tüm modellerde yüklemeler sonucu ölçülen gerilme ve sıkışma stresi değerleri Tablo 4-4 de gösterilmiştir. Her bir modelde maksimum ölçülen değerler altı çizili olarak belirtilmiştir.

Tüm modeller karşılaştırıldığında posterior kanat içeren modellerde kanata komşu implantlarda maksimum gerilme ve sıkışma stres değerleri bulunmuştur. Posterior kanat içeren modeller hariç diğer modellerin hepsinde maksimum sıkışma stres değerleri molar kısa implantlarda görülmüştür.

Minumum gerilme stres değeri Model 8 de 1PM implantın palatinalinde, minumum sıkışma stres değeri Model 10 da 2PM implantın distobukkalinde saptanmıştır.

Tüm modeller değerlendirildiğinde genel olarak siman tutuculu modellerdeki implantlarda vida tutuculu modellerdekine göre daha düşük gerilme stres değerleri saptanmıştır.

Splintli modellerde kısa implantlarda sıkışma stres değerleri hariç splintli olmayan modellere göre daha düşük gerilme ve sıkışma stres değerleri ölçülmüştür. Trabeküler kemikte splintli standart implantların minumum strese maruz kaldığı söylenebilir.

İmplantların çevresinde trabeküler kemikte ortaya çıkan stresler kortikal kemiğe oranla daha düşüktür.

Tablo 4-5. Tüm modellerde yüklemeler sonucu trabeküler kemikte ölçülen gerilme ve sıkışma stresi değerleri (MPa)

	1PM	2PM	1M
Modeller	Gerilme/sıkışma	Gerilme/sıkışma	Gerilme/sıkışma
Model 1	1.38 / 0.70	<u>1.66</u> / <u>1.57</u>	K
Model 2	0.70 / 0.57	<u>1.69</u> / <u>1.53</u>	K
Model 3	K	<u>1.17</u> / 0.72	0.90 / <u>0.85</u>
Model 4	K	<u>1.36</u> / 0.56	0.59 / <u>1.05</u>
Model 5	<u>2.10</u> / 0.35	G	0.69 / <u>1.23</u>
Model 6	<u>1.24</u> / 0.48	G	0.65 / <u>1.37</u>
Model 7	<u>1.26</u> / 0.45	0.93 / 0.63	0.83 / <u>0.92</u>
Model 8	0.54 / 0.47	<u>0.80</u> / 0.58	0.70 / <u>1.13</u>
Model 9	<u>0.95</u> / 0.33	0.88 / 0.27	0.74 / <u>1.02</u>
Model 10	0.62 / 0.37	<u>0.71</u> / 0.26	0.61 / <u>1.27</u>

5. TARTIŞMA

Kısmi veya tam dişsiz hastalar, diş hekimi ve/veya hasta ile ilgili faktörlere bağlı olarak implant destekli sabit veya hareketli protezlerle rehabilite edilebilmektedir. Hastaların çoğu, çiğneme fonksiyonunda ve estetik görünümünde daha fazla iyileşme sağlaması nedeniyle implant destekli hareketli protezlere göre implant destekli sabit restorasyonları tercih etmektedirler (Pennington & Parker, 2012). İmplantların uzun dönem başarısı için teşhis ve planlama basamağı oldukça önemlidir. Özellikle planlama yapılırken anatomik, protetik ve mekanik etkenlerin dikkatle incelenmesi gerekmektedir (Misch, & Kutay, 2009).

Çalışmamızda posterior atrofik maksillada kısa implantlar, mezial veya distal kanat ve gövde tasarımı kullanılarak dört farklı dağılımla yerleştirilen üç üyeli implant destekli sabit protezler üzerinde retansiyon tipi (simante/vidalı) ve splintlemenin implantlarda, abutmentlarda, kuronların marjinal kenarlarında, kortikal ve trabeküler kemikte oluşan stresler üzerine etkileri sonlu elemanlar analizi ile incelenerek oluşabilecek optimum durumun belirlenmesi amaçlanmıştır.

Çalışmamızın sonuçlarına göre retansiyon tipine bağlı olmaksızın mesial kanatlı modellerde distal kanatlı modellere göre implantlarda, abutmentlarda ve kuron marjinlerinde daha dengeli ve daha düşük düzeyde Von Misses, kortikal ve trabeküler kemikte ise daha düşük gerilme ve sıkışma stres değerler gözlenmiştir. Gövde tasarımlı modeller ise özellikle distal kanatlı modellere göre daha homojen stres dağılımı göstermiştir. Bu nedenle mesial veya distal kanat veya gövde tasarımları kullanımının retansiyon tipine bağlı olmaksızın, implant çevresindeki kemikte oluşan gerilme ve sıkışma streslerinde (maksimum principal, minumum principal) ve implant, abutment ve

kuron marjinal kenarlarında oluşan Von Misses streslerinde farklılık oluşturacağı yönündeki birinci hipotezimiz kabul edilmiştir. Araştırmamızda implant sayısında azalma retansiyon tipine bağlı olmaksızın analiz edilen yapılarda stres değerlerinin artmasına neden olduğundan dolayı implant sayısındaki azalmanın retansiyon tipine bağlı olmaksızın analiz edilen yapılarda olumsuz biyomekanik davranışa neden olacağı yönünde olan ikinci hipotezimiz kabul edilmiştir. Çalışmamızda vida tutuculu modellerdeki implantlarda siman tutuculu modellerdekine göre daha düşük Von Misses stres değerleri saptandığından ve simante sistemlerin periimplant dokularda genel olarak bir miktar daha düşük stres değerleri göstermesinden dolayı siman tutuculu veya vida tutuculu implant destekli sabit protezlerin analiz edilen yapılarda Von Misses, gerilme ve sıkışma stres dağılımlarında farklılık gözlenmeyeceği yönündeki üçüncü hipotezimiz reddedilmiştir. Splintlenen modellerdeki standart ve kısa implantlarda ve bu implantlardaki kuronların marjinal kenarlarında splintli olmayan modellere göre daha düşük stres değerleri saptanmış ve splintli modellerdeki standart implantlarda splintli olmayanlara göre daha düşük gerilme ve sıkışma stres değerleri belirlendiğinden Üç implantlı splintli ve splintli olmayan modellerdeki standart implantların retansiyon tipine bağlı olmaksızın analiz edilen yapılarda benzer Von Misses, gerilme ve sıkışma stres dağılımlarına sahip olacağı yönündeki dördüncü hipotezimiz reddedilmiştir. Son olarak, retansiyon tipine bağlı olmaksızın iki standart implantla splintlenmiş kısa bir implant kombinasyonunun analiz edilen yapılarda biyomekanik avantaj sağlamadığı yönündeki beşinci hipotezimiz reddedilmiştir.

Dışsöz posterior maksillanın genellikle Tip IV düşük yoğunluktaki kemiğe (Ulm ve ark., 1999) ve yetersiz kemik yüksekliğine (Tolstunov, 2007) sahip olması ve maksiller

sinüs ile komşuluğu bu bölgeye implant uygulanabilirliğini zorlamakta ve bu durum implant başarısını önemli ölçüde azaltmaktadır (Koca, Eskitascioglu, & Usumez, 2005).

Vertikal kemik yüksekliğinin implant yerleşimi için yetersiz olduğu durumlarda sıklıkla maksiller sinüsün elevasyonu ve greftlenmesi işlemine başvurulmaktadır (Del Fabbro, Bellini, Romeo, & Francetti, 2012; Peñarrocha-Oltra, Candel-Martí, Ata-Ali, & Peñarrocha-Diogo, 2013). Kemik kalitesini ve miktarını iyileştirmek için yapılan bu cerrahi prosedürler hasta ve hekimin tercihine bağlıdır. Bununla birlikte, sinüs elevasyonu işleminin, komplikasyon riskinin fazla olması, oluşturacağı ekstra maliyetler ve protetik restorasyonun yapılması için daha uzun süre beklenmesi gibi dezavantajları vardır. Bu dezavantajlar, hastalar tarafından memnuniyetsizlikle karşılanmaktadır (Del Fabbro ve ark., 2012; Peñarrocha-Oltra ve ark., 2013). Ayrıca kemik grefti uygulamasının maliyetli, ek cerrahi ve iyileşme süresi gerektirmesi ve komplikasyon riskini artırması nedeniyle tüm tedaviler için olası bir teknik değildir (Cannizzaro, Felice, Leone, Viola, & Esposito, 2009). Bu gibi zorlayıcı durumlarda, kısa implantlar (Demenko ve ark., 2019) veya kanat uzantılar (Harder, Wolfart, Egert, & Kern, 2011) tercih edilebilmektedir.

Kısa implantların ve kanatların yer aldığı protezlerde stres dağılımı tedavi başarısını etkilemektedir. Kısa implantlar posterior bölgede yer alacaksa implant ve bileşenlerinde homojen stres dağılımını sağlamak ve periimplant bölgede stresi azaltmak amacıyla splintlenmiş kuronlar önerilmektedir (Clelland ve ark., 2016).

İmplant destekli sabit protetik restorasyonlarda fonksiyon sırasında oluşan stresler, protetik restorasyonlar vasıtasıyla implant ve çevre destek dokulara iletilmektedir. İmplant çevresindeki (peri-implant) kemikte ve protez bileşenlerindeki stres dağılımı, implant destekli protezlerin başarısı için kritik bir faktör olduğundan, bu

konuda biyomekanik araştırmaların yapılması posterior maksillada en uygun tedavi seçeneği konusunda klinisyenlere fikir verebilir.

Araştırmamızda sonlu elemanlar stres analizi (SESA) yöntemi kullanılarak posterior atrofik maksilla varlığında kısa implant, mezial veya distal kanat ve gövde tasarımı kullanılarak dört farklı dağılımla hazırlanan üç üyeli implant destekli sabit protezlerde retansiyon tipi (simante/vidalı) ve splintlemenin oluşan stresler üzerine etkileri incelenerek optimum tedavi seçeneğinin belirlenmesi hedeflenmiştir. Çalışmamızda implantlardaki ve bileşenlerdeki Von Mises stres değerleri, kortikal ve trabeküler kemiğin bukkal, palatinal, mezial ve distal yüzlerindeki en üst seviyeden alınan referans noktalarındaki maksimum ve minimum stres değerleri dağılımı incelenmiştir.

İmplant üzerindeki aşırı yükün, implant kemik ara yüzeyinde yüksek mekanik uyarana yol açarak stresi kemiğe aktarması orijinal kemik modelleme/yeniden modelleme dengesine zarar vererek zamanla erken başarısızlık yaratabilmektedir (Lin, Li, Li, & Swain, 2009). İmplant kırığı, abutment vidası kırığı veya gevşemesi ve protez kırığı gibi mekanik komplikasyonlar, okluzal aşırı yüklemenin klinik sonuçları olarak belgelenmiştir (Goodacre, Bernal, Rungcharassaeng, & Kan, 2003). Bu nedenle başarılı restorasyonlar yapabilmek için biyomekanik kavramı iyi anlaşılmalıdır.

SESA biyomekanik açıdan risk oluşturacak durumları hesaplamak için implant diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan sayısal bir stres analizi yöntemidir (Aksan, Saadet, & Bulut, 2018; Geng ve ark., 2001) ve bir implantın yüzeyleri boyunca ve çevreleyen kemikteki gerilmelerin daha iyi anlaşılmasına izin vermektedir. İmplant biyomekanik analizinde SESA'nın kullanılması, klinik durumların karmaşıklığını simüle etmede diğer yöntemlere göre birçok avantaj sunar (Mackerle, 2004). Analiz yöntemi olarak kullanılan kırılğan vernik kuvvet analiz tekniği ile sayısal bir değerin elde

edilememesi ve canlı dokularda oluşan gerilim dağılımlarının incelenememesi, fotoelastik kuvvet analiz yönteminde analiz yapılacak modellerin cam, şeffaf bakalit veya selüloit gibi saydam bir modelden oluşturulması ve buna bağlı olarak materyal özelliklerinin gerçeğe uygun olmaması, gerilimölçer kuvvet analiz yönteminde sadece gerilimölçerlerin yapıştırıldığı bölgelerde ölçüm yapılabilmesi gibi nedenlerden dolayı SESA yöntemi daha avantajlıdır (O'Grady, Sheriff, & Likeman, 1996; Verdonshot ve ark., 2001). Bu avantajlar nedeniyle çalışmamız SESA yöntemi ile gerçekleştirilmiştir.

Diş hekimliğinde SESA sayesinde cismin 2 veya 3 boyutlu analizi yapılabilmektedir (Adıgüzel, 2010). İki boyutlu yöntem kullanılarak yapılan modellemelerde, elemanlar sadece alana sahipmiş gibi değerlendirilir ve derinlik boyunca olacak değişimler göz önüne alınmaz. Üç boyutlu modellemelerde elemanlar bir hacime sahip olarak değerlendirilir ve her yöndeki değişimler incelenir (Darendeliler Yaman, 1995). Her iki analiz yöntemi de diş hekimliğinde kullanılabilir, fakat materyallerin çeşitliliği, kompleks yapısı ve üç boyutlu morfolojisi göz önüne alındığında birçok çalışmada iki boyutlu SESA yetersiz kalmaktadır. Üç boyutlu SESA karmaşık yapıların simülasyonu için daha uygundur fakat daha fazla mühendislik bilgisi gerektirmektedir. Biyolojik yapıda düzensiz yüzeyler ve olası boşluklar modelleme yapmayı zorlaştırır. İki yöntem arasında; analiz yapılacak yapının kompleksliği, gereken analizin tipi ve beklentilere göre seçim yapılır (Moeen ve ark., 2014; Ramoğlu & Oğuz, 2014). Üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizleri uzaydaki stres dağılımlarını çok daha gerçekçi ve detaylı bir biçimde simüle ettiğinden, çalışmamızda üç boyutlu SESA yöntemi kullanılmıştır.

Literatürlerde uygulanan yükleme şekline göre iki tip SESA yöntemi mevcuttur. İmplant destekli rehabilitasyonların fonksiyonel aktiviteleri sırasında dinamik ve statik

kuvvetler oluşmaktadır. Çalışmamızın analizinde birçok çalışmada olduğu gibi (Akca & Iplikcioglu, 2002; Cenkoglu ve ark., 2019; de Souza Batista ve ark., 2017; Lemos ve ark., 2018; Lemos ve ark., 2018) statik SESA yöntemi tercih edilmiştir.

Doğrusal olmayan (non-linear) sonlu elemanlar stres analizi, uygulanan kuvvetin kemik gibi stres aktarımı orantılı olmayan yapılarda (Cochran, 2000) doğrusal bir statik modelle çözülemeyen yapılar içindeki gerilim ve gerinim dağılımını tahmin etmek için giderek daha güçlü bir yaklaşım haline gelmiştir (Wakabayashi, Ona, Suzuki, & Igarashi, 2008). Çalışmamızda analizi kolaylaştırmak adına implantların biyomekanik analizini inceleyen birçok çalışmada olduğu gibi (Akca & Iplikcioglu, 2002; Cenkoglu ve ark., 2019; de Souza Batista ve ark., 2017; Lemos ve ark., 2018) lineer statik SESA yöntemi kullanılmıştır.

SESA yöntemi yaklaşık sonuçlar veren bir yöntem olmakla birlikte analizde daha fazla eleman sayısı ve düğüm noktası kullanılarak ve modeldeki ağ yapısı küçültülerek doğruluğu geliştirilebilmektedir (Zampelis, Rangert, & Heijl, 2007). Yapmış olduğumuz çalışmada modeller 1 303 231 ve 2 279 497 arasında eleman sayısı, 256 612 ve 432 284 arasında düğüm noktası üzerinden yürütülmüştür (Tablo 3.4). Literatürdeki çalışmalarla (Arinc, 2018; Asar & Burgaz; Zampelis ve ark., 2007) kıyaslandığında çalışmamızda eleman ve düğüm sayısının çok daha fazla olduğu görülmektedir. Bu durum araştırmamızın hassasiyetini ve gerçek değerlere yakınlığını göstermektedir.

SESA'nın birçok avantajının yanı sıra çok karmaşık modellerin oluşturulması bir dezavantajdır. Nihai sonucu etkileyen çözümü mümkün kılmak için bazı basitleştirmeler ve varsayımlar yapılmaktadır (Geng ve ark., 2001). Bu varsayımlar model geometrisi (Korioth & Versluis, 1997), malzeme özellikleri (Korioth & Versluis, 1997), uygulanan

sınır koşulları (Korioth & Versluis, 1997) ve kemik-implant arayüzünü (Van Oosterwyck ve ark., 1998) içermektedir.

Diğer birçok çalışmada olduğu gibi (Akca & Iplikcioglu, 2002; Almeida ve ark., 2015; Arinc, 2018) çalışmamızda modellerdeki üst çene kortikal ve trabeküler kemiklerin homojen, izotropik ve doğrusal elastik; implantların kemiğe %100 ossointegre olduğu varsayılmıştır. Gerçekte kemik malzemesi özellikleri homojen ve doğrusal değil, anizotropiktir. Ayrıca implant ile kemik arasındaki arayüz dinamiktir (Ladd & Kinney, 1998). Materyal izotropik olarak kabul edildiğinde materyal özellikleri her doğrultuda aynıdır. Bundan dolayı yalnızca elastik modülü ve poisson oranı olmak üzere iki bağımsız materyal sabiti mevcuttur (Geng ve ark., 2001; Lewinstein, Banks-Sills, & Eliasi, 1995). Çalışmamızda analizi yapılan materyallerin elastik modülleri ve poisson oranları literatürlere bağlı kalınarak belirlenmiştir (Akca & Iplikcioglu, 2002; Alencar ve ark., 2017; Himmlova ve ark., 2004; Sevimay ve ark., 2005).

Metal destekli porselen restorasyonlar başarılı uzun dönem sonuçları nedeniyle günümüzde hala tercih edilmekte ve metal destekli porselen restorasyonlar ‘altın standart’ olarak kabul edilmektedir (Ertürk, Çömlekoğlu, Çömlekoğlu, & Güngör, 2015). Bu nedenle çalışmamızda implant üstü protez tipi olarak krom-kobalt alaşımı (Wiron 99; Bego, Bremen, Almanya) destekli feldspatik porselen (Ceramco II; Dentsply, Burlington, ABD) kullanılmıştır. Kuronlar modellenirken boyutların gerçekçi olması için Wheeler’ın Diş Anatomi Atlası’ndan (Wheeler, 1969) faydalanılmıştır. Daimi implant simanı olarak çok üyeli restorasyonlar için oldukça uzun çalışma zamanı sağlaması ve taşan simanın implant yüzeyi çizilmeden temizlenmesine izin vermesinden dolayı implant restorasyonlarının daimi simantasyonu için önerilen, çinko fosfat siman çalışmamızda siman materyali olarak tercih edilmiştir. Çinko fosfat simanın 25 µm kalınlığında

olduğunda, iyi derecede baskı ve çekme direnci gösterdiği bildirilmiştir. (Misch, & Kutay, 2009). Bu nedenle Co-Cr altyapı ile abutmentler arasında çinko fosfat simanı temsil eden siman aralığı diğer çalışmalarda olduğu gibi 25 µm kalınlığında homojen bir tabaka olarak modellenmiştir (Silva ve ark., 2014; Silva ve ark., 2015).

Maksimum ısırma kuvveti, bireylere ve dental arkın farklı bölgelerine göre değişkenlik göstermektedir (Helkimo, Carlsson, & Helkimo, 1977; Van Eijden, 1991). Maksimum ısırma kuvveti, destek dokuların kuvveti tolere etme kapasitesine ve kuvvet ölçümleri sırasında hastanın mental durumuna da bağlıdır (Carlsson, 1974). Temel olarak statik kuvvet ölçümlerine dayanan mevcut kanıtlar, ortalama ısırma kuvvetinin yetişkin erkeklerde 100-150 N olduğunu ve erkeklerin kadınlardan daha yüksek ısırma gücüne sahip olduğunu göstermektedir (Helkimo ve ark., 1977). Bu değerler göz önüne alınarak çalışmamızda birçok çalışmada olduğu gibi oklüzal yük her bir kurona oblik yönde 100 N olarak uygulanmıştır (Baggi ve ark., 2008; Sagat, Yalcin, Gultekin, & Mijiritsky, 2010).

Oklüzal kuvvetler, normal bir çiğneme işlemi sırasında genellikle dişler üzerinde aksiyel olmayan bir yük oluşturur. Juodzbaly ve ark. (Juodzbaly, Kubilius, Eidukynas, & Raustia, 2005), yaptıkları araştırmada, % 85'e kadar değişebilen stres seviyelerini belirlemede yükleme yönünün önemli bir rol oynadığını bulmuştur (Tang ve ark., 2012). Sonlu elemanlar analizini dental implantlara uygularken; oblik yük, aksiyel kuvvetler ve yatay kuvvetlerin (moment oluşturan yükler) bileşke yükü olduğu için ve aksiyel kuvvetlere göre daha fazla stres oluşturduğu gösterildiğinden daha gerçekçi bir oklüzal yükü temsil etmekte ve belirli bir kuvvet için, kortikal kemikte en yüksek lokalize strese neden olmaktadır (Holmgren ve ark., 1998). Bu nedenle statik yük çalışmalarında, daha gerçekçi bir modelleme elde etmek için çalışmaya oblik oklüzal kuvvetlerin dahil

edilmesi gerektiği belirtilmiştir (Geng ve ark., 2001). Bu bilgiler doğrultusunda çalışmamızda kuvvet oblik yönde uygulanmıştır.

Lekholm ve Zarb'ın kemik yoğunluğu sınıflamasına göre posterior maksillada Tip 3 ve 4 kemik kalitesi en yaygındır (Zarb & Albrektsson, 1985). Bu nedenle çalışmamızda posterior maksilla için Tip 3 1mm kalınlığında ince kortikal kemikle çevrili (Cinar & Imirzalioglu, 2016; Sevimay ve ark., 2005) yoğun trabeküler kemik tipi modellenmiştir. Orta derecede atrofik maksillayı temsil edecek şekilde maksiller sinüsün altında kalan vertikal kemik miktarı 8 mm'den az olarak modellenmiştir.

Diş kaybını takiben maksiller sinüsün pnömatizasyonu ile birlikte maksiller posterior kemik atrofisi, optimum uzunlukta implantların yerleştirilmesini engellemektedir (Kan, Rungcharassaeng, Kim, Lozada, & Goodacre, 2002). Posterior maksillada yetersiz dikey kemik yüksekliği olan olgularda sınırlı kemik mevcudiyetini yönetmek ve implant destekli sabit bir protez uygulamak için farklı prosedürler tanımlanmıştır (Friberg, Gröndahl, Lekholm, & Brånemark, 2000). Bunlar; sinüs elevasyon prosedürü, sinüs elevasyon prosedürü için sınırlayıcı durumların varlığında kısa implant (Atieh ve ark., 2012) ve distal kanat uygulamalarıdır (Friberg ve ark., 2000).

Kısa implantların avantajları arasında ek cerrahi işlemlerden kaçınma, daha kolay tedavi planlaması, daha kısa tedavi süresi, daha az komplikasyon olasılığı ve daha düşük maliyet vardır (Esposito ve ark., 2015; Thoma ve ark., 2015).

Önceden yapılan araştırmalar kısa implantlar için standart uzunlukta implantlara göre biraz daha düşük hayatta kalma oranları göstermesine rağmen (Chan, Närhi, de Baat, & Kalk, 1998; Sennerby & Roos, 1998), son yıllarda yapılan araştırmalar kısa implantların kullanımını desteklemektedir (Al-Johany, 2019; Annibali ve ark., 2012). Daha yüksek primer stabilite ve daha fazla kemik-implant teması garanti eden implant

tasarımı ve yüzey özelliklerindeki iyileşmelerin yanı sıra; cerrahi protokollerin ve protetik restorasyonların detaylandırılmasının, kısa implantların klinik performans oranlarını artırdığı tahmin edilmektedir (Annibali ve ark., 2012).

Annibali ve arkadaşları 3 yıllık takip ile 3848 hastaya uygulanan 6193 tane <10 mm kısa implantların hayatta kalma oranını % 99,1 biyolojik başarı oranını % 98,8 ve biyomekanik başarı oranını ise % 99,9 olarak bildirmişlerdir (Annibali ve ark., 2012).

Al-Johany ise yaptığı çalışmada maksilla ve mandibulanın dişsiz posterior bölgelerine yerleştirilen ≤ 6.5 mm kısa dental implantların, protetik yüklemeden sonraki 12 aylık takibi sonucu kısa implantların geleneksel uzunluktaki implantlara benzer sağ kalım oranlarına (% 96.45) sahip olduğunu göstermişlerdir (Al-Johany, 2019).

Lemos ve ark.ları ise yaptıkları meta-analiz çalışmasının sonucuna göre uzunluğu 8 mm'den az olan kısa implantların, standart implantlara kıyasla başarısızlıklara karşı daha büyük riskler sundukları için dikkatli kullanılması gerektiğini rapor etmişlerdir (Lemos, Ferro-Alves ve ark., 2016).

Kısa implantları içeren protez rehabilitasyonlarında uygun olmayan kısa implant uzun kuron boyu varlığındaki orantısız protetik restorasyonların, marjinal kemik kaybı üzerinde potansiyel bir etkiye ve azalmış implant sağ kalım oranı ile zayıf biyomekanik davranışa neden olabileceği öne sürülmüştür (Blanes, Bernard, Blanes, & Belser, 2007). Bununla birlikte posterior maksilla ve mandibulada 63 hastaya uygulanan 128 adet ≤ 8.5 mm kısa implantın hayatta kalma oranı ve marjinal kemik kaybına etkisinin incelendiği bir çalışmada; posterior bölgelerdeki kısa implantlarda implant destekli protezlerin kuron implant oranı ile marjinal kemik kaybı arasında ilişki bulunamamıştır (Anitua ve ark., 2015).

Birdi ve ark.'nın, kısa implantlarla (5,7 veya 6,0 mm uzunluk) desteklenen 309 tek diş restorasyonunun kuron/implant oranlarının, kemik-implant ilk temas seviyeleri üzerindeki etkisini değerlendirdikleri çalışmada, iki değişken arasında anlamlı bir ilişki bulunamamıştır (Birdi ve ark., 2010).

Biyomekanik açıdan, orta derecede atrofik maksiller sinüs bölgesinde kısa geniş bir implantın davranışının olumlu olduğu ve normal sinüs bölgesindeki standart implantın davranışına benzediği gösterilmiştir (Li ve ark., 2012). Çalışmalar orta derecede atrofik maksillada 7.0 mm'lik bir implant uzunluğu için 5.0 mm implant çapının nispeten optimum seçim olduğunu vurgulamaktadır (Demenko ve ark., 2019; Li ve ark., 2012). Bu araştırmalar ışığında çalışmamızda Tip III kemiğe sahip orta derecede atrofik maksillanın modellenmesinde birinci molar (1M) diş bölgesine 7 mm uzunluğunda ve 5 mm çapında implantlar kullanılmıştır. Premolar dişler bölgesine daha önceki çalışmalarla uyumlu olarak posterior maksillada premolar dişler bölgesinde yerleşime uygun boyutlar olarak belirlenen 13 mm boyunda ve 4,3 mm çapında implantlar kullanılmıştır (Abi-Aad, Daher, Baba, Cordioli, & Majzoub, 2019; Olate, Lyrio, de Moraes, Mazzonetto, & Moreira, 2010).

Kısa implantlar için uygun protetik tedavi yönteminin seçimi, implantların uzun vadeli stabilitesini korumak için başka kritik bir faktördür. Farklı protez retansiyon tipleri, splintleme ve kanat uzantıları implant destekli sabit protezleri rehabilite etmek için alternatif protetik tedavi yöntemleridir (Clelland ve ark., 2016; Toniollo, Macedo, Pupim, Zapparoli, & da Gloria Chiarello de Mattos, 2017). Protetik implant tedavisi planlamasında, farklı protetik yöntemler göz önünde bulundurularak mekanik ve biyolojik komplikasyon olasılığı estetik sonuç, finansal kaygılar, gibi birçok faktörle ilişkilendirilmelidir (De Boever ve ark., 2006).

İmplant destekli restorasyonlar vidalı, siman tutuculu veya her ikisinin kombinasyonu şeklinde olabilir (Chaar, Att, & Strub, 2011). Hangi retansiyon sisteminin kullanılacağına genel olarak tasarlanan işleme göre her bir sistemin avantaj ve dezavantajları göz önünde bulundurularak planlama aşamasında karar verilmelidir (da Rocha, Freitas, & de Morais Alves da Cunha, 2013). Bu bağlamda, klinisyenin kişisel tercihi de tutucu sistemi seçimini etkileyebilmektedir (Taylor ve ark., 2000).

Vida ve siman tutuculu protezlerin seçiminde özellikle pasif uyum, marjinal adaptasyon kalitesi, retansiyon, oklüzal faktörler, estetik, restorasyonun çıkarılabilirliği, üretim kolaylığı, maliyetler, kemik seviyesinin korunması, dişeti sağlığı ve sağ kalımı gibi hususlardaki avantajları ve dezavantajları araştırmacıların dikkatini çekmiştir (de Brandao, Vettore, & Vidigal Junior, 2013; J. Nissan, Narobai ve ark., 2011; Sherif, Susarla, Hwang, Weber, & Wright, 2011). Bununla birlikte kısa implant ve standart implantların aynı restorasyonda birlikte kullanımında vida tutuculu ve siman tutuculu protezlerin periimplant dokularda, implantlarda ve abutmentlerde oluşturduğu stresler araştırılmamıştır ve çalışmamızın cevap aradığı konulardan biri de budur.

Araştırmamızda implantların retansiyon tipi, lokalizasyonu ve restorasyonların splintli olup olmamasına bağlı olmaksızın implantlardaki maksimum Von Misses, gerilme ve sıkışma stresi dağılımlarının diğer çalışmalarda olduğu gibi (Akca & İplikcioglu, 2002; Asar & Burgaz; Baggi ve ark., 2008; İplikçioğlu & Akça, 2002) implantların boyun bölgelerinde yoğunlaştığı saptanmıştır. Araştırmamızda kullandığımız Von Misses stres değerleri çekilebilir materyallerin deformasyon başlangıcını göstermektedir. Bu nedenle bu değerler çekilebilir bir materyal olan implantlarda oluşan gerilmeleri yorumlamak için önemlidir. Von Misses stres değeri implant materyalinin 550 Mpa olan akma gücünü (yield strength) aştığında başarısızlık

ortaya çıkmaktadır (İplikçioğlu & Akça, 2002). Çalışmamızda elde ettiğimiz vidalı ve simante tüm restorasyonlarda bu değerler 550 MPa altında bulunmuştur.

Bulgularımızda vida tutuculu modellerdeki implantlarda siman tutuculu modellerdeki implantlara oranla daha düşük Von Misses stres değerleri saptanmıştır. Rijit yapılarından dolayı vidalı protezlerin bükülme eğilimleri simante protezlerdekinden daha düşüktür (Alencar ve ark., 2017). Simante restorasyonların bükülme momentlerinin fazla olmasından dolayı implant boynuna daha fazla yük aktarıldığı Nissan ve ark. tarafından (Nissan, Ghelfan, Gross, & Chaushu, 2010) rapor edilmiştir. Çalışmamızda vida tutuculu modellerde daha düşük, simante sistemlerde ise daha yüksek stres değerlerinin elde edilmesinin vidalı sistemlerin bükülme eğiliminin daha düşük olmasından, vidalı sistemin stresleri daha homojen dağıtmasından ve simante protezlerin eğilme momentlerinden dolayı implant boynuna daha fazla yük aktarmasından kaynaklanabileceğini düşünmekteyiz.

Çalışmamızda vida tutuculu modellerde implantların aksine abutmentlerde daha yüksek Von Misses stres değerleri ölçülmüştür. İmplant destekli restorasyonlarda en sık görülen teknik başarısızlık, vidanın gevşemesi veya kırılması olarak bildirilmiştir (Nissan ve ark., 2011; Sailer ve ark., 2012; Chaar ve ark., 2011). Teknik açıdan değerlendirildiğinde, vida tutuculu sistemlerde porselen çatlakları ve vida gevşemesi daha sık görülmektedir (Zarone, Sorrentino, Traini, Di Iorio, & Caputi, 2007; Freitas ve ark., 2011). Vidalı sistemlerde görülen bu başarısızlıkların abutmentlerdeki stres değerlerinin daha fazla olmasıyla ilişkilendirilebileceğini düşünmekteyiz. Tuzlalı ve ark.'nın çalışmasında mevcut çalışmamızda olduğu gibi simante sistemle karşılaştırıldığında vidalı sistemin abutmentte daha fazla Von Misses stres değeri oluşturduğu rapor edilmiştir (Tuzlalı ve ark., 2018). Araştırmacılar siman varlığının abutment ve implant

ara yüzünde streslerin bir dağıtıcısı olarak hareket ettiğini bildirmişlerdir (Guichet, Caputo, Choi, & Sorensen, 2000; Karl, Taylor, Wichmann, & Heckmann, 2006; Pietrabissa, Gionso, Quaglini, Di Martino, & Simion, 2000). İmplant destekli sabit protetik restorasyonlarda fonksiyon sırasında oluşan stresler, protetik restorasyonlar vasıtasıyla implant ve çevre destek dokulara iletilir. Bu durum göz önünde bulundurulduğunda çalışmamızda siman tutuculu restorasyonların abutmentlerindeki Von Misses streslerin daha az değerlerde saptanmasının nedeninin abutmentle protez yapısı arasında ayırıcı yüzey olan siman tabakasının stresleri dağıtması olabileceği düşünülmektedir.

Principal stres değerleri kortikal kemik gibi kırılğan materyaller için kullanılmaktadır. Kortikal kemiğin gerilme (tensile veya çekme) dayanımı 100 Mpa, sıkışma (compressive veya basma) dayanımı ise 173 Mpa'dır (Reilly & Burstein, 1975). Elde ettiğimiz sonuçlara göre restorasyonların tamamında kortikal kemikte meydana gelen gerilme ve sıkışma kuvvetleri bu principal stres değerlerinin altında saptanmıştır. Kortikal ve trabeküler kemiğin her ikisinde de genel olarak en düşük gerilme ve sıkışma stres değerleri implantların boyun çevresi bölgesinde siman tutuculu modeller için saptanmıştır. Araştırmalar siman tabakasının altyapıdaki ara yüz uyumsuzluklarını doldurabileceğini ve bu şekilde kemik-implant-restoratif sistem boyunca yükün eşit dağılımına yardımcı olabileceğini belirtmişlerdir (Guichet, Caputo, Choi, & Sorensen, 1994; Kim, Jacobson, & Nathanson, 1999). Çalışmamızda siman tutuculu protezlerde peri-implant kemikte genel olarak daha düşük stres değerlerinin ölçülmesinde, siman varlığının amörtisör görevi görerek peri-implant kemiğe gelen stresleri azaltmasının etkili olduğu düşünülmektedir.

Kortikal ve trabeküler kemikte peri-implant kemikte vidalı restorasyonlarda stres değerlerinin simante tip restorasyonlara göre daha fazla olması bakımından elde ettiğimiz sonuçlar literatürdeki diğer mekanik çalışmalarla uyum göstermektedir (Guichet ve ark., 2000; Karl ve ark., 2006; Pellizzer ve ark., 2010). Bununla birlikte tüm bu çalışmaların ortak özelliği fotoelelastik model ve/veya gerinim ölçer analiziyle yapılmış olmalarıdır. Literatür incelendiğinde, bizim çalışmamızla benzer şekilde vidalı ve simante retansiyonlu implant üstü sabit restorasyonlarda stres dağılımını karşılaştıran ve SESA yöntemini kullanan sadece birkaç çalışma bulunmuştur.

Tuzlalı ve ark.'nın (Tuzlalı ve ark., 2018) simante ve vidalı sistemlerin biyomekanik özelliklerini SESA yöntemi ile değerlendirdikleri çalışmalarında, 2 mm kortikal ve 1 mm trabeküler kemiğe sahip olacak şekilde modellenen mandibulanın 1. molar diş bölgesine 3 mm çapında, 8 mm uzunluğunda, konik yapılı internal bağlantılı implant kullanılmıştır. Simante ve vidalı olmak üzere iki farklı tasarımda hazırlanan abutmentlerin monolitik zirkonya üst yapılı kuronlarına 300 N'luk oblik kuvvet (x, y ve z düzlemde 30°) uygulanmıştır. Çalışmalarının sonucunda her iki modelde de en yüksek principal stres değerlerinin implantların boynu etrafında yoğunlaştığı, kortikal kemikte maksimum principal stres değerinin, implant ve abutmentte ise maximum Von Misses değerinin vidalı sistemlerde görüldüğü rapor edilmiştir. Trabeküler kemikte ise principal stres değerleri vidalı ve simante sistemlerde birbirine yakın olduğu saptanmıştır. Vidalı ve simante sistemlerin peri-implant dokularda oluşturduğu stres değerleri ve dağılımları ise benzer olarak kabul edilmiştir. Her ne kadar çalışmamız birçok açıdan bu çalışmadan farklılık göstermekle birlikte vidalı sistemlerdeki abutmentlerde daha yüksek stres görülmesi, her iki modelde en yüksek principal stres değerlerinin implantların boynu etrafında yoğunlaşması ve peri-implant kemikte oluşan stres değerlerinin ve

dağılımlarının benzer kabul edilebilir olması noktalarında bu çalışmadaki sonuçlarla paralellik göstermektedir.

Alencar ve ark. (Alencar ve ark., 2017) çalışmalarında mandibulada 34, 35, 36 nolu diş bölgelerinde siman tutuculu veya vida tutuculu mezial veya distal kanatlı sabit implant destekli protezlerin peri-implant kemikte ürettikleri stresi SESA yöntemi ile karşılaştırmışlardır. Çalışmalarında external hexagon bağlantılı 4.0×10 mm boyutunda silindirik implantlar, implant platformu kemik kreti yüksekliğinde konumlandırılarak yerleştirilmiştir. Çalışmanın sonucunda bizim çalışmamızdan farklı olarak kanatın mesial veya distal olarak yerleştirilmiş olmasına bakılmaksızın vidalı sabit protezlerin peri-implant kemik üzerinde daha az stres oluşturduğu bildirilmiştir. Bu çalışmanın mandibulada yapılmış olması, çalışmada external hexagon bağlantılı implantların kullanılması, nonlinear (doğrusal olmayan) bir SESA yöntemi ile analizin yapılması, peri-implant kemikteki pik stres değerlendirmelerinin Mohr-Coulomb kriterine göre yapılmış olması, implant çaplarının ve boylarının araştırmamızdan değişiklik göstermesi çalışmanın sonucunun çalışmamızdaki periimplant kemik bulgularıyla farklılığını açıklayabilir.

Silva ve ark. (Silva ve ark., 2015) üç boyutlu doğrusal olmayan SESA yöntemi kullanarak implant destekli vida veya siman tutuculu protezlerin kemik-implant ara yüzlerindeki stresleri ve yer değiştirmeleri karşılaştırmışlardır. Mandibular 2.premolar ve 2.molar diş bölgesinde 4.3×13 mm implantlarla desteklenen üç üyeli metal destekli vidalı veya siman tutuculu porselen restorasyonlara vertikal ve oblik yönde (bukkolingual yönde 45°) her bir protezin oklüzal bölgelerine 100 N yük uygulanmıştır. Çalışmalarının sonucunda tensile (çekme) stresleri karşılaştırıldığında, her iki yükleme dikkate alındığında modeller arasında stresin pik değerleri arasındaki fark sadece % 2 olması

nedeniyle herhangi bir protezin üstünlüğü görülmemiştir. Sıkışma streslerini karşılaştırdıklarında ise vertikal ve oblik yüklemde vida tutuculu protezin siman tutuculu proteze göre %28 daha fazla stres pik değeri gösterdiği saptanmıştır. Bu çalışmada olduğu gibi bizim çalışmamızda da siman tutuculu modellerin sıkışma stres değerleri vida tutuculu modellere göre daha düşük düzeyde saptanmıştır ve bu noktada bu araştırma ile uyum göstermektedir.

Kısa implantlar için uygun biyomekanik faktörleri belirlemeye çalışan birçok araştırmacı splintli veya tek üyeli restorasyonların kısa implantların biyomekanigi üzerindeki etkisini incelemiştir (Amid, Rasoolzadeh, Motlagh, Dehnavi, & Kadkhodazadeh, 2017; Clelland ve ark., 2016; Lemos ve ark., 2018; Yilmaz, Mess, Seidt, & Clelland, 2013; Yilmaz, Seidt, McGlumphy, & Clelland, 2011). Aksiyel olmayan ve aşırı mekanik yükün etkisinin üstesinden gelmek için kısa implantların diğer implantlarla splintlenmesinin alınacak önlemlerden biri olduğu bildirilmiştir (Behnaz, Ramin, Abbasi, Pouya, & Mahmood, 2015; Hauchard ve ark., 2011). Bazı yazarlar biyomekanik riskleri azaltmak için kısa implantların daha uzun implantlarla splintlenmesini önermişlerdir (Pellizzer ve ark., 2015). Bu durumun maksiller posterior bölgeye yerleştirilen kısa implantların hayatta kalma oranının artmasına katkıda bulunabileceği düşünülmüştür (Mendonca, Francischone, Senna, Matos de Oliveira, & Sotto-Maior, 2014). Bununla birlikte, bazı çalışmalar splintli protezlerin, splintsiz protezlere kıyasla stres dağılımını etkilemediğini bildirdiği için fikir birliğine varılamamıştır (Nissan ve ark., 2010; Burak Yilmaz ve ark., 2013). Ayrıca, implant destekli protezlerde kullanılan kuronların boyutu, kuronların splintli olup olmadığına bağlı olarak, özellikle kısa implantlar için, kaldıraç ve moment kuvvetlerini etkileyebilmektedir (Verri, de Souza Batista, Santiago Jr, de Faria Almeida, & Pellizzer, 2014).

Çalışmamızda implantlardaki en düşük Von Misses stres değerleri hem simante hem de vidalı sistemler için de standart ve kısa implantların birbirine splintlendiği modellerde ölçülmüştür. Bu bulgu splintlenen implantlarda daha düşük stres değerlerinin saptandığı diğer çalışmalarla uyumluluk göstermektedir (Bal ve ark., 2013; Hasan, Bourauel, Keilig, Stark, & Lucknerath, 2015; Lemos ve ark., 2018; Menani, Tiossi, de Torres É, Ribeiro, & de Almeida, 2011; Pellizzer ve ark., 2015). Lemos ve ark. (Lemos ve ark., 2018) splintli kuronların diğer implantlarla stresi paylaşmadaki avantajını, bileşenlerin rijit birleşimi ile açıklamışlar ve böylece implantlar arasında stres dağılımını mümkün kıldığını ifade etmişlerdir.

Çalışmamızda splintli modellerdeki vida ve siman tutuculu standart implantların abutmentlerinde de splintli olmayanlara göre daha düşük stres değerleri görülmüştür. Hasan ve ark.'nın (Hasan ve ark., 2015) mandibulanın kanin ve 2. molar diş bölgesine yerleştirilen 4.1×11 mm implantların çevresindeki altyapı materyallerinde, implantlarda, kortikal ve trabeküler kemikte oluşan stres ve gerinimleri SESA yöntemi ile inceledikleri çalışmalarında bizim sonuçlarımızdan farklı olarak splintli implantların abutmentlerinde daha düşük stres değerleri saptamışlardır. Aynı şekilde Lemos ve ark.'da (Lemos ve ark., 2018) posterior maksillada 4.0 mm çapında farklı uzunluklarda üç Morse konik implant kullanarak, üç üyeli splintli ve splintsiz simante protezler için implantlar/bileşenler ve kemik dokusundaki stres dağılımını SESA kullanarak değerlendirdikleri çalışmalarında oblik yükleme sonucunda splintli protezlerde implant ve abutmentlerde daha düşük stres değerleri ölçmüşlerdir. Her ne kadar çalışmamızda splintli modellerin 1M bölgesindeki kısa implantlarının abutmentlerinde splintli olmayanlara göre daha yüksek stres değerleri saptanmış olsa da splintli modellerdeki 1PM ve 2PM bölgesindeki standart implantların abutmentlerindeki stres değerlerinin oldukça düştüğü görülmektedir. Bu duruma neden

olarak splintli olmayan modellerdeki standart implantların abutmentlerindeki yüksek streslerin splintleme ile üç implant arasında paylaşılması sonucu splintlenen modellerde kısa implantların abutmentlerinin daha fazla strese maruz kaldığı ve bir miktar streslerinin arttığını düşünmekteyiz

Araştırmamızda hem vida tutuculu ve hem de siman tutuculu restorasyonlarda splintlemenin kuronların marjinal kenarlarında oluşan stresi azalttığı görülmüştür. Bunun nedeninin kuronlar splintlendiğinde makaslama kuvvetlerinden ziyade baskı kuvvetlerine maruz kalması olduğu düşünülmektedir (Misch, & Kutay, 2009). Splintlenmeyen modellerle kıyaslandığında splintleme siman tutuculu restorasyonlarda vida tutuculu restorasyonlara göre stresin daha fazla azalmasına neden olmuştur. Bunun sebebinin siman tabakasının stresleri bir miktar absorbe etmesi sebebiyle olduğu düşünülmektedir. Nissan ve ark.'nın (Nissan ve ark., 2010) splintli ve splintlenmeyen siman tutuculu restorasyonların stres analizini yaptıkları çalışmalarında çalışmamızla uyumlu olarak splintli olmayan tek kuronların restorasyon kenarlarında daha fazla stres saptanmıştır.

Çalışmamızın sonuçlarına göre splintleme vidalı ve simante modellerdeki standart implantları çevreleyen kortikal kemikte daha düşük gerilme ve sıkışma stres değerleri oluşumuna neden olmuştur. Bununla birlikte molar bölgedeki kısa implantlarda gerilme ve sıkışma stres değerleri ve dağılımları splintlenen modellerde bir miktar artmıştır. Bu artışın standart implantları çevreleyen kortikal kemikte oluşan streslerin bir miktarının splintleme aracılığıyla kısa implantlara aktarılmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Her ne kadar splintlenen kısa implantları çevreleyen kortikal kemikte daha fazla stres artışı gözlene de standart implantlarla kıyaslandığında tüm modellerde kısa implantları çevreleyen kortikal kemikte daha az stres oluşmuştur. Daha yüksek implant başarısızlığı riski sergileyen maksiller posterior bölgede daha büyük bir oklüzal

tablaya sahip splintli implant kuronların daha iyi bir stres dağılımı sağlayabileceği gerekçesiyle önerilmektedir (Lemos ve ark., 2018; Misch ve ark., 2006). Böylece abutment ve/veya vida gevşeme veya kırılması riski oranlarına (Pellizzer ve ark., 2015) ek olarak kortikal kemikteki rezorpsiyon riskinin de azalacağı düşünülmektedir (Mendonca ve ark., 2014). Bu bağlamda kısa implantlar üzerindeki dört tüberkülle birlikte daha geniş bir oklüzal tabla oluşumunun streslerin dağılımını katkı sağladığı düşünülmektedir. Trabeküler kemikte ise splintli olan modellerde (vidalı ve simante modellerdeki kısa implantlarda sıkışma stres değerleri hariç) splintli olmayan modellere göre daha düşük gerilme ve sıkışma stres değerleri ölçülmüştür.

Splintleme ile birleşen kuronlar daha rijit bir yapı oluşturduğu için implantlar arasında stres paylaşımına yardımcı olmaktadır. Çalışmamızdaki standart implantlarda Von Misses ve kortikal kemikteki gerilme ve sıkışma streslerinin bu nedenle azaldığını düşünmekteyiz. Sonuçlarımız standart implantlarla splintlenmiş kısa bir implant kombinasyonunun kısa implant için biyomekanik bir avantaj yaratmadığını göstermektedir. Bununla birlikte splintlenen modellerde standart implantlara gelen streslerin oldukça azaldığı, kısa implantlardaki stres artışının göz ardı edilecek düzeyde olduğu ve bu durumun restorasyonun hayatta kalma süresini artıracaklarını düşünmekteyiz.

Amid ve ark.'nın (Amid ve ark., 2017) SESA yöntemi ile posterior mandibulada splintli standart ve kısa implantların kullanımının kemikte oluşturduğu stres ve gerinimi değerlendirmek amacıyla yaptıkları çalışmalarında dişsiz bölgenin mezial ve distalinde birer implant aralarında gövde olacak şekilde beş farklı varsayımsal modelleme yapılmıştır. Model 1 krestal seviyede yerleştirilmiş iki splintli standart implanttan, Model 2 krestal seviyede yerleştirilmiş bir standart ve bir kısa implanttan, Model 3 subkrestal seviyede yerleştirilmiş splintli bir standart ve bir kısa implanttan, Model 4 krestal

seviyede yerleştirilmiş iki splintli kısa implanttan, Model 5 subkrestal seviyede yerleştirilmiş iki splintli kısa implanttan oluşturulmuştur. Çalışmalarının sonucunda kortikal kemikteki en düşük stres iki splintli kısa implantın krestal seviyede yerleştirildiği Model 4 için saptanmış ve kısa implantları splintleyerek oblik yükler altında peri implant kemikte daha iyi bir stres dağılımı sağlanabileceği bildirilmiştir. Çalışmamızla uyumlu olarak standart bir implantla splintlenmiş kısa bir implant kombinasyonunun biyomekanik bir avantaj sağlamadığı ifade edilmiş ve trabeküler kemikte splintli standart implantların minimum strese maruz kaldığı saptanmıştır.

Lemos ve ark. (Lemos ve ark., 2018) posterior maksillada 4.0 mm çapında 10, 8.5, 7 mm olmak üzere üç farklı uzunluklarda morse konik implant kullanıldığında üç üyeli splintli ve splintsiz simante protezler için implantlar/bileşenler ve kemik dokusundaki stres dağılımını SESA kullanarak değerlendirmişlerdir. Çalışmalarının sonucuna göre oblik yüklemde splintli protezler implant, abutment ve kortikal kemik dokusundaki stresleri azaltarak, stres dağılımını desteklemiştir. İmplant uzunluğundaki azalmalar stres dağılımını etkilememiştir. Çalışmamızda da Lemos ve ark.'nın çalışmasıyla uyumlu olarak splintleme ile implantlarda ve molar abutmentler haricinde abutmentlerde Von Misses stres değerlerinin azaldığı saptanmıştır. Splintleme, vidalı ve simante modellerdeki standart implantları çevreleyen kortikal kemikte de daha düşük gerilme ve sıkışma stres değerleri oluşumuna neden olmuştur. Bununla birlikte çalışmamızda Lemos ve ark.'nın çalışmasından farklı olarak molar bölgedeki kısa implantlarda gerilme ve sıkışma stres değerleri ve dağılımları splintlenen modellerde bir miktar artmıştır. Çalışmamızda molar abutmentlerdeki Von Misses ve molar bölgedeki kısa implantlarda gerilme ve sıkışma stres değerleri açısından Lemos ve ark.'nın

çalışmasından bir miktar farklılık göstermesini morse konik implant bağlantısından ve implant uzunluğundaki farklılıklardan kaynaklanmış olabileceğini düşünmekteyiz.

Meimandi ve ark. (Meimandi, Talebi Ardakani, Amid, Mahmoudi Motlagh, & Beheshti, 2018) çeşitli dağılımlarla posterior mandibulada 4 ve 5 mm çapında, 6 mm uzunluğunda üç kısa implant yerleşiminde splintli ve splintlenmeyen restorasyonların stres değerlerini SESA kullanarak incelemişlerdir. Kuronların oklüzal yüzeylerine vertikal ve 30° oblik olarak 100 N kuvvet uygulanmıştır. Çalışmanın sonucunda oblik kuvvetler varlığında bitişik kısa implantları splintlemenin daha az kortikal ve trabeküler kemik stresi ve gerinimi sağladığı ancak implant çapının artırılmasının implant çevresindeki kemik stresini azaltmadığı bildirilmiştir. Mevcut çalışmamızda ise standart implantlara göre çapı 0.7 mm daha fazla olan molar kısa implantlarda splintleme ile kortikal ve trabeküler kemikteki gerilme ve sıkışma stres değerlerinin bir miktar artmıştır. Bununla birlikte, kısa implantları çevreleyen trabeküler ve kortikal kemikteki stres değerlerinin standart implantları çevreleyen trabeküler ve kortikal kemikten genel olarak düşük olduğu saptanmıştır. Çalışmamızda molar kısa implantlarda bir miktar gerilme ve sıkışma stres değerlerinin artmasının standart implantlarda daha fazla olan gerilme ve sıkışma stres değerlerinin bir miktarının splintleme aracılığıyla kısa implantlara aktarılmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Meiamandi ve ark.'nın çalışmasındaki bulgularla bizim çalışmamızın uyumlu olmamasının nedenini çalışmamızda üç kısa implant yerine bir kısa implantla 4.3 mm çapında 13 mm boyunda ve 5 mm çapında 7 mm boyunda standart implantların splintlenmesi olduğu düşünülmektedir. Bu bulgular aynı zamanda implant çapı ile birlikte implant uzunluğunun da kemikte oluşan stres üzerinde etkili olduğunu göstermektedir.

Yeterli kemik hacminin olmaması, anatomik limitasyonlar ve finansal kısıtlamalar sebebiyle ideal sayıda implant kullanımına izin vermeyen durumlarda alternatif non invaziv diğer çözümler olarak, gövde veya kanat (mezial veya distal) kullanılması önerilmektedir (Harder ve ark., 2011). Kemik hacminin yetersiz olduğu durumlarda, klinisyenler, kemik ogmentasyon prosedürünün gerekip gerekmediğine veya daha basit bir kanat yaklaşımının yeterli olup olmayacağına karar vermelidir (Jivraj & Chee, 2006).

Posterior maksillada üç posterior diş eksik olduğunda otörler eksik her diş için bir implantın kullanılmasını önermektedir (Brägger, Krenander, & Lang, 2005; Jivraj & Chee, 2006; Perdijk, Meijer, Bronkhorst, & Koole, 2011; B. Rangert, Jemt, & Jörneus, 1989). Bununla birlikte bu ideal durum; anatomik, biyolojik ve/veya finansal kısıtlamalar veya planlama perspektifinin başka bir yönü nedeniyle genellikle dental kliniklerin rutininde uygulanmamaktadır. Bu nedenle, genellikle ara elemanı gövde olan, splintli, üç üye ile rehabilite edilen, sadece iki implantın kullanıldığı restorasyonlar tercih edilmektedir (Corrêa, Margonar, Noritomi, & Vaz, 2014).

İplikçioğlu ve Akça (İplikçioğlu & Akça, 2002) üç üyeli posterior sabit protezleri desteklemek için iki implant kullanılıyorsa, çaplarının en az 4,1 mm olması gerektiğini belirtmişlerdir.

Toniollo ve ark.'nın (Toniollo ve ark., 2019) mandibulada üç standart implant içeren splintli implant üstü sabit protezlerle, iki standart implant içeren ara gövdeli sabit protezlerin implantlarda, bileşenlerde ve altyapıların external yüzeylerinde oluşturduğu Von Misses streslerini SESA kullanarak değerlendirdikleri çalışmalarında fazla sayıda implant tarafından desteklenen protezlerde Von Misses streslerinin azaldığı belirtilmiştir. Çalışmamızda 3 implant içeren modellerin implantlarında, abutmentlerinde ve

kuronlarında iki implant içeren modellere göre daha düşük değerlerde Von Misses stres değerleri saptanmış ve bu sonuçlar Toniollo ve ark.'nın çalışmasını desteklemektedir.

İki implant üzerine yapılan kanatlı restorasyonlar Sınıf I kaldırıcı etkisi göstermektedir. Kanat üzerinden uygulanan kuvvetin iki katı, uzaktaki implant üzerinde yerinden çıkarıcı etki oluşturmaktadır. Kanata yakın olan implant ise fulkrum eksenine gibi davranarak kanat üzerinden uygulanan kuvvet ve uzak implanttaki yerinden çıkarıcı kuvvetin toplamı kadar stresi karşılamaktadır. Sonuç olarak kanatlı implant destekli restorasyonlar implantlar üzerindeki kuvveti artırmaktadır. Kuvvet miktarının artışı kanatın uzunluğu, implantlar arasındaki mesafe, kuran yüksekliği, kuvvetin yönü ve arkın pozisyonu ile ilişkilidir (Misch, & Kutay, 2009).

Mezial kanat uygulanabilir bir alternatif olarak kabul görürken, distal kanatın sadece istisnai durumlarda kullanılması gerektiği yönünde görüş birliği bulunmaktadır (Belser ve ark., 2000). İki implanttan oluşan kanatlı protezlerde kanatın distalden çok meziale yerleştirilmesi implant ve bileşenlerine gelen kuvvet miktarını azaltmaktadır (Misch, & Kutay, 2009).

Çalışmamızda iki implanttan oluşan distal kanatlı 1. ve 2. modellerde distal implantların (2PM) abutmentle birleştiği boyun bölgesinde disto vestibüler yüzeyde maksimum Von Misses stres değerleri saptanmıştır. Kanat bölgesine yerleştirilmiş olan 1M kuranın altı doku destekli olduğu için kanata gelen kuvvetlerin, kanatın mezialinde bulunan 2PM bölgesindeki implantlara iletildiği görülmektedir. 2PM bölgesindeki implantlar hem kanattan iletilen yükün büyük bir miktarını hem de kendi üzerlerine gelen yükü taşıdıkları için maksimum stres değerlerini göstermektedir.

İki implanttan oluşan mezial kanatlı 3. ve 4. modellerde ise maksimum Von Misses stres değerleri mezial implantların abutmentle birleştiği boyun bölgesinde mezio

vestibüler yüzeyde saptanmıştır. Kanat bölgesine yerleştirilmiş olan 1PM kuronun altı doku destekli olduğu için kanata gelen kuvvetlerin, 1. ve 2. modellerde olduğu gibi kanatın distalinde bulunan 2PM bölgesindeki implantlara iletiildiği görülmektedir. 2PM bölgesindeki implantlar hem kanattan iletilen yükün büyük bir miktarını hem de kendi üzerlerine gelen yükü taşıdıkları için maksimum stres değerlerini göstermektedir.

Çalışmamızda kanatın mezialde olduğu Model 3 ve 4'te kanatı taşıyan primer implantlardaki streslerin (2PM) kanatın distalde olduğu Model 1 ve 2'deki primer implantlara göre (2PM) daha az değerlerde ve dağılımda olduğu saptanmıştır. Sonuçlarımız mesial kanatla karşılaştırıldığında distal kanat varlığının iletilen kuvvet miktarını artırdığını doğrulamaktadır. Distal kanatlı modellerde 2PM bölgedeki implantlar oklüzal tablası daha fazla olan dört tüberküllü 1.molar kuronu taşıırken mesial kanatlı modellerde 2PM bölgedeki implantlar iki tüberküllü 1PM kuronu taşımaktadır. Distal kanatlar temporomandibular ekleme yakınlığı sebebiyle daha yüksek kuvvetlerle karşılaşmaktadır.

Çalışmamızda distal kanatlı modellerde kortikal kemikteki en yüksek gerilme stres değerleri 1PM implantın çevresindeki meziopalatinal yüzeyinde, sıkışma stres değerleri ise 2PM implantın çevresindeki distovestibüler yüzeyde görülmüştür. Bunun nedeninin çiğneme ya da baskı kuvveti kanat olan 1M kurona geldiğinde; gerilme stresi diğer adlarıyla çekme veya tensile stres, kanat kısma en uzakta bulunan kuron olan 1PM kurona gelmesinden kaynaklandığı düşünülmektedir (Misch, & Kutay, 2009).

Çalışmamızda mezial kanatlı modellerde kortikal kemikte, en yüksek gerilme stresleri 2PM implantın çevresindeki meziopalatinal yüzeyde görülmüştür. Uygulanan oblik kuvvetler altında kuvvet kolu olarak çalışan mezial kanat hem aksiyel hem de transversal düzlemlerde rotasyonlara neden olarak protezde deformasyon

oluşturmaktadır. Bu deformasyonun mesial implantta aşağı yönlü, distal implantta ise yukarı yönlü bir kuvvete neden olduğu ve çevresindeki mesial implant üzerinde zaten varolan oklüzal kuvvetle birlikte distal implant çevresindeki destek kemikte daha yüksek değerlerde gerilme streslerinin oluşmasına neden olduğu düşünülmektedir (Baiamonte, Abbate, Pizzarello, Lozada, & James, 1996).

Çalışmamızda retansiyon tipine bakılmaksızın distal kanat uzantısına sahip modellerin abutmentlerdeki, implantlardaki, kuronlardaki Von Mises stres değerlerinin mesial kanat uzantısına sahip modellerden daha fazla olduğu görülmüştür. Kortikal kemikte retansiyon tipine bakılmaksızın posterior kanat içeren modellerimizde maximum gerilme ve sıkışma stres değerlerinin yine mesial kanat içeren modellere göre daha yüksek olduğu saptanmıştır.

Akça ve İplikçioğlu (Akca & Iplikcioglu, 2002) mandibula posterior dişsizlikte mezial veya distal kanatlı 3 üyeli sabit protez ile kanatlar yerine ek bir kısa implant yerleştirilmesinin stres dağılımı üzerine etkisini SESA ile değerlendirmişlerdir. Yazarlar çalışmalarında kanat yerine kısa implant yerleştirilen modellerle kanatlı protezleri karşılaştırdıklarında kanat yerine kısa implant yerleştirilen dağılımlarda önemli ölçüde daha düşük stres değerleri kaydetmişlerdir. Çalışmalarının sonucuna göre anatomik nedenlerle 10 mm uzunluğunda implantların kullanılmasının mümkün olmadığı durumlarda, kanat uzantısı yerine ek bir kısa implant yerleştirilmesi önerilmiştir. Özellikle distal kanatlı implant destekli sabit bir kısmi protezin planlanmaması gerektiği vurgulanmıştır. Bizim çalışmamızda da distal kanat uzantılı modellenen 3 üyeli Model 1 ve 2 yerine, distalde kısa implant kullanılan 3 üyeli Model 7, 8, 9 ve 10 nolu konfigürasyonlarda abutmentlerde, implantlarda, kuronlarda Von Mises stres değerleri,

ayrıca kortikal kemikte maximum gerilme ve sıkışma stres değerleri daha az olarak saptanmıştır.

Gövde varlığında yapılar için stres dağılımının kanat içeren modellere göre daha elverişli olduğu birçok çalışmada belirtilmiştir (Cenkoglu ve ark., 2019; de Souza Batista ve ark., 2017; Sallam, Kheiralla, & Aldawakly, 2012; Yokoyama, Wakabayashi, Shiota, & Ohya, 2004). Bizim çalışmamızda da kanat içeren modellere göre ara gövde içeren modellerde daha dengeli ve homojen stres dağılımları saptanmıştır. Bu noktada çalışmamız literatürlerle uyumluluk göstermektedir.

De Souza Batista ve ark. (de Souza Batista ve ark., 2017) posterior maksillada üç implantlı splintli ve iki implantlı ara gövde, mezial veya distal kanat ile tasarlanmış üç üyeli vida tutuculu dört farklı protez hazırlayarak abutment, implant ve fiksasyon vidası seviyelerinde oluşan stresleri, trabeküler ve kortikal kemikler üzerindeki stresleri ve gerinimleri incelemişlerdir. 400 N vertikal ve 200 N oblik çiğneme kuvveti uygulanmıştır. Çalışmalarının sonucuna göre klinik olarak en güvenilir modelin üç implant splintli model olduğunu, iki implantın planlandığı durumlarda ise ara gövde içeren modelin daha avantajlı olduğu belirtilmiştir. Kanat uzantılı protezler ise en yüksek riskli model olarak sınıflandırılmıştır. Mevcut çalışmamızda implantlarda en az Von Misses stres değerleri üç implantlı vida tutuculu ve splintli olan Model 9 da saptanmıştır. En yüksek Von Misses, gerilme ve sıkışma stres değerleri özellikle distal kanatlı Model 1 ve 2 de belirlenmiştir. İki implant destekli ara gövde içeren modellerde ise Von Misses stresleri daha dengeli dağılım göstermiş ve kortikal kemikte de daha homojen ve daha düşük gerilme stres değerleri saptanmıştır. Çalışmamızın bu sonuçları De Souza Batista ve ark.'nın çalışmasıyla uyumluluk göstermektedir.

Cenkoğlu ve ark. (Cenkoglu ve ark., 2019) tarafından atrofik maksillada üç üyeli distal kanatlı protezi destekleyen iki implantlı, üç üyeli ara gövdeli iki implantlı, birbirine splintli üç implantlı ve birbirine splintli iki implantlı protez tasarımlarının trabeküler kemiklerdeki maksimum gerilme ve sıkışma stres değerlerine ve implantlardaki Von Misses stres değerlerine etkisi değerlendirilmiştir. 4 mm çapında ve 8 mm veya 13 mm uzunluğunda implantlar kullanılan çalışmada distal kanatlı tasarımın en riskli model, . kısa dental ark durumunda ise splintli iki implantlı tasarımın ise en avantajlı model olduğu belirtilmiştir. Bununla birlikte mezial implantta meydana gelebilecek bükülme kuvvetleri nedeniyle bir implant daha yerleştirilebilme imkanı varsa bu tasarımı önermemişlerdir. Çalışmamızda distal kanatlı modellerde en yüksek streslerin saptanması ve bu modellerin en riskli tasarım olması noktasında Cenkoğlu ve ark.'nın sonuçlarıyla benzerlik göstermektedir.

Dental restorasyonların uzun dönem başarılarını etkileyen en önemli faktörlerin başında biyomekanik etkileşimler gelmektedir. İmplanta etki eden kuvvetler protez vasıtasıyla implanta, oradan kemik-implant ara yüzüne ve destekleyici kemiğe iletilir (Glantz & Nilner, 1998). Bu nedenle, restorasyonların daha uzun ömürlü olabilmeleri için en uygun biyomekanik koşullar sağlanmalıdır.

Bu çalışmanın sonuçları sonlu elemanlar yönteminin sınırlamaları dahilinde, farklı tasarıma sahip restorasyonların klinik başarıyı farklı şekilde etkileyebileceğini göstermektedir. Çalışmamızın sonuçlarına göre diğer çalışmalarda da belirtildiği gibi (Guichet ve ark., 2000; Pellizzer ve ark., 2010; Silva ve ark., 2015) protez retansiyon tipi periimplant kemikteki stresleri etkilemektedir.

Literatürdeki birçok çalışmada olduğu gibi (Arinc, 2018; Asar & Burgaz; Baggi ve ark., 2008; Cenkoglu ve ark., 2019; Çelik & Özden, 2019; Seker ve ark., 2014) bizim

çalışmamızda da en yüksek gerilme ve sıkışma stres değerleri kortikal kemik tabakasında izlenmiştir. Trabeküler kemik tabakasının elastik modülü kortikal kemik elastik modül değerinin 1/10'u kadardır. (Misch, Qu, & Bidez, 1999). Kortikal kemik, trabeküler kemiğe göre daha yüksek bir elastisite modülüne sahip olması nedeniyle daha güçlüdür ve deformasyona daha dirençlidir (Misch, 1990). Genel olarak bir materyal ne kadar katı ise, stresleri de o oranda daha fazla absorbe eder (Stegaroiu ve ark., 1998). Özellikle kortikal kemik tabakasında oluşan streslerin, trabeküler kemiklerde oluşan streslerden büyük olması bu sebeplere bağlı olarak açıklanabilir.

Çalışmamızda implantlar arasındaki Von Mises stres değerlerini modeller arasında tartışacak olursak iki implantlı distal kanatlı modellerde primer (2PM) ve sekonder destek (1PM) sağlayan implantların stres değerlerinde yaklaşık iki veya üç kat fark saptanmıştır. Mezial kanatlı modeller daha az ve dengeli stres değerleri göstermiştir. Bu bulgular streslerin, distal kanat taşıyan implantlara göre mesial kanat taşıyan implantların etrafındaki kemikte daha homojen dağıldığını bildiren çalışmalarla uyumludur (Akca & Iplikcioglu, 2002; Alencar ve ark. , 2017; de Souza Batista ve ark., 2017). İki implant destekli ara gövde içeren vidalı modelde implantlar genel olarak simante modelden ve mezial veya distal kanat içeren modellerden daha düşük stres değerleri göstermiştir. Siman tutuculu ve kanatlı modeller vida tutuculu ve kanatlı modellere göre implantlarda primer ve sekonder desteklerde daha yüksek stres değerleri göstermiştir. Bunun sebebi kanatlı protezlerdeki rotasyonel kuvvetlerin etkisinin, rijit olan vida tutuculu proteze göre siman tutuculu protezlerde daha baskın olmasıyla ilişkilendirilebilir. Çalışmamızda kanat uzantısı içeren vidalı restorasyon tasarımların implanta gelen kuvvetleri azaltması, implant üstü protezlerde kanatlı tasarım için vida tutuculu sistemin uygulanmasını öneren çalışmalarla uyumludur (Chee ve ark., 1999;

Taylor, Belser, & Mericske-Stern, 2000). Gövde içeren iki implantlı vida tutuculu modellerde implantlar siman tutuculu modellere göre belirgin şekilde daha düşük stres değerleri göstermiştir. Üç implantlı modellerdeki implantlar, iki implantlı modellerdeki implantlara göre genel olarak daha düşük stres değerleri göstermiştir. Fakat üç implantlı tasarımlar ile iki implant destekli ara gövdeli vida tutuculu restorasyonlar arasında stres değerleri açısından çok farklılık bulunmamıştır. Bu stres benzerliğine vidanın splint görevi görmesinin neden olabileceğini düşünmekteyiz. İmplant sayısı kadar protez tipinin de stres dağılımında etkili bir faktör olduğu açıktır. Bu çalışmada, önceki çalışmalarda belirtildiği gibi, implant sayısının azalması, analiz edilen yapılar için olumsuz bir biyomekanik davranışa neden olmuştur (Akca & Iplikcioglu, 2002; Alencar ve ark., 2017; Chen, Zhang, Nie, & Zhang, 2012; Hasan, Bourauel, Keilig, Reimann, & Heinemann, 2011). İmplant sayısını artırmak implant desteğinin yüzey alanını artırdığı için kuvvetin uygulandığı alan miktarı artacaktır ve bu yöntem sistemdeki her komponente gelen stresleri azaltmada etkilidir (Misch, & Kutay, 2009). Tüm implantlarda en düşük Von Misses stres değerleri genel olarak splintli vida retansiyonlu olan Model 9 için saptanmıştır. Vida tutuculu üç implantlı modeller, siman tutuculu üç implantlı modellere göre daha düşük stres değerleri göstermiştir. İmplantlara gelen Von Misses stres değerleri incelendiği zaman kanat tasarımlı modeller hariç en yüksek streslerin modellerde distal kısa implantta olduğu görülmüştür. Çalışmamızda 1M implant arktaki en distal implant olarak konumlandırılmıştır. Kuvvetler dişler arasındaki temas noktaları aracılığıyla ark boyunca yayılmaktadır (Wheeler, 2010). Bu nedenle implantlar üzerine gelen kuvvetler distal bölgeden paylaşamadığı için ve ikinci neden olarak, bu implantın atrofik posterior maksillada bulunmasından dolayı kısa olması ve kendi içinde stresleri yeterince dağıtamamasının distal implantta görülen streslerin restorasyonu destekleyen diğer

implantlardan daha fazla stres yoğunlaşma bölgeleri göstermesine neden olduğu düşünülmektedir.

Araştırmamız sonucunda kortikal kemikte en yüksek gerilme ve sıkışma stres değerleri distal kanat içeren vida tutuculu Model 1’de görülmüştür. Kortikal kemikte minimum gerilme ve sıkışma stres değerleri splintli siman tutuculu olan Model 10’da saptanmıştır. İmplant sayısı arttıkça kortikal kemikte genel olarak gerilme ve sıkışma stres değerlerinin azaldığı tespit edilmiştir. Bu bulgular implant sayısı arttıkça Von Misses, gerilme ve sıkışma streslerinin azaldığını bildiren çalışmalarla uyumludur (Akca & Iplikcioglu, 2002; de Souza Batista ve ark., 2017). Kortikal kemikte üç implantlı ve splintli modellerdeki standart implantlarda en düşük gerilme ve sıkışma stres değerleri kaydedilmiştir. Kortikal kemikte üç implantlı modellerde kısa implantlar açısından en avantajlı bulunan model splintli olmayan siman tutuculu Model 8 olmuştur. Standart bir implantla splintlenmiş kısa bir implant kombinasyonunun kısa implantlar için biyomekanik bir avantajının olmadığı görülmüştür. Bununla birlikte splintlenen modellerde standart implantlara gelen streslerin oldukça azaldığı, kısa implantlardaki stres artışının göz ardı edilecek düzeyde olduğu ve bu durumun restorasyonun hayatta kalma süresini artıracak düzeyde olduğu ve bu durumun restorasyonun hayatta kalma süresini artıracak düzeyde olduğu düşünülmektedir. Genel olarak bakıldığında bazı değerler hariç olmak üzere kortikal kemikte ve trabeküler kemikte implantların boyun çevresi bölgesinde siman tutuculu modellerde bir miktar daha düşük stres değerleri ölçülmüştür.

Bu çalışmada model bileşenleri homojen, izotropik ve doğrusal elastik olarak kabul edilmiştir. Modellerin tamamen osseointegre olduğu ve bileşenlerin tamamen birbirine bağlı olduğu varsayılmıştır. Çalışmamızdaki veriler klinik duruma aktarılırken, mevcut SESA’nın doğasında olan sınırlamalar akılda tutulmalıdır.

İmplant biyomekaniği ile ilgili yapılan sonlu eleman stres analizlerinin hiçbirisi kemik doku ve implant sistemlerinde meydana gelen streslerin değerlendirilmesinde tam olarak yol gösterici olamamıştır. Bu sebeple, elde edilen verilerin klinik araştırmalarla desteklenmesi gerekmektedir.



6. SONUÇLAR

Bu çalışmanın sınırları içerisinde elde edilen sonuçlara göre:

- En yüksek gerilme ve sıkışma değerleri kortikal kemikte izlenmiştir.
- En yüksek Von Misses stresleri implantın boyun bölgesinde görülmüştür.
- Distal kanatlı protezler mümkün olduğunca planlanmamalıdır.
- Kanatlı bir planlama yerine, posterior bölgeye kısa implant yerleştirilmesi kortikal kemikte ortaya çıkacak gerilmelerin şiddetini büyük oranda düşürmektedir.
- İmplant sayısı arttıkça genel olarak stresler azalmaktadır.
- Vida tutuculu modellerdeki implantlarda siman tutuculu modellerdekine göre daha düşük Von Misses stres değerleri saptanmıştır.
- Simante sistemler periimplant dokularda genel olarak bir miktar daha düşük stres değerleri göstermiştir.
- Vidalı sistemlerin abutment üzerinde oluşturduğu stresler daha fazladır.
- Splintli modellerdeki implantlarda daha düşük Von Misses stres değerleri ölçülmüştür.
- Splintli modellerdeki kuronların marjinal kenarlarında splintli olmayanlara göre daha düşük stres değerleri görülmüştür.
- Splintli modellerdeki standart implantlarda splintlenmeyenlere göre daha düşük gerilme ve sıkışma stres değerleri ölçülmüştür. Splintleme kısa implantlarda gerilme ve sıkışma stres değerlerinin bir miktar artmasına neden olmuştur.
- Splintli modellerde standart bir implantla splintlenmiş kısa bir implant kombinasyonu avantajlı olmamıştır.
- Bu çalışma değişik tasarıma sahip restorasyonların klinik başarıyı farklı şekilde etkileyebileceğini göstermektedir.

7. KAYNAKLAR

Abi-Aad, H. L., Daher, F. I., Baba, N. Z. , Cordioli, G. , & Majzoub, Z. A. (2019). Insertion Torque of Variable-Thread Tapered Implants in the Posterior Maxilla: A Clinical Study. *Journal of Prosthodontics*, 28(2), e788-e794.

Adıgüzel, Ö. (2010). Sonlu elemanlar analizi: Derleme bölüm I: Dişhekimliğinde Kullanım Alanları, Temel Kavramlar ve Eleman Tanımları. *Dicle Dişhekimliği Dergisi*, 11, 18-23.

Akca, K., & Iplikcioglu, H. (2002). Finite element stress analysis of the effect of short implant usage in place of cantilever extensions in mandibular posterior edentulism. *Journal of Oral Rehabilitation*, 29(4), 350-356.

Aksan, M. E. , Saadet, A. , & Bulut, A. C. (2018). İmplant–protez bağlantısında sonlu eleman analiz yöntemi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 28(1), 91-97.

Al-Johany, S. S. (2019). Survival Rates of Short Dental Implants (≤ 6.5 mm) Placed in Posterior Edentulous Ridges and Factors Affecting their Survival after a 12-Month Follow-up Period: A Systematic Review. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 34(3), 605-621.

Albrektsson, T. , & Sennerby, L. (1991). State of the art in oral implants. *Journal of Clinical Periodontology*, 18(6), 474-481.

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.

Alencar, S. M., Nogueira, L. B. , Leal de Moura, W. , Rubo, J. H. , Saymo de Oliveira Silva, T. , Martins, G. A. , & Moura, C. D. (2017). FEA of Peri-Implant Stresses

in Fixed Partial Denture Prostheses with Cantilevers. *Journal of Prosthodontics*, 26(2), 150-155.

Alkan, I., Sertgoz, A., & Ekici, B. (2004). Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 91(4), 319-325.

Almeida, E. O. , Rocha, E. P. , Freitas Junior, A. C. , Anchieta, R. B. , Poveda, R., Gupta, N., & Coelho, P. G. (2015). Tilted and short implants supporting fixed prosthesis in an atrophic maxilla: a 3D-FEA biomechanical evaluation. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 17 Suppl 1, e332-42.

Amid, R., Rasoolzadeh, R. A., Motlagh, A. M., Dehnavi, F., & Kadkhodazadeh, M. (2017). Stress and Strain Distribution Patterns in Bone around Splinted Standard and Short Implants Placed at the Crestal Level and Subcrestally using Three- Dimensional Finite Element Analysis. *Journal of Long-Term Effects of Medical Implants*, 27(1), 1-11.

Anitua, E., Alkhraist, M. H., Piñas, L., Begoña, L., & Orive, G. (2014). Implant survival and crestal bone loss around extra-short implants supporting a fixed denture: the effect of crown height space, crown-to-implant ratio, and offset placement of the prosthesis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 29(3):682-689.

Anitua, E., Pinas, L., & Orive, G. (2015). Retrospective study of short and extra-short implants placed in posterior regions: influence of crown-to-implant ratio on marginal bone loss. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 17(1), 102-110.

Annibali, S., Cristalli, M., Dell'Aquila, D., Bignozzi, I., La Monaca, G., & Pilloni, A. (2012). Short dental implants: a systematic review. *Journal of Dental Research*, 91(1), 25-32.

Anthony, L. M. (2016). *Junqueira's Basic Histology Text & Atlas* (14th ed.). McGraw-Hill Companies, Inc., 143-148.

Araújo, M. G., & Lindhe, J. (2005). Dimensional ridge alterations following tooth extraction. An experimental study in the dog. *Journal of Clinical Periodontology*, 32(2), 212-218.

Arinc, H. (2018). Implant-Supported Fixed Partial Prostheses With Different Prosthetic Materials: A Three-Dimensional Finite Element Stress Analysis. *Implant Dentistry*, 27(3), 303-310.

Asar, V., & Burgaz, Y. İmplant destekli kanatlı köprülerin farklı kemik tiplerindeki stres dağılımına etkisinin değerlendirilmesi. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 26(1), 47-58.

Assunção, W. G., Barão, V. A., Tabata, L. F., Gomes, E. A., Delben, J. A., & dos Santos, P. H. (2009). Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. *The Journal of Craniofacial Surgery*, 20(4), 1173-1177.

Atieh, M. A., Zadeh, H., Stanford, C. M., & Cooper, L. F. (2012). Survival of short dental implants for treatment of posterior partial edentulism: a systematic review. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 27(6): 1323-1331.

Attard, N. J., & Zarb, G. A. (2004). Long-term treatment outcomes in edentulous patients with implant-fixed prostheses: the Toronto study. *The International Journal of Prosthodontics*, 17(4), 417-424.

Baggi, L., Cappelloni, I., Di Girolamo, M., Maceri, F., & Vairo, G. (2008). The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 100(6), 422-431.

Bahat, O. (1993). Treatment planning and placement of implants in the posterior maxillae: report of 732 consecutive Nobelpharma implants. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 8(2), 151-161.

Bahat, O. (2000). Brånemark system implants in the posterior maxilla: clinical study of 660 implants followed for 5 to 12 years. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 15(5), 646-653.

Baiamonte, T., Abbate, M., Pizzarello, F., Lozada, J., & James, R. (1996). The experimental verification of the efficacy of finite element modeling to dental implant systems. *The Journal of Oral Implantology*, 22(2), 104-110.

Bal, B. T., Çağlar, A., Aydin, C., Yilmaz, H., Bankoğlu, M., & Eser, A. (2013). Finite element analysis of stress distribution with splinted and nonsplinted maxillary anterior fixed prostheses supported by zirconia or titanium implants. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 28(1), e27-e38.

Balshi, T. J. (1996). An analysis and management of fractured implants: a clinical report. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 11(5), 660-666.

Barbier, L., & Schepers, E. (1997). Adaptive bone remodeling around oral implants under axial and nonaxial loading conditions in the dog mandible. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 12(2), 215-223.

Barbier, L., Vander Sloten, J., Krzesinski, G., Schepers, E., & Van der Perre, G. (1998). Finite element analysis of non-axial versus axial loading of oral implants in the mandible of the dog. *Journal of Oral Rehabilitation*, 25(11), 847-858.

Bayraktar, M., Gultekin, B. A., Yalcin, S., & Mijiritsky, E. (2013). Effect of crown to implant ratio and implant dimensions on periimplant stress of splinted implant-supported crowns: a finite element analysis. *Implant Dentistry*, 22(4), 406-413.

Behnaz, E., Ramin, M., Abbasi, S., Pouya, M. A., & Mahmood, F. (2015). The effect of implant angulation and splinting on stress distribution in implant body and supporting bone: A finite element analysis. *European Journal of Dentistry*, 9(3), 311-318.

Bellini, C. M., Romeo, D., Galbusera, F., Agliardi, E., Pietrabissa, R., Zampelis, A., & Francetti, L. (2009). A finite element analysis of tilted versus nontilted implant configurations in the edentulous maxilla. *The International Journal of Prosthodontics*, 22(2), 155-157.

Belser, U. C., Mericske-Stern, R., Bernard, J. P., & Taylor, T. D. (2000). Prosthetic management of the partially dentate patient with fixed implant restorations *Clinical Oral Implants Research*, 11 Suppl 1,126-145

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 Suppl 3, 197-212.

Bidez, M. W., & Misch, C. E. (1992). Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. *The Journal of Oral Implantology*, 18(3), 264-274.

Bidez, M. W., & Misch, C. E. (1992). Issues in bone mechanics related to oral implants. *Implant Dentistry*, 1(4), 289-294.

Birdi, H., Schulte, J., Kovacs, A., Weed, M., & Chuang, S.-K. (2010). Crown-to-implant ratios of short-length implants. *Journal of Oral Implantology*, 36(6), 425-433.

Blanes, R. J. (2009). To what extent does the crown-implant ratio affect the survival and complications of implant-supported reconstructions? A systematic review. *Clinical Oral Implants Research*, 20 Suppl 4, 67-72.

Blanes, R. J., Bernard, J. P., Blanes, Z. M., & Belser, U. C. (2007). A 10-year prospective study of ITI dental implants placed in the posterior region. II: Influence of the crown-to-implant ratio and different prosthetic treatment modalities on crestal bone loss. *Clinical Oral Implants Research*, 18(6), 707-714.

Bozkaya, D., Muftu, S., & Muftu, A. (2004). Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 92(6), 523-530.

Brägger, U., Krenander, P., & Lang, N. P. (2005). Economic aspects of single-tooth replacement. *Clinical Oral Implants Research*, 16(3), 335-341.

Brånemark, P., Zarb, G., & Albrektsson, T. (1985). *Tissue-Integrated Prostheses*. Chicago, Quintessence Int.

Brånemark, P. I., Hansson, B. O., Adell, R., Breine, U., Lindström, J., Hallén, 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.

Brånemark, P. I., Svensson, B., & Van Steenberghe, D. (1995). Ten-year survival rates of fixed prostheses on four or six implants ad modum Brånemark in full edentulism. *Clinical Oral Implants Research*, 6(4), 227-231.

Breeding, L. C., Dixon, D. L., Bogacki, M. T., & Tietge, J. D. (1992). Use of luting agents with an implant system: Part I. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 68(5), 737-741.

Brunski, J. B. (1988). Biomaterials and biomechanics in dental implant design. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 3(2):85-97.

Brunski, J. B. (1992). Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface. *Clinical Materials*, 10(3), 153-201.

Cağlar, A., Aydin, C., Ozen, J., Yilmaz, C., & Korkmaz, T. (2006). Effects of mesiodistal inclination of implants on stress distribution in implant-supported fixed prostheses. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 21(1), 36-44.

Cannizzaro, G., Felice, P., Leone, M., Viola, P., & Esposito, M. (2009). Early loading of implants in the atrophic posterior maxilla: lateral sinus lift with autogenous bone and Bio-Oss versus crestal mini sinus lift and 8-mm hydroxyapatite-coated implants. A randomised controlled clinical trial. *European Journal of Oral Implantology*, 2(1), 25-38.

Carlsson, G. E. (1974). Bite force and chewing efficiency. *Frontiers of Oral Physiology*, 1(0), 265-292.

Cawood, J., & Howell, R. (1988). A classification of the edentulous jaws. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 17(4), 232-236.

Cenkoglu, B. G., Balcioglu, N. B., Ozdemir, T., & Mijiritsky, E. (2019). The Effect of the Length and Distribution of Implants for Fixed Prosthetic Reconstructions in the Atrophic Posterior Maxilla: A Finite Element Analysis. *Materials (Basel)*, 12(16), 2556

Chaar, M. S., Att, W., & Strub, J. R. (2011). Prosthetic outcome of cement-retained implant-supported fixed dental restorations: a systematic review. *Journal of Oral Rehabilitation*, 38(9), 697-711.

Chan, M. F.-Y., Närhi, T. O., de Baat, C., & Kalk, W. (1998). Treatment of the atrophic edentulous maxilla with implant-supported overdentures: a review of the literature. *International Journal of Prosthodontics*, 11(1), 7-15.

Chang, S.-H., Lin, C.-L., Hsue, S.-S., Lin, Y.-S., & Huang, S.-R. (2012). Biomechanical analysis of the effects of implant diameter and bone quality in short implants placed in the atrophic posterior maxilla. *Medical Engineering & Physics*, 34(2), 153-160.

Chappuis, V., Engel, O., Reyes, M., Shahim, K., Nolte, L.-P., & Buser, D. (2013). Ridge alterations post-extraction in the esthetic zone: a 3D analysis with CBCT. *Journal of Dental Research*, 92(12 Suppl), 195S-201S.

Chappuis, V., Engel, O., Shahim, K., Reyes, M., Katsaros, C., & Buser, D. (2015). Soft tissue alterations in esthetic postextraction sites: a 3-dimensional analysis. *Journal of Dental Research*, 94(9 Suppl), 187S-93S.

Chee, W., & Jivraj, S. (2006). Screw versus cemented implant supported restorations. *British Dental Journal*, 201(8), 501-507.

Chen, X. Y., Zhang, C. Y., Nie, E. M., & Zhang, M. C. (2012). Treatment planning of implants when 3 mandibular posterior teeth are missing: a 3-dimensional finite element analysis. *Implant Dentistry*, 21(4), 340-343.

Christensen, R. W. (1969). The transosteal mandibular dental implant. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 22(5), 578-587.

Cinar, D., & Imirzalioglu, P. (2016). The Effect of Three Different Crown Heights and Two Different Bone Types on Implants Placed in the Posterior Maxilla: Three-Dimensional Finite Element Analysis. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 31(2), e1-e10.

Clelland, N., Chaudhry, J., Rashid, R. G., & McGlumphy, E. (2016). Split-Mouth Comparison of Splinted and Nonsplinted Prostheses on Short Implants: 3-Year Results. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 31(5), 1135-1141.

Cochran, D. L. (1999). A comparison of endosseous dental implant surfaces. *Journal of Periodontology*, 70(12), 1523-1539.

Cochran, D. L. (2000). The scientific basis for and clinical experiences with Straumann implants including the ITI® Dental Implant System: A consensus report *Clinical Oral Implants Research*, 11 Suppl 1, 33-58

Corbella, S., Taschieri, S., & Del Fabbro, M. (2015). Long-term outcomes for the treatment of atrophic posterior maxilla: a systematic review of literature. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 17(1), 120-132.

Corrêa, C. B., Margonar, R., Noritomi, P. Y., & Vaz, L. G. (2014). Mechanical behavior of dental implants in different positions in the rehabilitation of the anterior maxilla. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 111(4), 301-309.

Covey, D. A., Kent, D. K., Germain Jr, H. A. S., & Koka, S. (2000). Effects of abutment size and luting cement type on the uniaxial retention force of implant-supported crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 83(3), 344-348.

Curtis, D., Sharma, A., Finzen, F., & Kao, R. (2000). Occlusal considerations for implant restorations in the partially edentulous patient. *Journal of the California Dental Association*, 28(10), 771-779.

Çelik, E., & Özden, A. N. (2019). Dinamik yükleme yapılan kısa implantlarda kron/implant oranının stres dağılımına etkisinin incelenmesi. *Selcuk Dental Journal*, 6(3), 324-334.

da Rocha, P. V., Freitas, M. A., & de Moraes Alves da Cunha, T. (2013). Influence of screw access on the retention of cement-retained implant prostheses. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 109(4), 264-268.

Darendeliler Yaman, S. (1995). Sonlu elemanlar yöntemi ve diş hekimliğindeki uygulamalar. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 5(1), 87-96.

das Neves, F. D., Fones, D., Bernardes, S. R., do Prado, C. J., & Neto, A. J. F. (2006). Short implants--an analysis of longitudinal studies. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 21(1), 86-93.

De Boever, A. L., Keersmaekers, K., Vanmaele, G., Kerschbaum, T., Theuniers, G., & De Boever, J. A. (2006). Prosthetic complications in fixed endosseous implant-borne reconstructions after an observations period of at least 40 months. *Journal of Oral Rehabilitation*, 33(11), 833-839.

de Brandao, M. L., Vettore, M. V., & Vidigal Junior, G. M. (2013). Peri-implant bone loss in cement- and screw-retained prostheses: systematic review and meta-analysis. *Journal of Clinical Periodontology*, 40(3), 287-295.

de Souza Batista, V. E., Verri, F. R., Almeida, D. A., Santiago Junior, J. F., Lemos, C. A., & Pellizzer, E. P. (2017). Finite element analysis of implant-supported prosthesis with pontic and cantilever in the posterior maxilla. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 20(6), 663-670.

Del Fabbro, M., Bellini, C. M., Romeo, D., & Francetti, L. (2012). Tilted implants for the rehabilitation of edentulous jaws: a systematic review. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 14(4), 612-621.

Demenko, V., Linetskiy, I., Linetska, L., & Yefremov, O. (2019). Load-carrying capacity of short implants in edentulous posterior maxilla: A finite element study. *Medical Engineering & Physics*, 71, 30-37.

Demenko, V., Linetsky, I., Nesvit, V., Linetska, L., & Shevchenko, A. (2014). FE study of bone quality effect on load-carrying ability of dental implants. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 17(16), 1751-1761.

Ekfeldt, A., Johansson, L. Å., Christiansson, U., Eriksson, T., Linden, U., Lundqvist, S., Billström, C. (2001). A retrospective analysis of factors associated with multiple implant failures in maxillae. *Clinical Oral Implants Research*, 12(5), 462-467.

English, C. E. (1993). Biomechanical concerns with fixed partial dentures involving implants. *Implant Dentistry*, 2(4), 221-242.

Ersoy, P. D. A. E. (2015). *Diş Hekimliğinde Sabit Protezler*. Akademisyen Kitabevi, Ankara, 145

Ertürk, B. K., Çömlekoğlu, M. D., Çömlekoğlu, E., & Güngör, M. (2015). Sabit protetik restorasyonlarda kullanılan güncel tasarım ve üretim yöntemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 25(1), 135-143.

Esposito, M., Barausse, C., Pistilli, R., Sammartino, G., Grandi, G., & Felice, P. (2015). Short implants versus bone augmentation for placing longer implants in atrophic maxillae: One-year post-loading results of a pilot randomised controlled trial. *European Journal of Oral Implantology*, 8(3), 257-268.

Fan, T., Li, Y., Deng, W. W., Wu, T., & Zhang, W. (2017). Short implants (5 to 8 mm) versus longer implants (> 8 mm) with sinus lifting in atrophic posterior maxilla: a meta-analysis of RCTs. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 19(1), 207-215.

Fanuscu, M. I., Iida, K., Caputo, A. A., & Nishimura, R. D. (2003). Load transfer by an implant in a sinus-grafted maxillary model. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 18(5), 667-674.

Francetti, L., Romeo, D., Corbella, S., Taschieri, S., & Del Fabbro, M. (2012). Bone level changes around axial and tilted implants in full-arch fixed immediate restorations. Interim results of a prospective study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 14(5), 646-654.

Freitas, A. C., Jr., Bonfante, E. A., Rocha, E. P., Silva, N. R., Marotta, L., & Coelho, P. G. (2011). Effect of implant connection and restoration design (screwed vs. cemented) in reliability and failure modes of anterior crowns. *European Journal of Oral Sciences*, 119(4), 323-330.

Freitas da Silva, E. V., Dos Santos, D. M., Sonego, M. V., de Luna Gomes, J. M., Pellizzer, E. P., & Goiato, M. C. (2018). Does the Presence of a Cantilever Influence the Survival and Success of Partial Implant-Supported Dental Prostheses? Systematic Review and Meta-Analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 33(4), 815-823.

French, D., Larjava, H., & Ofec, R. (2015). Retrospective cohort study of 4591 Straumann implants in private practice setting, with up to 10-year follow-up. Part 1: multivariate survival analysis. *Clinical Oral Implants Research*, 26(11), 1345-1354.

Friberg, B., Gröndahl, K., Lekholm, U., & Brånemark, P. I. (2000). Long-term follow-up of severely atrophic edentulous mandibles reconstructed with short Brånemark implants. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 2(4), 184-189.

Friberg, B., Jemt, T., & Lekholm, U. (1991). Early failures in 4,641 consecutively placed Brånemark dental implants: a study from stage 1 surgery to the connection of completed prostheses. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 6(2), 142-146.

Geng, J. P., Tan, K. B., & Liu, G. R. (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(6), 585-598.

Geramy, A., & Morgano, S. M. (2004). Finite element analysis of three designs of an implant-supported molar crown. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 92(5), 434-440.

Glantz, P. O. J., & Nilner, K. (1998). Biomechanical aspects of prosthetic implant-borne reconstructions. *Periodontology* 2000, 17(1), 119-124.

Goiato, M. C., Dos Santos, D., Santiago, J. J., Moreno, A., & Pellizzer, E. P. (2014). Longevity of dental implants in type IV bone: a systematic review. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 43(9), 1108-1116.

Goodacre, C. J., Bernal, G., Rungcharassaeng, K., & Kan, J. Y. (2003). Clinical complications with implants and implant prostheses. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 90(2), 121-132.

Göthberg, C., Bergendal, T., & Magnusson, T. (2003). Complications after treatment with implant-supported fixed prostheses: a retrospective study. *International Journal of Prosthodontics*, 16(2), 201-207.

Grossmann, Y., Finger, I. M., & Block, M. S. (2005). Indications for splinting implant restorations. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 63(11), 1642-1652.

Guichet, D., Caputo, A., Choi, H., & Sorensen, J. (1994). Load transfer in screw- and cement-retained implant fixed partial denture designs. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 72(6), 623-634.

Guichet, D. L., Caputo, A. A., Choi, H., & Sorensen, J. A. (2000). Passivity of fit and marginal opening in screw- or cement-retained implant fixed partial denture designs. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 15(2), 239-246.

Guichet, D. L., Yoshinobu, D., & Caputo, A. A. (2002). Effect of splinting and interproximal contact tightness on load transfer by implant restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 87(5), 528-535.

Gürlek, O., Kaval, M. E., Buduneli, N., & Nizam, N. (2019). Extra-short implants in the prosthetic rehabilitation of the posterior maxilla. *Australian Dental Journal*. 64(4), 353-358

Gülay, U., & Filiz, K. (2007). İmplantların yüzey özellikleri ve osseointegrasyon. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2007(2), 43-50.

Gümrükçü, Z., & Sevda, K. (2019). Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin implant cerrahisinde kullanımı. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 29(3), 534-541.

Haack, J. E., Sakaguchi, R. L., Sun, T., & Coffey, J. P. (1995). Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 10(5), 529-536.

Haas, R., Mensdorff-Pouilly, N., Mailath, G., & Watzek, G. (1995). Brånemark single tooth implants: a preliminary report of 76 implants. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 73(3), 274-279.

Hagi, D., Deporter, D. A., Pilliar, R., & Arenovich, T. (2004). A targeted review of study outcomes with short (≤ 7 mm) endosseous dental implants placed in partially edentulous patients. *Journal of Periodontology*, 75(6), 798-804.

Hälg, G. A., Schmid, J., & Hämmerle, C. H. (2008). Bone level changes at implants supporting crowns or fixed partial dentures with or without cantilevers. *Clinical Oral Implants Research*, 19(10), 983-990.

Harder, S., Wolfart, S., Egert, C., & Kern, M. (2011). Three-year clinical outcome of single implant-retained mandibular overdentures--results of preliminary prospective study. *Journal of Dentistry*, 39(10), 656-661.

Hasan, I., Bourauel, C., Keilig, L., Reimann, S., & Heinemann, F. (2011). The influence of implant number and abutment design on the biomechanical behaviour of bone for an implant-supported fixed prosthesis: a finite element study in the upper anterior region. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 14(12), 1113-1116.

Hasan, I., Bourauel, C., Keilig, L., Stark, H., & Luckerath, W. (2015). The effect of implant splinting on the load distribution in bone bed around implant-supported fixed prosthesis with different framework materials: A finite element study. *Annals of Anatomy*, 199, 43-51.

Hauchard, E., Fournier, B. P., Jacq, R., Bouton, A., Pierrisnard, L., & Naveau, A. (2011). Splinting effect on posterior implants under various loading modes: a 3D finite element analysis. *The European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, 19(3), 117-122.

Hebel, K. S., & Gajjar, R. C. (1997). Cement-retained versus screw-retained implant restorations: achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 77(1), 28-35.

Helkimo, E., Carlsson, G. E., & Helkimo, M. (1977). Bite force and state of dentition. *Acta Odontologica Scandinavica*, 35(6), 297-303.

Henry, P. J., Laney, W. R., Jemt, T., Harris, D., Krogh, P. H., Polizzi, G., Herrmann, I. (1996). Osseointegrated implants for single-tooth replacement: a prospective 5-year multicenter study. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 11(4), 450-455.

Herrmann, I., Lekholm, U., Holm, S., & Kultje, C. (2005). Evaluation of patient and implant characteristics as potential prognostic factors for oral implant failures. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 20(2), 220-230.

Himmlova, L., Dostálová, T. j., Kácvský, A., & Konvickova, S. (2004). Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 91(1), 20-25.

Hobkirk, J., & Schwab, J. (1991). Mandibular deformation in subjects with osseointegrated implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 6(3), 319-328

Holmes, D. C., Diaz-Arnold, A. M., & Leary, J. M. (1996). Influence of post dimension on stress distribution in dentin. *The Journal of Oral Implantology*, 75(2), 140-147.

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.

Huang, H. L., Fuh, L. J., Ko, C. C., Hsu, J. T., & Chen, C. C. (2009). Biomechanical effects of a maxillary implant in the augmented sinus: a three-dimensional finite element analysis. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 24(3), 455-462.

Hurson, S. (1995). Practical clinical guidelines to prevent screw loosening. *Paper Presented at the International Journal of Dental Symposia*, 3(1),22-25

Ipliccioglu, H., & Akca, K. (2002). Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. *Journal of Dentistry*, 30(1), 41-46.

Isidor, F. (1996). Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. *Clinical Oral Implants Research*, 7(2), 143-152.

Israelson, H., Plemons, J. M., Watkins, P., & Sory, C. (1992). Barium-coated surgical stents and computer-assisted tomography in the preoperative assessment of dental implant patients. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 12(1), 52-61.

Jain, N., Gulati, M., Garg, M., & Pathak, C. (2016). Short Implants: New Horizon in Implant Dentistry. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, 10(9), ZE14-ZE17.

Jivraj, S., & Chee, W. (2006). Treatment planning of implants in posterior quadrants. *British Dental Journal*, 201(1), 13-23.

Juodzbaly, G., Kubilius, R., Eidukynas, V., & Raustia, A. M. (2005). Stress distribution in bone: single-unit implant prostheses veneered with porcelain or a new composite material. *Implant Dentistry*, 14(2), 166-175.

Kan, J. Y., Rungcharassaeng, K., Kim, J., Lozada, J. L., & Goodacre, C. J. (2002). Factors affecting the survival of implants placed in grafted maxillary sinuses: a clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 87(5), 485-489.

Karl, M., Taylor, T. D., Wichmann, M. G., & Heckmann, S. M. (2006). In vivo stress behavior in cemented and screw-retained five-unit implant FPDs. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 15(1), 20-24.

Kennedy, K. S., Matteson Jones, E., Kim, D.-G., McGlumphy, E. A., & Clelland, N. L. (2013). A Prospective Clinical Study to Evaluate Early Success of Short Implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 28(1), 170-177.

Kent, D. K., Koka, S., & Froeschle, M. L. (1997). Retention of cemented implant-supported restorations. *Journal of Prosthodontics*, 6(3), 193-196.

Kermalli, J. (2011). *The effect of splinted prosthesis on posterior dental implants on radiographic crestal bone levels* (Doctoral dissertation). University of Toronto Faculty of Dentistry, Department of Periodontology, 3-6

Kim, W. D., Jacobson, Z., & Nathanson, D. (1999). In vitro stress analyses of dental implants supporting screw-retained and cement-retained prostheses. *Implant Dentistry*, 8(2), 141-151.

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.

Koca, O. L., Eskitascioglu, G., & Usumez, A. (2005). Three-dimensional finite-element analysis of functional stresses in different bone locations produced by implants placed in the maxillary posterior region of the sinus floor. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 93(1), 38-44.

Konda, P., & Tarannum, S. (2012). Basic principles of finite element method and its applications in orthodontics. *Journal of Pharmaceutical and Biomedical Sciences*, 16(11), 1-4.

Korioth, T., & Hannam, A. (1994). Deformation of the human mandible during simulated tooth clenching. *Journal of Dental Research*, 73(1), 56-66.

Korioth, T. W., & Versluis, A. (1997). Modeling the mechanical behavior of the jaws and their related structures by finite element (FE) analysis. *Critical reviews in oral biology and medicine: an official publication of the American Association of Oral Biologists*, 8(1), 90-104.

Kotsovilis, S., Fourmoussis, I., Karoussis, I. K., & Bamia, C. (2009). A systematic review and meta-analysis on the effect of implant length on the survival of rough-surface dental implants. *Journal of Periodontology*, 80(11), 1700-1718.

Krekmanov, L., Kahn, M., Rangert, B., & Lindström, H. (2000). Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 15(3), 405-414.

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.

Laney, W. R. (2017). Glossary of Oral and Maxillofacial Implants. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 32(4), Gi-G200.

Langer, B., Langer, L., Herrmann, I., & Jorneus, L. (1993). The wide fixture: a solution for special bone situations and a rescue for the compromised implant. Part 1. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 8(4), 400-408.

Lee, A., Okayasu, K., & Wang, H. L. (2010). Screw- versus cement-retained implant restorations: current concepts. *Implant Dentistry*, 19(1), 8-15.

Lee, T. (1970). *History of dental implants in Cranin AN (ed): Oral Implantology*. Springfield, IL Charles C. Thomas, 3-5.

Lemons, J., & Natiella, J. (1986). Biomaterials, biocompatibility, and peri-implant considerations. *Dental Clinics of North America*, 30(1), 3-23.

Lemos, C. A., de Souza Batista, V. E., Almeida, D. A., Santiago Junior, J. F., Verri, F. R., & Pellizzer, E. P. (2016). Evaluation of cement-retained versus screw-retained implant-supported restorations for marginal bone loss: A systematic review and meta-analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(4), 419-427.

Lemos, C. A., Ferro-Alves, M. L., Okamoto, R., Mendonca, M. R., & Pellizzer, E. P. (2016). Short dental implants versus standard dental implants placed in the posterior jaws: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Dentistry*, 47, 8-17.

Lemos, C. A. A., Verri, F. R., Santiago, J. F. J., Almeida, D. A. F., Batista, V. E. S., Noritomi, P. Y., & Pellizzer, D. P. (2018). Retention System and Splinting on Morse Taper Implants in the Posterior Maxilla by 3D Finite Element Analysis. *Brazilian Dental Journal*, 29(1), 30-35.

Lemos, C. A. A., Verri, F. R., Santiago Junior, J. F., de Souza Batista, V. E., Kemmoku, D. T., Noritomi, P. Y., & Pellizzer, E. P. (2018). Splinted and Nonsplinted Crowns with Different Implant Lengths in the Posterior Maxilla by Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Journal of Healthcare Engineering*, 3163096

Lewinstein, I., Banks-Sills, L., & Eliasi, R. (1995). Finite element analysis of a new system (IL) for supporting an implant-retained cantilever prosthesis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 10(3), 355-366.

Li, T., Yang, X., Zhang, D., Zhou, H., Shao, J., Ding, Y., & Kong, L. (2012). Analysis of the biomechanical feasibility of a wide implant in moderately atrophic

maxillary sinus region with finite element method. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology And Oral Radiology*, 114(2), e1-8.

Lin, D., Li, Q., Li, W., & Swain, M. (2009). Dental implant induced bone remodeling and associated algorithms. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2(5), 410-432.

Lindhe, J., & Meyle, J. (2008). Peri-implant diseases: Consensus Report of the Sixth European Workshop on Periodontology. *Journal of Clinical Periodontology*, 35(8 Suppl), 282-285.

Linkevicius, T., Puisys, A., Vindasiute, E., Linkeviciene, L., & Apse, P. (2013). Does residual cement around implant-supported restorations cause peri-implant disease? A retrospective case analysis. *Clinical Oral Implants Research*, 24(11), 1179-1184.

Lobbezoo, F., Brouwers, J., Cune, M., & Naeije, M. (2006). Dental implants in patients with bruxing habits. *Journal of Oral Rehabilitation*, 33(2), 152-159.

Logan DL. (2017). *First course in the finite element method* (4 ed.). Nelson Education Ltd. ,1-27.

Ma, L.-s., Tang, L., & Pan, Y.-h. (2012). A dynamic finite element analysis of stress distribution in bone tissue surrounding solely or splinted implant-borne fixed partial denture. *Zhonghua kouqiang yixue zazhi Chinese Journal of Stomatology*, 47(7), 435-438.

Mackerle, J. (2004). Finite element modelling and simulations in dentistry: a bibliography 1990–2003. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 7(5), 277-303.

McGlumphy, E. A., Mendel, D. A., & Holloway, J. A. (1998). Implant screw mechanics. *Dental Clinics of North America*, 42(1), 71-89.

McKinney, R. V., Koth, D. C., & Steflik, D. E. (1984). Clinical standards for dental implants. In: Clark JW, ed. *Clinical Dentistry*. Harperstown, PA: Harper & Row, 27-41.

Meimandi, M., Talebi Ardakani, M. R., Amid, R., Mahmoudi Motlagh, A., & Beheshti, S. (2018). Comparison of Stress and Strain Distribution Around Splinted and Nonsplinted 6-mm Short Implants in Posterior Mandible: A Finite Element Analysis Study. *Implant Dentistry*, 27(1), 74-80.

Menani, L. R., Tiossi, R., de Torres É, M., Ribeiro, R. F., & de Almeida, R. P. (2011). Photoelastic stress analysis of different designs of cement-retained fixed partial dentures on Morse taper oral implants. *The Journal of Craniofacial Surgery*, 22(2), 674-678.

Mendonca, J. A., Francischone, C. E., Senna, P. M., Matos de Oliveira, A. E., & Sotto-Maior, B. S. (2014). A retrospective evaluation of the survival rates of splinted and non-splinted short dental implants in posterior partially edentulous jaws. *Journal of Periodontology*, 85(6), 787-794.

Mericske-Stern, R., Assal, P., Mericske, E., & Bürgin, W. (1995). Occlusal force and oral tactile sensibility measured in partially edentulous patients with ITI implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 10(3), 345-353.

Mericske-Stern, R., Geering, A. H., Burgin, W. B., & Graf, H. (1992). Three-dimensional force measurements on mandibular implants supporting overdentures. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 7(2), 185-194.

Michalakis, K. X., Hirayama, H., & Garefis, P. D. (2003). Cement-retained versus screw-retained implant restorations: a critical review. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 18(5), 719-728.

Misch, C., & Bidez, M. (1994). Implant-protected occlusion: a biomechanical rationale. *Compendium (Newtown, Pa.)*, 15(11):1330, 1332, 1334 passim; quiz 1344.

Misch, C. E. (1990). Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing, and progressive boen loading. *The International Journal of Oral Implantology: Implantologist*, 6(2), 23-31.

Misch, C. E. (1999). FEATURES-IMPLANTOLOGY Short vs long implant concepts: functional surface area. *Oral Health*, 89(8), 13-23.

Misch, C. E., & Kutay, Ö. (2009). *Dental İmplant Protezler*. Nobel Tıp Kitabevleri, 45-468.

Misch, C. E., Perel, M. L., Wang, H.-L., Sammartino, G., Galindo-Moreno, P., Trisi, P., Pikos, M. A. (2008). Implant success, survival, and failure: the International Congress of Oral Implantologists (ICOI) Pisa Consensus Conference. *Implant Dentistry*, 17(1), 5-15.

Misch, C. E., Qu, Z., & Bidez, M. W. (1999). Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: implications for dental implant treatment planning and surgical placement. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 57(6):700-706; discussion 706-708.

Misch, C. E., Steigenga, J., Barboza, E., Misch-Dietsh, F., Cianciola, L. J., & Kazor, C. (2006). Short dental implants in posterior partial edentulism: a multicenter retrospective 6-year case series study. *Journal of Periodontology*, 77(8), 1340-1347.

Misch, C. E., Suzuki, J. B., Misch-Dietsh, F. M., & Bidez, M. W. (2005). A positive correlation between occlusal trauma and peri-implant bone loss: literature support. *Implant Dentistry*, 14(2), 108-116.

Moeen, F., Nisar, S., & Dar, N. (2014). A step by step guide to finite element analysis in dental implantology. *Pakistan Oral & Dental Journal*, 34,164-169.

Monje, A., Suarez, F., Galindo-Moreno, P., García-Nogales, A., Fu, J. H., & Wang, H. L. (2014). A systematic review on marginal bone loss around short dental implants (< 10 mm) for implant-supported fixed prostheses. *Clinical Oral Implants Research*, 25(10), 1119-1124.

Moraes, S. L., Pellizzer, E. P., Verri, F. R., Santiago, J. F., Jr., & Silva, J. V. (2015). Three-dimensional finite element analysis of stress distribution in retention screws of different crown-implant ratios. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 18(7), 689-696.

Morand, M., & Irinakis, T. (2007). The challenge of implant therapy in the posterior maxilla: providing a rationale for the use of short implants. *The Journal of Oral Implantology*, 33(5), 257-266.

Naert, I., Koutsikakis, G., Duyck, J., Quirynen, M., Jacobs, R., & van Steenberghe, D. (2002). Biologic outcome of implant-supported restorations in the treatment of partial edentulism. part I: a longitudinal clinical evaluation. *Clinical Oral Implants Research*, 13(4), 381-389.

Nissan, J., Ghelfan, O., Gross, M., & Chaushu, G. (2010). Analysis of load transfer and stress distribution by splinted and unsplinted implant-supported fixed cemented restorations. *Journal of Oral Rehabilitation*, 37(9), 658-662.

Nissan, J., Ghelfan, O., Gross, O., Priel, I., Gross, M., & Chaushu, G. (2011). The effect of crown/implant ratio and crown height space on stress distribution in unsplinted implant supporting restorations. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery: Official*

Journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons, 69(7), 1934-1939.

Nissan, J., Narobai, D., Gross, O., Ghelfan, O., & Chaushu, G. (2011). Long-term outcome of cemented versus screw-retained implant-supported partial restorations. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 26(5), 1102-1107.

O'Grady, J., Sheriff, M., & Likeman, P. (1996). A finite element analysis of a mandibular canine as a denture abutment. *The European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, 4(3), 117-121.

Olate, S., Lyrio, M. C. N., de Moraes, M., Mazzonetto, R., & Moreira, R. W. F. (2010). Influence of diameter and length of implant on early dental implant failure. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 68(2), 414-419.

Palmer, R. M., Howe, L. C., Palmer, P. J., & Wilson, R. (2012). A prospective clinical trial of single Astra Tech 4.0 or 5.0 diameter implants used to support two-unit cantilever bridges: results after 3 years. *Clinical Oral Implants Research*, 23(1), 35-40.

Pellizzer, E. P., de Mello, C. C., Santiago Junior, J. F., de Souza Batista, V. E., de Faria Almeida, D. A., & Verri, F. R. (2015). Analysis of the biomechanical behavior of short implants: The photo-elasticity method. *Materials Science & Engineering. C, Materials for Biological Applications*, 55, 187-192.

Pellizzer, E. P., Tonella, B. P., Ferraço, R., Falcón-Antenucci, R. M., de Carvalho, P. S., & Alves-Rezende, M. C. (2010). Photoelastic stress analysis in screwed and cemented implant-supported dentures with external hexagon implants. *The Journal of Craniofacial Surgery*, 21(4), 1110-1113.

Peñarrocha-Oltra, D., Candel-Martí, E., Ata-Ali, J., & Peñarrocha-Diago, M. (2013). Rehabilitation of the atrophic maxilla with tilted implants: review of the literature. *Journal of Oral Implantology*, 39(5), 625-632.

Pennington, J., & Parker, S. (2012). Improving quality of life using removable and fixed implant prostheses. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 33(4), 268-270, 272, 274-276.

Perdijk, F. B., Meijer, G. J., Bronkhorst, E. M., & Koole, R. (2011). Implants in the severely resorbed mandibles: whether or not to augment? What is the clinician's preference? *Oral and Maxillofacial Surgery*, 15(4), 225-231.

Perelli, M., Abundo, R., Corrente, G., & Saccone, C. (2012). Short (5 and 7 mm long) porous implants in the posterior atrophic maxilla: a 5-year report of a prospective single-cohort study. *European Journal of Oral Implantology*, 5(3), 265-272.

Pietrabissa, R., Gionso, L., Quaglini, V., Di Martino, E., & Simion, M. (2000). An in vitro study on compensation of mismatch of screw versus cement-retained implant supported fixed prostheses. *Clinical Oral Implants Research*, 11(5), 448-457.

Pietrokovski, J., & Massler, M. (1967). Alveolar ridge resorption following tooth extraction. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 17(1), 21-27.

Powers, J.M. ve Sakaguchi, R.L. (2006). *Craig's Restorative Dental Materials* (13th ed.). St. Louis: Elsevier Mosby, 35-41.

Ragauskaite, A., Zekonis, G., Zilinskas, J., Gleiznys, A., Ivanauskiene, E., & Gleiznys, D. (2017). The comparison of cement- and screw-retained crowns from technical and biological points of view. *Stomatologija*, 19(2), 44-50.

Ramoğlu, A. G. D. S., & Oğuz, O. (2014). Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 24(3), 175-180.

Rams, T. E., Balkin, B. E., Roberts, T. W., & Molzan, A. K. (2013). Microbiological aspects of human mandibular subperiosteal dental implants. *Journal of Oral Implantology*, 39(6), 714-722.

Rangert, B., Jemt, T., & Jörneus, L. (1989). Forces and moments on Branemark implants. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 4(3), 241-247.

Rangert, B., Krogh, P. H., Langer, B., & Van Roekel, N. (1995). Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 10(3), 326-334.

Rangert, B. R., Sullivan, R. M., & Jemt, T. M. (1997). Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 12(3), 360-370.

Reddy, M. S., Sundram, R., & Eid Abdemagyd, H. A. (2019). Application of Finite Element Model in Implant Dentistry: A Systematic Review. *Journal of Pharmacy & Bioallied Sciences*, 11(Suppl 2), S85-S91.

Reilly, D. T., & Burstein, A. H. (1975). The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. *Journal of Biomechanics*, 8(6), 393-405.

Renouard, F., & Nisand, D. (2005). Short implants in the severely resorbed maxilla: a 2-year retrospective clinical study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 7 Suppl 1, S104-10.

Resnik, R. (2020). *Misch's contemporary implant dentistry e-book*: Elsevier Health Sciences. , 553-567

Rieder, C. E. (1990). Copings on tooth and implant abutments for superstructure prostheses. *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 10(6), 436-453.

Rieger, M., Adams, W., Kinzel, G., & Brose, M. (1989). Alternative materials for three endosseous implants. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 61(6), 717-722.

Rokni, S., Todescan, R., Watson, P., Pharoah, M., Adegbenbo, A. O., & Deporter, D. (2005). An assessment of crown-to-root ratios with short sintered porous-surfaced implants supporting prostheses in partially edentulous patients. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 20(1), 69-76.

Romeo, E., Bivio, A., Mosca, D., Scanferla, M., Ghisolfi, M., & Storelli, S. (2010). The use of short dental implants in clinical practice: literature review. *Minerva Stomatologica*, 59(1-2), 23-31.

Romeo, E., Lops, D., Margutti, E., Ghisolfi, M., Chiapasco, M., & Vogel, G. (2003). Implant-supported fixed cantilever prostheses in partially edentulous arches. A seven-year prospective study. *Clinical Oral Implants Research*, 14(3), 303-311.

S. A., A., Karthigeyan, S., Deivanai, M. , & Kumar, A. (2014). Implant rehabilitation for atrophic maxilla: a review. *Journal of Indian Prosthodontic Society*, 14(3), 196-207.

Sagat, G., Yalcin, S., Gultekin, B. A., & Mijiritsky, E. (2010). Influence of arch shape and implant position on stress distribution around implants supporting fixed full-arch prosthesis in edentulous maxilla. *Implant Dentistry*, 19(6), 498-508.

Sahin, S., Cehreli, M. C., & Yalçin, E. (2002). The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses--a review. *Journal of Dentistry*, 30(7-8), 271-282.

Sailer, I., Mühlemann, S., Zwahlen, M., Hämmerle, C. H., & Schneider, D. (2012). Cemented and screw-retained implant reconstructions: a systematic review of the survival and complication rates. *Clinical Oral Implants Research*, 23 Suppl 6, 163-201.

Sakaguchi, R. L., & Borgersen, S. E. (1995). Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 10(3), 295-302.

Sallam, H., Kheiralla, L. S., & Aldawakly, A. (2012). Microstrains around standard and mini implants supporting different bridge designs. *Journal of Oral Implantology*, 38(3), 221-229.

Scheller, H., Urgell, J. P., Kultje, C., Klineberg, I., Goldberg, P. V., Stevenson-Moore, P., Smith, C. R. (1998). A 5-year multicenter study on implant-supported single crown restorations. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 13(2), 212-218.

Schnitman, P. A., & Shulman, L. B. (1979). Recommendations of the consensus development conference on dental implants. *Journal of the American Dental Association* (1939), 98(3), 373-377.

Schropp, L., Wenzel, A., Kostopoulos, L., & Karring, T. (2003). Bone healing and soft tissue contour changes following single-tooth extraction: a clinical and radiographic 12-month prospective study. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 23(4), 313-323.

Scialom, J. (1962). A new look at implants: A fortunate discovery: needle implants. *L'Information Dentaire*, 44, 737.

Scurria, M. S., Morgan, Z. V. t., Guckes, A. D., Li, S., & Koch, G. (1998). Prognostic variables associated with implant failure: a retrospective effectiveness study. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 13(3), 400-406.

Seker, E., Ulusoy, M., Ozan, O., Dogan, D. O., & Seker, B. K. (2014). Biomechanical effects of different fixed partial denture designs planned on bicortically

anchored short, graft-supported long, or 45-degree-inclined long implants in the posterior maxilla: a three-dimensional finite element analysis. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 29(1), e1-9.

Sennerby, L., & Roos, J. (1998). Surgical determinants of clinical success of osseointegrated oral implants: a review of the literature. *International Journal of Prosthodontics*, 11(5), 408-420.

Serio, F. G. (1999). Clinical rationale for tooth stabilization and splinting. *Dental Clinics of North America*, 43(1), 1-6, v.

Sevimay, M., Turhan, F., Kiliçarslan, M., & Eskitascioglu, G. (2005). Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 93(3), 227-234.

Shadid, R., & Sadaqa, N. (2012). A comparison between screw- and cement-retained implant prostheses. A literature review. *The Journal of Oral Implantology*, 38(3), 298-307

Sherif, S., Susarla, S. M., Hwang, J.-W., Weber, H.-P., & Wright, R. F. (2011). Clinician-and patient-reported long-term evaluation of screw-and cement-retained implant restorations: a 5-year prospective study. *Clinical Oral Investigations*, 15(6), 993-999.

Shetty, P., Hegde, A., & Rai, K. (2010). Finite element method—an effective research tool for dentistry. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 34(3), 281-285.

Shulman, L. (1985). Dental replantation and transplantation. *Oral and Maxillofacial Surgery*, 2, 132-133.

Silva, G. C., Cornacchia, T. M., de Magalhaes, C. S., Bueno, A. C., & Moreira, A. N. (2014). Biomechanical evaluation of screw- and cement-retained implant-supported prostheses: a nonlinear finite element analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(6), 1479-1488.

Silva, G. C., de Andrade, G. M., Coelho, R. C., Cornacchia, T. M., de Magalhaes, C. S., & Moreira, A. N. (2015). Effects of Screw- and Cement-Retained Implant-Supported Prostheses on Bone: A Nonlinear 3-D Finite Element Analysis. *Implant Dentistry*, 24(4), 464-471.

Solnit, G. S., & Schneider, R. L. (1998). An alternative to splinting multiple implants: use of the ITI system. *Journal of Prosthodontics: Official Journal of the American College of Prosthodontists*, 7(2), 114-119.

Sonugelen M, Artunç C. (2002). *Ağız Protezleri ve Biyomekanik*. İzmir Ege Üniversitesi. Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları; 1-11

Sorni, M., Guarinos, J., García, O., & Peñarrocha, M. (2005). Implant rehabilitation of the atrophic upper jaw: a review of the literature since 1999. *Medicina Oral, Patologia Oral y Cirugia Bucal*, 1;10 Suppl 1:E45-56.

Spiekermann, H., Donath, K., Hassell, T., Jovanovic, S., & Richter, J. (1995). *Implantology: color atlas of dental medicine*. Thieme Medical Publishers, Inc., New York, 114, 261-264.

Srinivasan, M., Vazquez, L., Rieder, P., Moraguez, O., Bernard, J.-P., & Belser, U. C. (2012). Efficacy and predictability of short dental implants (< 8 mm): a critical appraisal of the recent literature. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 27(6), 1429-1437.

Stegaroiu, R., Sato, T., Kusakari, H., & Miyakawa, O. (1998). Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: a three-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 13(1), 82-90.

Strong, S. (2008). What's your choice: cement-or screw-retained implant restorations? *General Dentistry*, 56(1), 15-18.

Sun, H. L., Wu, Y. R., Huang, C., & Shi, B. (2011). Failure rates of short (≤ 10 mm) dental implants and factors influencing their failure: a systematic review. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 26(4), 816-825.

Sütpideler, M., Eckert, S. E., Zobitz, M., & An, K.-N. (2004). Finite element analysis of effect of prosthesis height, angle of force application, and implant offset on supporting bone. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 19(6), 819-825.

Swanberg, D., & Henry, M. (1995). Avoiding implant overload. *The Implant Society*, 6(1), 12-14.

Şenel, F. V., Soydan, D. S. S., Ersöz, D. E., & Yılmaz, D. (2010). Farklı tipte endosteal implantların, farklı kuvvetler altında çevre kemikte oluşturduğu değişikliklerin üç boyutlu modelleme ve sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmesi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2010(1), 25-33.

Tang, C.-B., Liu, S.-Y., Zhou, G.-X., Yu, J.-H., Zhang, G.-D., Bao, Y.-D., & Wang, Q.-J. (2012). Nonlinear finite element analysis of three implant–abutment interface designs. *International Journal of Oral Science*, 4(2), 101-108.

Tang, Y., Yu, H., Wang, J., Gao, M., & Qiu, L. (2020). Influence of crown-to-implant ratio and different prosthetic designs on the clinical conditions of short implants

in posterior regions: A 4-year retrospective clinical and radiographic study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 22(1), 119-127.

Taşkınsel, E., & Gümüş, H. (2014). Sonlu elemanlar stres analizi ve restoratif diş hekimliğinde kullanımı. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, Supplement: 8, 131-135.

Tawil, G., Aboujaoude, N., & Younan, R. (2006). Influence of prosthetic parameters on the survival and complication rates of short implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 21(2), 275-282.

Taylor, T. D., Agar, J. R., & Vogiatzi, T. (2000). Implant prosthodontics: current perspective and future directions. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 15(1), 66-75.

Taylor, T. D., Belser, U., & Mericske-Stern, R. (2000). Prosthodontic considerations. *Clinical Oral Implants Research*, 11 Suppl 1, 101-107.

Telleman, G., Raghoobar, G. M., Vissink, A., Den Hartog, L., Huddleston Slater, J. J., & Meijer, H. J. (2011). A systematic review of the prognosis of short (< 10 mm) dental implants placed in the partially edentulous patient. *Journal of Clinical Periodontology*, 38(7), 667-676.

Thoma, D. S., Haas, R., Tutak, M., Garcia, A., Schincaglia, G. P., & Hämmerle, C. H. (2015). Randomized controlled multicentre study comparing short dental implants (6 mm) versus longer dental implants (11-15 mm) in combination with sinus floor elevation procedures. Part 1: demographics and patient-reported outcomes at 1 year of loading. *Journal of Clinical Periodontology*, 42(1), 72-80.

Tolstunov, L. (2007). Implant zones of the jaws: implant location and related success rate. *Journal of Oral Implantology*, 33(4), 211-220.

Tonetti, M. S., & Schmid, J. (1994). Pathogenesis of implant failures. *Periodontology* 2000, 4(1), 127-138.

Toniollo, M. B., Macedo, A. P., Pupim, D., Zapparoli, D., & da Gloria Chiarello de Mattos, M. (2017). Finite Element Analysis of Bone Stress in the Posterior Mandible Using Regular and Short Implants, in the Same Context, with Splinted and Nonsplinted Prostheses. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 32(4), e199-e206.

Toniollo, M. B., Vieira, L. J. P., Dos Santos Sá, M., Macedo, A. P., Melo, J. P. d., Jr., & Terada, A. S. S. D. (2019). Stress distribution of three-unit fixed partial prostheses (conventional and pontic) supported by three or two implants: 3D finite element analysis of ductile materials. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 22(7), 706-712.

Tsumita, M., Kokubo, Y., Von Steyern, P. V., & Fukushima, S. (2008). Effect of framework shape on the fracture strength of implant-supported all-ceramic fixed partial dentures in the molar region. *Journal of Prosthodontics*, 17(4), 274-285.

Tutak, M., Smektała, T., Schneider, K., Gołębiewska, E., & Sporniak-Tutak, K. (2013). Short dental implants in reduced alveolar bone height: a review of the literature. *Medical Science Monitor: International Medical Journal of Experimental and Clinical Research*, 19, 1037-1042.

Tuzlalı, M., Öztürk, C., & Zortuk, M. (2018). Vidalı ve simante implant üstü sabit restorasyonlarda stres dağılımının karşılaştırılması: sonlu elemanlar analizi çalışması. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, 24(2):106-113

Ulm, C., Kneissel, M., Schedle, A., Solar, P., Matejka, M., Schneider, B., & Donath, K. (1999). Characteristic features of trabecular bone in edentulous maxillae. *Clinical Oral Implants Research*, 10(6), 459-467.

Van Eijden, T. (1991). Three-dimensional analyses of human bite-force magnitude and moment. *Archives of Oral Biology*, 36(7), 535-539.

Van Oosterwyck, H., Duyck, J., Vander Sloten, J., Van der Perre, G., De Cooman, M., Lievens, S., Naert, I. (1998). The influence of bone mechanical properties and implant fixation upon bone loading around oral implants. *Clinical Oral Implants Research*, 9(6), 407-418.

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.

Vanden Bogaerde, L., Pedretti, G., Dellacasa, P., Mozzati, M., Rangert, B., & Wendelhag, I. (2004). Early function of splinted implants in maxillas and posterior mandibles, using Brånemark System Tiunite implants: an 18-month prospective clinical multicenter study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 6(3), 121-129.

Verdonschot, N., Fennis, W. M., Kuijs, R. H., Stolk, J., Kreulen, C. M., & Creugers, N. H. (2001). Generation of 3-D finite element models of restored human teeth using micro-CT techniques. *The International Journal of Prosthodontics*, 14(4), 310-315.

Verri, F. R., de Souza Batista, V. E., Santiago Jr, J. F., de Faria Almeida, D. A., & Pellizzer, E. P. (2014). Effect of crown-to-implant ratio on peri-implant stress: a finite element analysis. *Materials Science and Engineering: C, Materials for Biological Applications*, 45, 234-240.

Verri, F. R., Junior, J. F. S., de Faria Almeida, D. A., de Oliveira, G. B. B., de Souza Batista, V. E., Honório, H. M., Pellizzer, E. P. (2015). Biomechanical influence of crown-to-implant ratio on stress distribution over internal hexagon short implant: 3-D finite element analysis with statistical test. *Journal of Biomechanics*, 48(1), 138-145.

Vigolo, P., Givani, A., Majzoub, Z., & Cordioli, G. (2004). Cemented Versus Screw-Retained Implant-Supported Single-Tooth Crowns: A 4-year Prospective Clinical Study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 19(2), 260-265.

Wadhwani, C., & Piñeyro, A. (2009). Technique for controlling the cement for an implant crown. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 102(1), 57-58.

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.

Walton, J., & MacEntee, M. (1994). Problems with prostheses on implants: a retrospective study. *Journal of Dentistry*, 71(3), 283-288.

Wang, T. M., Leu, L. J., Wang, J., & Lin, L. D. (2002). Effects of prosthesis materials and prosthesis splinting on peri-implant bone stress around implants in poor-quality bone: a numeric analysis. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 17(2), 231-237.

Weinberg, L. A., & Kruger, B. (1995). A comparison of implant/prosthesis loading with four clinical variables. *International Journal of Prosthodontics*, 8(5), 421-433.

Weinstein, A. M., Klawitter, J. J., Anand, S. C., & Schuessler, R. (1976). Stress analysis of porous rooted dental implants. *Journal of Dental Research*, 55(5), 772-777.

Weng, D., Jacobson, Z., Tarnow, D., Hürzeler, M. B., Faehn, O., Sanavi, F., Stach, R. M. (2003). A prospective multicenter clinical trial of 3i machined-surface implants: results after 6 years of follow-up. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 18(3), 417-423.

Wheeler R. C. (1969). *An atlas of tooth form.* , W. B. Saunders Company, Toronto: Harcourt Canada, 26.

Wheeler, R. C. (2010). *Dental Anatomy, Physiology, and Occlusion.* Saunders, Toronto: Harcourt Canada, 26-175

White, S., Caputo, A., & Anderkvist, T. (1994). Effect of cantilever length on stress transfer by implant-supported prostheses. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 71(5), 493-499.

Winkler, S., Morris, H. F., & Ochi, S. (2000). Implant survival to 36 months as related to length and diameter. *Annals of Periodontology*, 5(1), 22-31.

Winter, W., Krafft, T., Steinmann, P., & Karl, M. (2011). Quality of alveolar bone--Structure-dependent material properties and design of a novel measurement technique. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 4(4), 541-548.

Wittneben, J. G., Millen, C., & Bragger, U. (2014). Clinical performance of screw-versus cement-retained fixed implant-supported reconstructions--a systematic review. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 29 Suppl, 84-98.

Wylie, R. S., & Caputo, A. A. (1991). Fixed cantilever splints on teeth with normal and reduced periodontal support. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 66(6), 737-742.

Yang, T. C., Maeda, Y., & Gonda, T. (2011). Biomechanical rationale for short implants in splinted restorations: an in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 24(2), 130-132.

Yilmaz, B., Mess, J., Seidt, J., & Clelland, N. L. (2013). Strain comparisons for splinted and nonsplinted cement-retained implant crowns. *International Journal of Prosthodontics*, 26(3), 235-238.

Yilmaz, B., Seidt, J. D., McGlumphy, E. A., & Clelland, N. L. (2011). Comparison of strains for splinted and nonsplinted screw-retained prostheses on short implants. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 26(6), 1176-1182.

Yokoyama, S., Wakabayashi, N., Shiota, M., & Ohyama, T. (2004). The influence of implant location and length on stress distribution for three-unit implant-supported posterior cantilever fixed partial dentures. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 91(3), 234-240.

Zampelis, A., Rangert, B., & Heijl, L. (2007). Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: a two-dimensional finite element analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 97(6 Suppl), S35-43.

Zarb, G. A., & Albrektsson, T. (1985). *Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry*: Quintessence Pub Co. , p. 202

Zarb, G. A., & Albrektsson, T. (1998). Consensus report: towards optimized treatment outcomes for dental implants. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 80(6), 641.

Zarone, F., Sorrentino, R., Traini, T., Di Iorio, D., & Caputi, S. (2007). Fracture resistance of implant-supported screw- versus cement-retained porcelain fused to metal single crowns: SEM fractographic analysis. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 23(3), 296-301.

Zienkiewicz, O. C., & Taylor, R. L. (2005). *The finite element method for solid and structural mechanics*. Elsevier, 17-22