

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

(YÜKSEK LİSANS DOKTORA TEZİ)

**FARKLI MATERYALLERDEN YAPILMIŞ İMPLANT VE ÜST
YAPILARININ KUVVET DAĞILIMININ SONLU ELEMANLAR
GERİLME ANALİZİ İLE İNCELENMESİ**

YUSUF ERKAN AKILLI

**DANIŞMAN
PROF. DR. Z. CÜNEYT KARABUDA**

**ORAL İMPLANTOLOJİ ANABİLİM DALI
ORAL İMPLANTOLOJİ PROGRAMI**

İSTANBUL-2010

TEZ ONAYI

Aşağıda tanıtımı yapılan tez, jüri tarafından başarılı bulunarak Doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

20 / 03 / 2010


Prof. Dr. Tamer DEMİRALP
Enstitü Müdürü

Kurum : İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Program Adı : DOKTORA
Programın seviyesi : Yüksek Lisans ☐ Doktora ☒
Anabilim Dalı : ORAL İMPLANTOLOJİ
Tez Sahibi : YUSUF ERKAN AKILLI
Tez Başlığı : Farklı Materyallerden Yapılmış İmplant ve Üst Yapıların Kuvvet Dağılımının Sonlu Elemanlar Gerilme Analizi İle İncelenmesi
Sınav Yeri : İ.Ü.DİŞHEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
Sınav Tarihi : 24 / 03 / 2010

Tez Sınav Jürisi

Ünvanı Adı Soyadı Üniversitesi, Fakültesi, Anabilim Dalı _____

1. Prof. Dr. Tayfun ÖZDEMİR (İ.Ü. Dişhekimliği Fak. Oral İmplantoloji Anabilim Dalı)

(Tez İzleme Komitesi)



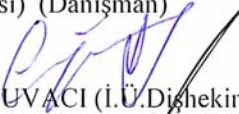
2. Prof. Dr. Funda YALÇIN (İ.Ü. Dişhekimliği Fak. Periodontoloji Anabilim Dalı)

(Tez İzleme Komitesi)



3. Prof. Dr. Zihni Cüneyt KARABUDA (İ.Ü. Dişhekimliği Fak. Oral İmplantoloji Anabilim Dalı)

(Tez İzleme Komitesi) (Danışman)



4. Prof. Dr. Hakan ÖZYUVACI (İ.Ü. Dişhekimliği Fak. Ağız Diş Çene Hast. ve Cerrahisi A.B.D.)



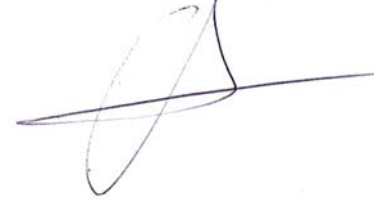
5. Prof. Dr. Atilla SERTGÖZ (Marmara Üniversitesi Dişhek. fak. Protetik Diş Tedavisi .A.B.D.)



BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmayla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığı beyan ederim.

Yusuf Erkan Akıllı



İTHAF

Aileme ithaf ediyorum

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca ve tezimin hazırlanması aşamasında bilgi ve tecrübeleriyle bana her konuda yardımcı olan, yol gösteren ve desteğini esirgemeyen değerli hocam ve tez danışmanım Sayın **Prof. Dr. Z. Cüneyt Karabuda**'ya

Mesleki eğitimime ve tezime katkı ve yardımlarından dolayı değerli hocalarım Sayın **Prof. Dr. Tayfun Özdemir**, Sayın **Prof. Dr. Serdar Yalçın** ve Sayın **Doç. Dr. Selim Ersanlı**' ya,

Çalışmada planlanan modellerin bilgisayar ortamında yapılmasını sağlayan ve analizi yapan **Ay Tasarım Ltd**' e

Çalışmaktan her zaman çok zevk aldığım, sevgi ve saygı duyduğum **Asistan** ve **Uzman** arkadaşlarıma.

Teşekkür ederim

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No:3601

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI	İİ
BEYAN.....	İİİ
İTHAF.....	İV
TEŞEKKÜR.....	V
İÇİNDEKİLER	VI
TABLolar LİSTESİ.....	X
ŞEKİLLER LİSTESİ	Xİİ
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ	XXİİ
ÖZET	XXİİİ
ABSTRACT.....	XXİV
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. İmplantolojide Görülen Komplikasyonlar	4
2.1.1. Biyolojik komplikasyonlar	4
2.1.1.1. Krestal kemik kaybı (Erken dönem kemik kaybı)	4
2.1.1.2. Periimplanter yumuşak doku hastalıkları.....	5
2.1.1.3. İmplant kaybı	6
2.1.2. Mekanik komplikasyonlar	7
2.2. İmplant Destekli Protezlerin Biyomekaniği.....	7
2.2.1. İmplant destekli sabit protezlerde çiğneme kuvvetleri	8
2.2.2. İmplant destekli sabit protezlerde kuvvet dağılımı.....	9
2.3. İmplantların Sınıflandırılması	9
2.3.1. İmplantların yapıldıkları materyale göre sınıflandırılması	11
2.3.1.1. Titanyum implantlar	11
2.3.1.2. Aluminyum oksit implantlar	12
2.3.1.3. Zirkonyum implantlar	13
2.4. İmplant Üstü Sabit Protezlerde Kullanılan Restoratif Materyaller.....	16
2.4.1. Metal destekli seramik restorasyonlar	17
2.4.1.1. Seramiğin tarihçesi.....	17
2.4.1.2. Dişhekimliği seramiğinin yapısı	19

2.4.1.3. Diş hekimliği seramiği ile birlikte kullanılan metal alaşımlarının sınıflandırılması.....	20
2.4.1.4. Metal seramik sistemlerinin bileşenleri	22
2.4.2. Zirkonyum esaslı seramikler.....	23
2.4.2.1. Zirkonyum esaslı seramiklerin uygulama alanları	23
2.4.2.2. Zirkonyum esaslı seramiklerin yapısı ve özellikleri	24
2.4.2.3. Zirkonyum materyalleri	26
2.4.2.4. HIP ve Non-HIP zirkonyum.....	27
2.4.2.5. Zirkonyumun veneerlenmesi.....	27
2.4.2.6. Zirkonyum seramiği kullanan sistemler	32
Lava sistemi	32
Procera sistemi	33
Everest sistemi	34
Hint-Els sistemi	35
Cercon sistemi.....	35
DC-Zirkon sistemi (DCS-Precident).....	36
Cerec InLab sistemi.....	37
Vita Celay sistemi	38
ZENO Tec sistemi.....	39
Zirconzahn sistemi	39
2.5.Gerilme Analiz Yöntemleri ve Sonlu Elemanlar Metodunda Kullanılan Mekanik Kavramlar	40
2.5.1.Gerilme analiz yöntemleri.....	40
2.5.2. Sonlu elemanlar gerilme analiz yöntemi	41
2.5.3. Sonlu elemanlar metodunda kullanılan mekanik kavramlar.....	43
2.5.3.1. Bileşik gerilim durumu (General state of stress).....	44
2.5.3.2. Mohr daireesi, Asal gerilimler, Asal eksenler (Mohr's circle, Principle stresses, Principal axes).....	44
2.5.3.3. Elastiklik modülü (Young's modulus).....	45
2.5.3.4. Poisson oranı (Poisson's ratio).....	45
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	46
3.1.1. Alt Çene Kemisinin Modellenmesi:	46
3.1.2. İmplantların Modellenmesi:.....	50

3.1.3. Postların Modellenmesi	51
3.1.4. İmplant Üstü Protezlerin Modellenmesi	52
3.2. İmplantların Lokalizasyonunun Belirlenmesi	55
3.3. Oluşturulan Modellerin Sonlu Eleman Analizi için Hazır Hale Getirilmesi	57
3.4. Analizi Yapılacak Matematiksel Modellerin Oluşturulması	58
3.5. Modellerde Kontak Yüzeylerin Belirlenmesi	60
3.6. Kuvvet Uygulanması	60
4. BULGULAR.....	63
4.1. Dikey Kuvvet Uygulamasıyla Elde Edilen Bulgular	63
4.1.1. Model 1' in Gruplarında Elde Edilen Bulgular	63
4.1.1.1. Model 1'in Birinci Grubuna Ait Bulgular.....	64
4.1.1.2. Model 1'in İkinci Grubuna Ait Bulgular	66
4.1.1.3. Model 1'in Üçüncü Grubuna Ait Bulgular	68
4.1.1.4. Model 1'in Dördüncü Grubuna Ait Bulgular.....	70
4.1.2. Model 2' nin Gruplarında Elde Edilen Bulgular	73
4.1.2.1. Model 2'nin Birinci Grubuna Ait Bulgular.....	74
4.1.2.2. Model 2'nin İkinci Grubuna Ait Bulgular	76
4.1.2.3. Model 2' nin Üçüncü Grubuna Ait Bulgular	78
4.1.2.4. Model 2' nin Dördüncü Grubuna Ait Bulgular.....	80
4.1.3. Model 3' ün Gruplarında Elde Edilen Bulgular.....	83
4.1.3.1. Model 3' ün Birinci Grubuna Ait Bulgular.....	83
4.1.3.2. Model 3' ün ikinci Grubuna Ait Bulgular.....	85
4.1.3.3. Model 3' ün Üçüncü Grubuna Ait Bulgular	87
4.1.3.4. Model 3' ün Dördüncü Grubuna Ait Bulgular.....	89
4.1.4. Model 4' ün Gruplarında Elde Edilen Bulgular.....	92
4.1.4.1. Model 4' ün Birinci Grubuna Ait Bulgular.....	92
4.1.4.2. Model 4' ün İkinci Grubuna Ait Bulgular.....	94
4.1.4.3. Model 4' ün üçüncü Grubuna Ait Bulgular	96
4.1.4.4. Model 4' ün dördüncü Grubuna Ait Bulgular.....	98
4.2. Oblik Kuvvet Uygulamasıyla Elde Edilen Bulgular.....	101
4.2.1. Model 1' in Gruplarında Elde Edilen Bulgular	101
4.2.1.1. Model 1'in Birinci Grubuna Ait Bulgular.....	101
4.2.1.2. Model 1'in İkinci Grubuna Ait Bulgular	103

4.2.1.3. Model 1'in Üçüncü Grubuna Ait Bulgular	105
4.2.1.4. Model 1'in Dördüncü Grubuna Ait Bulgular	107
4.2.2. Model 2' nin Gruplarında Elde Edilen Bulgular	110
4.2.2.1. Model 2'in Birinci Grubuna Ait Bulgular	110
4.2.2.2. Model 2'nin İkinci Grubuna Ait Bulgular	112
4.2.2.3. Model 2' nin Üçüncü Grubuna Ait Bulgular	114
4.2.2.4. Model 2' nin Dördüncü Grubuna Ait Bulgular	116
4.2.3. Model 3' ün Gruplarında Elde Edilen Bulgular	119
4.2.3.1. Model 3' ün Birinci Grubuna Ait Bulgular	119
4.2.3.2. Model 3' ün ikinci Grubuna Ait Bulgular	121
4.2.3.3. Model 3' ün Üçüncü Grubuna Ait Bulgular	123
4.2.3.4. Model 3' ün Dördüncü Grubuna Ait Bulgular	125
4.2.4. Model 4' ün Gruplarında Elde Edilen Bulgular	128
4.2.4.1. Model 4' ün Birinci Grubuna Ait Bulgular	128
4.2.4.2. Model 4' ün İkinci Grubuna Ait Bulgular	130
4.2.4.3. Model 4' ün Üçüncü Grubuna Ait Bulgular	132
4.2.4.4. Model 4' ün Dördüncü Grubuna Ait Bulgular	134
5. TARTIŞMA	138
6. KAYNAKLAR	154
HAM VERİLER	HATA! YER İŞARETİ TANIMLANMAMIŞ.
FORMLAR	HATA! YER İŞARETİ TANIMLANMAMIŞ.
ETİK KURUL KARARI	HATA! YER İŞARETİ TANIMLANMAMIŞ.
PATENT HAKKI İZNİ	HATA! YER İŞARETİ TANIMLANMAMIŞ.
TELİF HAKKI İZNİ	HATA! YER İŞARETİ TANIMLANMAMIŞ.
ÖZGEÇMİŞ	184

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 2-1: Dental implant materyalleri	10
Tablo 3-1: Grupların adlandırılmasında kullanılan kısaltmalar ve açılımları.....	55
Tablo 3-2: Oluşturulan modeller ve alt grupları	56
Tablo 3-3: Modellemede kullanılan materyallerin elastiklik modülü ve Posison oranları	58
Tablo 3-4: Matematiksel modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları.....	60
Tablo 4-1: Model 1' in gruplarında, 2PM implant bölgesinde dikey kuvvet sonucu oluşan Von Misses stresi dağılımı	72
Tablo 4-2: Model 1' in gruplarında, 1M implant bölgesinde dikey kuvvet sonucu oluşan Von Misses stresi dağılımı.....	73
Tablo 4-3: Model 1' in gruplarında, 2M implant bölgesinde dikey kuvvet sonucu oluşan Von Misses stresi dağılımı.....	73
Tablo 4-4: Model 2' nin gruplarında, 2PM implant bölgesinde dikey kuvvet sonucu oluşan Von Misses stresi dağılımı	82
Tablo 4-5: Model 2' nin gruplarında, 2M implant bölgesinde dikey kuvvet sonucu oluşan Von Misses stresi dağılımı	82
Tablo 4-6: Model 3' ün gruplarında, 2PM implant bölgesinde dikey kuvvet sonucu oluşan Von Misses stresi dağılımı	91
Tablo 4-7: Model 3' ün gruplarında, 1M implant bölgesinde dikey kuvvet sonucu oluşan Von Misses stresi dağılımı.....	92
Tablo 4-8: Model 4' ün gruplarında, 2PM implant bölgesinde dikey kuvvet sonucu oluşan Von Misses stresi dağılımı	100
Tablo 4-9: Model 4' ün gruplarında, 1M implant bölgesinde dikey kuvvet sonucu oluşan Von Misses stresi dağılımı.....	101
Tablo 4-10: Model 4' ün gruplarında, 2M implant bölgesinde dikey kuvvet sonucu oluşan Von Misses stresi dağılımı	101
Tablo 4-11: Model 1' in gruplarında, 2PM implant bölgesinde oblik kuvvet sonucu oluşan Von Misses stresi dağılımı	109
Tablo 4-12: Model 1' in gruplarında, 1M implant bölgesinde oblik kuvvet sonucu oluşan Von Misses stresi dağılımı	110

Tablo 4-13: Model 1' in gruplarında, 2M implant bölgesinde oblik kuvvet sonucu oluşan Von Misses stresi dağılımı	110
Tablo 4-14: Model 2' nin gruplarında, 2PM implant bölgesinde oblik kuvvet sonucu oluşan Von Misses stresi dağılımı	118
Tablo 4-15: Model 2' nin gruplarında, 2M implant bölgesinde oblik kuvvet sonucu oluşan Von Misses stresi dağılımı	119
Tablo 4-16: Model 3' ün gruplarında, 2PM implant bölgesinde oblik kuvvet sonucu oluşan Von Misses stresi dağılımı	127
Tablo 4-17: Model 3' ün gruplarında, 1M implant bölgesinde oblik kuvvet sonucu oluşan Von Misses stresi dağılımı	128
Tablo 4-18: Model 4' ün gruplarında, 2PM implant bölgesinde oblik kuvvet sonucu oluşan Von Misses stresi dağılımı	136
Tablo 4-19: Model 4' ün gruplarında, 1M implant bölgesinde oblik kuvvet sonucu oluşan Von Misses stresi dağılımı	137
Tablo 4-20: Model 4' ün gruplarında, 2M implant bölgesinde oblik kuvvet sonucu oluşan Von Misses stresi dağılımı	137

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1: Titanyum implantlar	11
Şekil 2-2: Aluminyum oksit implant	12
Şekil 2-3: Zirkonyum implant.....	14
Şekil 2-4: Endikasyonlarına göre farklı şekilde üretilmiş zirkonyum implantlar.....	15
Şekil 2-5: Lava sistemi ile üretilmiş olan kuron köprü protezleri	33
Şekil 2-6: Procera sistemi ile üretilmiş olan kuron protezi ve alt yapısı	34
Şekil 2-7: Everest sisteminde kullanılan bloklar	34
Şekil 2-8: Hint-Els sisteminde kullanılan bloklar	35
Şekil 2-9: Cercon sisteminde kullanılan zirkonyum bloklar	36
Şekil 2-10: DC-Zirkon sistemi ile elde edilen köprü protezi altyapısı	37
Şekil 2-11: Cerec sisteminde kullanılan zirkonyum bloklar.....	38
Şekil 2-12: Vita celay sisteminde kullanılan bloklar	39
Şekil 2-13: Zeno-tech sisteminde kullanılan bloklar	39
Şekil 2-14: Zirconzahn sisteminde kullanılan bloklar	40
Şekil 3-1: Hastanın alt çene kemiğinin tomografisi	47
Şekil 3-2: Kemik dokusunun segmentasyon işleminden sonraki görüntüsü	48
Şekil 3-3: Tomografi görüntüsünden elde edilen alt çene kemiğinin geometrik modeli.....	48
Şekil 3-4: Kortikal kemiğin görüntüsü	49
Şekil 3-5: Planlanan bölgede Boolean işlemi için gerekli hazırlığın yapılması	49
Şekil 3-6: Boolean işlemi sonucu elde edilen kemik bloğu.....	50
Şekil 3-7: Nextengine lazer tarayıcısı.....	51
Şekil 3-8: Modellenen implant ve post görüntüleri	52
Şekil 3-9: Protez alt yapısı	52
Şekil 3-10: Sabit köprü protezinde kullanılacak feldspatik porselen ve Cercon Ceram S' in modellenen görüntüsü.....	53
Şekil 3-11: Modellenen dişler	53
Şekil 3-12: İmplantların spongiöz kemik içindeki görüntüsü.....	54
Şekil 3-13: İmplantların kortikal kemik içindeki görüntüsü.....	54
Şekil 3-14: İmplant üstü protez alt yapısının postlar üzerine adaptasyonu.	54
Şekil 3-15: İmplant üstü protezin analize hazır halinin görüntüsü	55
Şekil 3-16: Model 1' de, üç implantın desteklediği 3 üyeli köprü görüntüsü	56

Şekil 3-17: Model 2' de iki implantın desteklediği 3 üyeli köprü görüntüsü	57
Şekil 3-18: Model 3' te, iki implantın desteklediği 3 üyeli distal kantileverli köprü görüntüsü	57
Şekil 3-19: Model 4' te, tek kuron protezlerinin görüntüsü	57
Şekil 3-20: Düğüm noktası farklı olan eleman tiplerinin görüntüsü	59
Şekil 3-21: Dikey yönde yükleme	61
Şekil 3-22: Oblik yönde yükleme	61
Şekil 3-23: İmplantların çevresinde oluşan Von Misses değerleri için rehber alınacak noktalar	62
Şekil 4-1: Model 1' in birinci grubunda dikey yüklemede titanyum implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı.....	64
Şekil 4-2: Model 1' in birinci grubunda dikey yükleme ile kortikal kemikte görülen Von Misses stresi dağılımı.....	64
Şekil 4-3: Model 1' in birinci grubunda dikey yükleme ile kortikal kemikte görülen gerilme stresi değerleri.....	65
Şekil 4-4: Model 1' in birinci grubunda dikey yükleme ile kortikal kemikte görülen sıkışma stresi dağılımı	65
Şekil 4-5: Model 1' in ikinci grubunda dikey yükleme ile zirkonyum implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı	66
Şekil 4-6: Model 1' in ikinci grubunda dikey yükleme ile kortikal kemikte görülen Von Misses stresi dağılımı.....	66
Şekil 4-7: Model 1' in ikinci grubunda dikey yükleme ile kortikal kemikte görülen gerilme stresi değerleri.....	67
Şekil 4-8: Model 1' in ikinci grubunda dikey yükleme ile görülen sıkışma stresi dağılımı	67
Şekil 4-9: Model 1' in üçüncü grubunda dikey yükleme ile titanyum implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı	68
Şekil 4-10: Model 1' in üçüncü grubunda dikey yükleme ile kortikal kemikte görülen Von Misses stresi dağılımı.....	68
Şekil 4-11: Model 1' in üçüncü grubunda dikey yükleme ile kortikal kemikte görülen gerilme stresi değerleri.....	69
Şekil 4-12: Model 1' in üçüncü grubunda dikey yükleme ile görülen sıkışma stresi dağılımı	69

Şekil 4-13: Model 1' in dördüncü grubunda dikey yükleme ile zirkonyum implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı	70
Şekil 4-14: Model 1' in dördüncü grubunda dikey yükleme ile kortikal kemikte görülen Von Misses stresi dağılımı.....	71
Şekil 4-15: Model 1' in dördüncü grubunda dikey yükleme ile kortikal kemikte görülen gerilme stresi değerleri.....	71
Şekil 4-16: Model 1' in dördüncü grubunda dikey yükleme ile görülen sıkışma stresi dağılımı	72
Şekil 4-17: Model 2' nin birinci grubunda dikey yüklemede titanyum implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı	74
Şekil 4-18: Model 2' nin birinci grubunda dikey yükleme ile kortikal kemikte görülen Von Misses stresi dağılımı.....	74
Şekil 4-19: Model 2' nin Birinci grubunda dikey yükleme ile kortikal kemikte görülen gerilme stresi değerleri.....	75
Şekil 4-20: Model 2' nin birinci grubunda dikey yükleme ile görülen sıkışma stresi dağılımı	75
Şekil 4-21: Model 2' nin ikinci grubunda dikey yükleme ile zirkonyum implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı	76
Şekil 4-22: Model 2' nin ikinci grubunda dikey yükleme ile kortikal kemikte görülen Von Misses stresi dağılımı.....	77
Şekil 4-23: Model 2' nin ikinci grubunda dikey yükleme ile kortikal kemikte görülen gerilme stresi değerleri.....	77
Şekil 4-24: Model 2' nin ikinci grubunda dikey yükleme ile görülen sıkışma stresi dağılımı	78
Şekil 4-25: Model 2' nin üçüncü grubunda dikey yükleme ile titanyum implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı	78
Şekil 4-26: Model 2' in üçüncü grubunda dikey yükleme ile kortikal kemikte görülen Von Misses stresi dağılımı.....	79
Şekil 4-27: Model 2' nin üçüncü grubunda dikey yükleme ile kortikal kemikte görülen gerilme stresi değerleri.....	79
Şekil 4-28: Model 2' in üçüncü grubunda dikey yükleme ile görülen sıkışma stresi dağılımı	80

Şekil 4-29: Model 2' nin dördüncü grubunda dikey yükleme ile zirkonyum implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı	80
Şekil 4-30: Model 2' nin dördüncü grubunda dikey yükleme ile kortikal kemikte görülen Von Misses stresi dağılımı	81
Şekil 4-31: Model 2' nin dördüncü grubunda dikey yükleme ile kortikal kemikte görülen gerilme stresi değerleri	81
Şekil 4-32: Model 2' nin dördüncü grubunda dikey yükleme ile görülen sıkışma stresi dağılımı	82
Şekil 4-33: Model 3' ün birinci grubunda dikey yüklemede titanyum implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı	83
Şekil 4-34: Model 3' ün birinci grubunda dikey yükleme ile kortikal kemikte görülen Von Misses stresi dağılımı.....	84
Şekil 4-35: Model 3' ün Birinci grubunda dikey yükleme ile kortikal kemikte görülen gerilme stresi değerleri.....	84
Şekil 4-36: Model 3' ün birinci grubunda dikey yükleme ile görülen sıkışma stresi dağılımı	85
Şekil 4-37: Model 3' ün ikinci grubunda dikey yükleme ile zirkonyum implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı	85
Şekil 4-38: Model 3' ün ikinci grubunda dikey yükleme ile kortikal kemikte görülen Von Misses stresi dağılımı.....	86
Şekil 4-39: Model 3' ün ikinci grubunda dikey yükleme ile kortikal kemikte görülen gerilme stresi değerleri.....	86
Şekil 4-40: Model 3' ün ikinci grubunda dikey yükleme ile görülen sıkışma stresi dağılımı	87
Şekil 4-41: Model 3' ün üçüncü grubunda dikey yükleme ile titanyum implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı	87
Şekil 4-42: Model 3' ün üçüncü grubunda dikey yükleme ile kortikal kemikte görülen Von Misses stresi dağılımı.....	88
Şekil 4-43: Model 3' ün üçüncü grubunda dikey yükleme ile kortikal kemikte görülen gerilme stresi değerleri.....	88
Şekil 4-44: Model 3' ün üçüncü grubunda dikey yükleme ile görülen sıkışma stresi dağılımı	89

Şekil 4-45: Model 3' ün dördüncü grubunda dikey yükleme ile zirkonyum implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı	89
Şekil 4-46: Model 3' ün dördüncü grubunda dikey yükleme ile kortikal kemikte görülen Von Misses stresi dağılımı.....	90
Şekil 4-47: Model 3' ün dördüncü grubunda dikey yükleme ile kortikal kemikte görülen gerilme stresi değerleri.....	90
Şekil 4-48: Model 3' ün dördüncü grubunda dikey yükleme ile görülen sıkışma stresi dağılımı	91
Şekil 4-49: Model 4' ün birinci grubunda dikey yükleme ile titanyum implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı	92
Şekil 4-50: Model 4' ün birinci grubunda dikey yükleme ile kortikal kemikte görülen Von Misses stresi dağılımı.....	93
Şekil 4-51: Model 4' ün birinci grubunda dikey yükleme ile kortikal kemikte görülen gerilme stresi değerleri.....	93
Şekil 4-52: Model 4' ün birinci grubunda dikey yükleme ile kortikal kemikte görülen sıkışma stresi değerleri.....	94
Şekil 4-53: Model 4' ün ikinci grubunda dikey yükleme ile zirkonyum implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı	94
Şekil 4-54: Model 4' ün ikinci grubunda dikey yükleme ile kortikal kemikte görülen Von Misses stresi dağılımı.....	95
Şekil 4-55: Model 4' ün ikinci grubunda dikey yükleme ile kortikal kemikte görülen gerilme stresi değerleri.....	95
Şekil 4-56: Model 4' ün ikinci grubunda dikey yükleme ile kortikal kemikte görülen sıkışma stresi değerleri.....	96
Şekil 4-57: Model 4' ün üçüncü grubunda dikey yükleme ile titanyum implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı	96
Şekil 4-58: Model 4' ün üçüncü grubunda dikey yükleme ile kortikal kemikte görülen Von Misses stresi dağılımı.....	97
Şekil 4-59: Model 4' ün üçüncü grubunda dikey yükleme ile kortikal kemikte görülen gerilme stresi değerleri.....	97
Şekil 4-60: Model 4' ün üçüncü grubunda dikey yükleme ile kortikal kemikte görülen sıkışma stresi değerleri.....	98

Şekil 4-61: Model 4' ün dördüncü grubunda dikey yükleme ile zirkonyum implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı	98
Şekil 4-62: Model 4' ün dördüncü grubunda dikey yükleme ile kortikal kemikte görülen Von Misses stresi dağılımı.....	99
Şekil 4-63: Model 4' ün dördüncü grubunda dikey yükleme ile kortikal kemikte görülen gerilme stresi değerleri.....	99
Şekil 4-64: Model 4' ün dördüncü grubunda dikey yükleme ile kortikal kemikte görülen sıkışma stresi değerleri.....	100
Şekil 4-65: Model 1' in birinci grubunda oblik yüklemede titanyum implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı	102
Şekil 4-66: Model 1' in birinci grubunda oblik yükleme ile kortikal kemikte görülen Von Misses stresi dağılımı.....	102
Şekil 4-67: Model 1' in birinci grubunda oblik yükleme ile kortikal kemikte görülen gerilme stresi değerleri.....	102
Şekil 4-68: Model 1' in birinci grubunda oblik yükleme ile görülen sıkışma stresi dağılımı	103
Şekil 4-69: Model 1' in ikinci grubunda oblik yüklemede zirkonyum implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı	103
Şekil 4-70: Model 1' in ikinci grubunda oblik yükleme ile kortikal kemikte görülen Von Misses stresi dağılımı.....	104
Şekil 4-71: Model 1' in ikinci grubunda oblik yükleme ile kortikal kemikte görülen gerilme stresi değerleri.....	104
Şekil 4-72: Model 1' in ikinci grubunda oblik yükleme ile görülen sıkışma stresi dağılımı	105
Şekil 4-73: Model 1' in üçüncü grubunda oblik yüklemede titanyum implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı	105
Şekil 4-74: Model 1' in üçüncü grubunda oblik yükleme ile kortikal kemikte görülen Von Misses stresi dağılımı.....	106
Şekil 4-75: Model 1' in üçüncü grubunda oblik yükleme ile kortikal kemikte görülen gerilme stresi değerleri.....	106
Şekil 4-76: Model 1' in üçüncü grubunda oblik yükleme ile görülen sıkışma stresi dağılımı	107

Şekil 4-77: Model 1' in dördüncü grubunda oblik yüklemde zirkonyum implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı	107
Şekil 4-78: Model 1' in dördüncü grubunda oblik yüklem ile kortikal kemikte görülen Von Misses stresi dağılımı.....	108
Şekil 4-79: Model 1' in dördüncü grubunda oblik yüklem ile kortikal kemikte görülen gerilme stresi değerleri.....	108
Şekil 4-80: Model 1' in dördüncü grubunda oblik yüklem ile görülen sıkışma stresi dağılımı	109
Şekil 4-81: Model 2' nin birinci grubunda oblik yüklemde titanyum implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı	111
Şekil 4-82: Model 2' nin birinci grubunda oblik yüklem ile kortikal kemikte görülen Von Misses stresi dağılımı.....	111
Şekil 4-83: Model 2' nin birinci grubunda oblik yüklem ile kortikal kemikte görülen gerilme stresi değerleri.....	111
Şekil 4-84: Model 2' nin birinci grubunda oblik yüklem ile kortikal kemikte görülen sıkışma stresi değerleri.....	112
Şekil 4-85: Model 2' nin ikinci grubunda oblik yüklemde zirkonyum implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı	112
Şekil 4-86: Model 2' nin ikinci grubunda oblik yüklem ile kortikal kemikte görülen Von Misses stresi dağılımı.....	113
Şekil 4-87: Model 2' nin ikinci grubunda oblik yüklem ile kortikal kemikte görülen gerilme stresi değerleri.....	113
Şekil 4-88: Model 2' nin ikinci grubunda oblik yüklem ile kortikal kemikte görülen sıkışma stresi değerleri.....	114
Şekil 4-89: Model 2' nin üçüncü grubunda oblik yüklemde titanyum implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı	114
Şekil 4-90: Model 2' nin üçüncü grubunda oblik yüklem ile kortikal kemikte görülen Von Misses stresi dağılımı.....	115
Şekil 4-91: Model 2' nin üçüncü grubunda oblik yüklem ile kortikal kemikte görülen gerilme stresi değerleri.....	115
Şekil 4-92: Model 2' nin üçüncü grubunda oblik yüklem ile kortikal kemikte görülen sıkışma stresi değerleri.....	116

Şekil 4-93: Model 2' nin dördüncü grubunda oblik yüklemede zirkonyum implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı	116
Şekil 4-94: Model 2' nin dördüncü grubunda oblik yükleme ile kortikal kemikte görülen Von Misses stresi dağılımı.....	117
Şekil 4-95: Model 2' nin dördüncü grubunda oblik yükleme ile kortikal kemikte görülen gerilme stresi değerleri.....	117
Şekil 4-96: Model 2' nin dördüncü grubunda oblik yükleme ile kortikal kemikte görülen sıkışma stresi değerleri.....	118
Şekil 4-97: Model 3' ün birinci grubunda oblik yüklemede titanyum implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı	119
Şekil 4-98: Model 3' ün birinci grubunda oblik yükleme ile kortikal kemikte görülen Von Misses stresi dağılımı.....	120
Şekil 4-99: Model 3' ün birinci grubunda oblik yükleme ile kortikal kemikte görülen gerilme stresi değerleri.....	120
Şekil 4-100: Model 3' ün birinci grubunda oblik yükleme ile kortikal kemikte görülen sıkışma stresi değerleri.....	121
Şekil 4-101: Model 3' ün ikinci grubunda oblik yüklemede zirkonyum implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı	121
Şekil 4-1-38: Model 3' ün ikinci grubunda oblik yükleme ile kortikal kemikte görülen Von Misses stresi dağılımı.....	122
Şekil 4-103: Model 3' ün ikinci grubunda oblik yükleme ile kortikal kemikte görülen gerilme stresi değerleri.....	122
Şekil 4-104: Model 3' ün ikinci grubunda oblik yükleme ile kortikal kemikte görülen sıkışma stresi değerleri.....	123
Şekil 4-105: Model 3' ün üçüncü grubunda oblik yüklemede titanyum implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı	123
Şekil 4-106: Model 3' ün üçüncü grubunda oblik yükleme ile kortikal kemikte görülen Von Misses stresi dağılımı.....	124
Şekil 4-107: Model 3' ün üçüncü grubunda oblik yükleme ile kortikal kemikte görülen gerilme stresi değerleri.....	124
Şekil 4-108: Model 3' ün üçüncü grubunda oblik yükleme ile kortikal kemikte görülen sıkışma stresi değerleri.....	125

Şekil 4-109: Model 3' ün dördüncü grubunda oblik yüklemede zirkonyum implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı	125
Şekil 4-110: Model 3' ün dördüncü grubunda oblik yükleme ile kortikal kemikte görülen Von Misses stresi dağılımı	126
Şekil 4-111: Model 3' ün dördüncü grubunda oblik yükleme ile kortikal kemikte görülen gerilme stresi değerleri	126
Şekil 4-112: Model 3' ün dördüncü grubunda oblik yükleme ile kortikal kemikte görülen sıkışma stresi değerleri	127
Şekil 4-113: Model 4' ün birinci grubunda oblik yüklemede titanyum implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı	128
Şekil 4-114: Model 4' ün birinci grubunda oblik yükleme ile kortikal kemikte görülen Von Misses stresi dağılımı.....	129
Şekil 4-115: Model 4' ün birinci grubunda oblik yükleme ile kortikal kemikte görülen gerilme stresi değerleri.....	129
Şekil 4-116: Model 4' ün birinci grubunda oblik yükleme ile kortikal kemikte görülen sıkışma stresi değerleri.....	130
Şekil 4-117: Model 4' ün ikinci grubunda oblik yüklemede zirkonyum implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı	130
Şekil 4-118: Model 4' ün ikinci grubunda oblik yükleme ile kortikal kemikte görülen Von Misses stresi dağılımı.....	131
Şekil 4-119: Model 4' ün ikinci grubunda oblik yükleme ile kortikal kemikte görülen gerilme stresi değerleri.....	131
Şekil 4-120: Model 4' ün ikinci grubunda oblik yükleme ile kortikal kemikte görülen sıkışma stresi değerleri.....	132
Şekil 4-121: Model 4' ün üçüncü grubunda oblik yüklemede titanyum implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı	132
Şekil 4-122: Model 4' ün üçüncü grubunda oblik yükleme ile kortikal kemikte görülen Von Misses stresi dağılımı.....	133
Şekil 4-123: Model 4' ün üçüncü grubunda oblik yükleme ile kortikal kemikte görülen gerilme stresi değerleri.....	133
Şekil 4-124: Model 4' ün üçüncü grubunda oblik yükleme ile kortikal kemikte görülen sıkışma stresi değerleri.....	134

Şekil 4-125: Model 4' ün dördüncü grubunda oblik yüklemede zirkonyum implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı	134
Şekil 4-126: Model 4' ün dördüncü grubunda oblik yükleme ile kortikal kemikte görülen Von Misses stresi dağılımı	135
Şekil 4-127: Model 4' ün dördüncü grubunda oblik yükleme ile kortikal kemikte görülen gerilme stresi değerleri	135
Şekil 4-128: Model 4' ün dördüncü grubunda oblik yükleme ile kortikal kemikte görülen sıkışma stresi değerleri	136

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

FEM : Finite Element Method - Sonlu Elemanlar Metodu

CAD : Computer Aided Desing/Drafting - Bilgisayar Destekli Tasarım

CAM : Computer Aided Manufacturing - Bilgisayar Destekli Üretim

Cr-Co: Krom kobalt

ZrO₂: Zirkonyum oksit

Y₂O₃: Yitrium oksit

MgO: Magnezyum oksit

TZP: Tetragonal Zirkonya polikristal

Y-TZP: Yitrium-stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristal

3D : 3 Dimension - 3 Boyutlu

CT : Bilgisayarlı Tomografi

Titanyum implant (Ti)

Zirkonyum implant (Zi)

Cercon Ceram S üst yapı (Z)

Kantilever (K)

µm: mikrometre

mm: milimetre

Tek kron restorasyonu (s)

N = Newton

MPa = Mega Pascal = N/mm²

ÖZET

Akıllı, Y.E. (2010). Farklı Materyallerden Yapılmış İmplant ve Üst Yapılarının, Kuvvet Dağılımının Sonlu Elemanlar Gerilme Analizi ile İncelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Oral İmplantoloji ABD. Yüksek Lisans/Doktora Tezi. İstanbul.

Kullanılan implant ve üst yapıları, arka azı bölgesinde dikey ve yatay çiğneme kuvvetleri sonucunda kortikal kemikte farklı stresler oluşturmaktadır. Çalışmamızda serbest sonlanan alt çenede farklı implant ve üst yapı materyallerinin kortikal kemikte oluşturdıkları stresler, sonlu elemanlar gerilme analiz yöntemiyle karşılaştırılmıştır. Elde edilen sonuçlar, klinik uygulamaların başarısına rehberlik edeceği düşünülmektedir.

Bilgisayar ortamında oluşturulan modellere farklı yönlerden uygulanan kuvvetler sonucu oluşan değerler karşılaştırılmıştır.

Kemik, implant ve üst yapıları modelleri bilgisayar ortamında modellenerek, kuvvetler uygulandı. Oluşan stresler, programa özgü şekilde görsel veriler halinde oluşturuldu. Çalışmamızda alt çene ikinci küçük azı ile ikinci büyük azı dişleri arasında kalan alt çene kemiği modellendi. Bu bölgeye farklı lokasyonlara implant ve köprü protezleri planlandı. Spongiöz kemiği çevreleyen kortikal kemik kalınlığı 1,5 mm olarak belirlendi. Oluşturulan modeller sonlu elemanlar analizinin yapılabilmesi amacıyla özel program kullanıldı. Elde edilen sonuçlar kendi arasında ve daha önce yapılmış çalışmalar ile karşılaştırıldı. Çıkan sonuçlar ile kritik olan bölgeler tespit edilebilmektedir.

Literetürde alt çene posterior Tip 2 kemikte, farklı implant ve üst yapı materyallerinin karşılaştırıldığı az sayıda çalışma bulunmaktadır. Elde edilen sonuçlar ile alt çene posterior bölgede oluşan stres dağılımının klinik uygulamalarda ve uygun materyal seçiminde yardımcı olabileceği düşünülmektedir.

Anahtar Kelimeler : Titanyum implant, Zirkonyum implant, Metal-porselen üst yapı (Cr-Co), Zirkonyum üst yapı, Sonlu elemanlar gerilme analizi.

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 3601

ABSTRACT

Akilli Y.E. (2010). Finite Element Stress Analysis of Different Implant Materials and Superstructure Materials Stress Distribution in Posterior Mandibula Supporting bone. Istanbul University, Institute of Health Science, Department of Oral Implantology. Phd Thesis. İstanbul.

The implant and superstructure with the use of different materials consisting of vertical and oblique in the posterior region of the cortical bone chewing force that they created in front extreme stress. In this study, the posterior region of the free ending cases using implants made of different materials and the fixed super structures, the lower jaw bone creates tensions in the finite element stress analysis was aimed to evaluate with.in these. The evaluation of these stresses will be a guidance for the clinicians applying these treatments.

The variable models designed in a computer program will be given different vectors of forces in a computer medium and then examined and compared to each other using the finite element stress analysis.

The bone model, implants, posts and restorations, and related anatomic processes will be modelled in a computer program. The constructed models will be transfered to another program in order to apply the force vectors imitating the functional forces in the mouth. The arised stress distribution will be figured out with the aid of finite element analysis method. The conclusions will be commented. In this study four different three dimensional models will be constructed in a computer program. All the models will be taken from posterior edentulous mandibula. In the place of second premolar, first molar and second molar various implant and cantilever placements will be performed. The cortical plate will be 1.5 millimeter wide while the surrounding bone left will simulate the cancellous bone. The models will be transfered to another computerized program and the applied factors distribution will be calculated and evaluated with finite element analysis. The data obtained will be compared to each other and to the data obtained in other studies. These comparisons would establish dominant and weak sides of these treatments.

The contribution of our study to previous researches: There is inadequate data in the literature related to the prognosis of the different implant and sperstructure materials applied in the edentulous posterior mandibula with D2 type of bone. The examination of the force distribution in the implants applied in this part of mandibula will make the prognosis of the treatment more predictable. Furthermore, the conclusions obtained in the end of this study will help the clinicians give their decisions related to these treatments.

Key Words: Titanium implant, Zirconium implant, Porcelain Fused-to-metal (Cr-Co), Zirconia Superstructure, Finite Element Analysis.

This study, İstanbul University was supported by Scientific Research Projects Unit. Project No: 3601

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Dental implantlar, uzun dönemde yapılan klinik kontrol, laboratuvar ve hayvan çalışmaları sonucunda, % 90' ların üzerinde başarı oranları araştırmacılar tarafından yapılan çalışmalarda tespit edilmiştir (1). Dental implantların başarılı sonuçları, güvenilirliğini ve kullanımını giderek arttırmıştır (2). Özellikle tam ve parsiyel dişsizlik, anterior, posterior bölge tek diş eksikliklerinde elde edilen tatmin edici sonuçlar, diş hekimliği pratiğinde, her türlü diş eksikliği tedavisinin yapılabilmesine olanak sağlamaktadır (3).

İmplant tedavilerinde başarı için, kullanılan materyallerin özelliklerinin iyi bilinmesi ve biyomekanik prensiplerin doğru uygulanması gerekmektedir (4). Oklüzal kuvvetler altında kullanılan, farklı tipteki implant ve üst yapı materyalleri çevre kemikte farklı gerilimler oluşturmaktadır (5). İmplant komşu kemikte oluşan bu gerilimlerin tipine ve büyüklüğüne bağlı olarak kemikte rezorpsiyonlar görülebilmekte ve implantın uzun dönem başarısı olumsuz yönde etkilenmektedir (6).

Günümüz restoratif diş hekimliğinde seramik materyali, mükemmel estetik özellikleri ve biyouyumluluğu, uzun ömrü ve dayanıklı olması nedeniyle uzun yıllardan beri yaygın olarak kullanılmaktadır (7). Estetik beklentilerin artması ile doğal dişe en yakın fiziksel ve estetik özellikler verebilen materyal arayışları ve çalışmaları sonucunda, anterior ve posterior bölgelerde rahatlıkla kullanılabilen tam seramik restoratif materyaller üretilmiştir (8). Doğal diş ve implant restorasyonlarında ve sabit bölümlü protezlerde kullanılan ve başarıları çeşitli çalışmalar ile kanıtlanan, tam seramik materyalleri, kullanımları yaygınlaşan implant üstü protezlerde de tercih edilmeye başlanmıştır. Ön bölge diş kayıpları estetik açıdan en zor vakaları oluşturmaktadır. Bu nedenle protetik restorasyon seçiminde metal alt yapı içermeyen protezler tercih edilmektedir (9). Tam seramik restorasyonlarının implant üst yapılarında, altında titanyum dayanak kullanımı metal yansıması nedeniyle estetiği olumsuz yönde etkilemektedir. Bu nedenle çeşitli firmalar tarafından, doğal dişlerin optik özelliklerini ve ışık geçişini taklit etmek amacıyla alüminyum oksit ve zirkonyum oksit esaslı estetik implant dayanakları geliştirilmiştir (10).

Dişsiz arkın uzun veya posterior bölgede olması oklüzal kuvvetler altında maruz kalacağı gerilimleri artırmaktadır. Ancak seramik dayanakların posterior bölgede

kullanılmaları ile ilgili kısıtlı bilgi bulunmaktadır. Beş yıllık kontrollü, prospektif, randomize çok merkezli bir çalışmada alüminyum oksit seramik dayanaklar ile kısa mesafeli köprülerde estetik ve uzun dönem güvenli fonksiyonel sonuçlar elde edildiği rapor edilmiştir (11). Üst yapı protezlerinde, zirkonyum materyalinin modifiye edilmesi ile uzun köprü ve posterior bölge restorasyonları güvenle kullanılmaya başlanmıştır (12,13,14).

Zirkonyumun materyal özelliklerinin ve biyouyumunun titanyumla eşdeğerde olması, buna ek olarak estetik açıdan titanyumdan üstün olması, dental implant materyali olarak seçilmesini sağlamıştır (15,16).

Ön bölge, gülme hattında oluşan diş kayıplarında kemik kretinin rezorbsiyonu ile vestibulo-paltinal yönde kemik hacmi azalmaktadır. Bunun sonucunda ön bölgede ince kemik kreti olan hastalarda yerleştirilen implantların dişeti altından metal rengi yansması görülebilmektedir. Özellikle estetik bölgede, ince dişeti fenotipi ve yetersiz kemik hacmine sahip hastalarda zirkonyum implantların kullanımına başlanmıştır. Yapılan çalışmalarda biyokompatibilitesi, titanyumdan daha iyi olan zirkonyum materyaline olan ilginin artmasına neden olmuştur (17).

İdeal yerleşim şeklinin saptanması, oklüzal kuvvetlerin implant-kemik ara yüzeyinde aşırı gerilime yol açmadan kemik boyunca homojen bir şekilde dağıtılması açısından büyük bir önem taşımaktadır. Bu nedenle çevre dokuların ve restorasyonların fonksiyonel kuvvetler altındaki mekanik davranışlarını incelemek için diş hekimliğinde stres analizlerinden yararlanılmaktadır. Bu çalışmalarda en önemli beklenti risk faktörlerine bağlı olumsuzlukları klinik deneyimden çok deneysel yöntemlerle ortaya çıkarmaktır (18). Bu amaçla kullanılan yöntemlerden biri olan sonlu elemanlar yöntemi, düzensiz geometri gösteren karmaşık yapılara uygulanabilmesi, elde edilen sonuçların sayısal veriler olması, kullanılan sonlu elemanların boyutlarının ve şekillerinin değişkenliği nedeniyle ele alınan bir cismin geometrisi tam olarak temsil edilebilmesi gibi avantajlarından dolayı diş hekimliği çalışmalarında tercih edilmektedir. Ayrıca bu yöntemle incelenen objenin bütünü hakkında bilgi elde edilirken, incelenen alanda herhangi bir eleman hakkında da bilgi alınabilmektedir (19).

İmplant-kemik ara yüzeyindeki gerilim miktarının ölçülmesinde kullanılan birçok deneysel yöntem bulunmaktadır. Bu yöntemlerden biri olan sonlu elemanlar

metodu, diğ er analiz metodlarına g ore oldukça avantajlıdır (20,21). Sonlu elemanlar gerilme analizi ile, implantlar ve destek kemiğ in her bölgesindeki gerilim miktarının sayısal olarak hesaplanabilmesi, maksimum gerilimlerin lokalizasyonlarının tam olarak saptanabilmesi ayrıca implant, kemik ve implant üstü yapıların klinik koşullara yakın olarak taklit edilebilmesi mümkün olmaktadır (22,23).

Diğ er gerilim analiz yöntemlerinden; kırılğan vernik metodunda sayısal değ erler elde edilememesi, fotoelastik gerilme analizi metodunda incelenecek olan modellerin aralditten yapılması ve buna bağlı materyal özelliklerinin ger eğ e uygun olmaması, strain gauge metodunda ise sadece gaugelerin yapıştırıldığı bölgelerde ölçüm yapılabilmesi gibi dezavantajlar bulunduğu için    boyutlu sonlu elemanlar analizi son dönemde yapılmış çalışmaların büyük kısmında tercih edilmiştir (24).

Bu unsurlar göz önüne alınarak çalışmamızda; alt çene posterior bölgeye iki ve    implant destekli sabit restorasyonlar planlanmıştır. Yerleştirilen implant ve üst yapılarında titanyum ve zirkonyum materyallerinin kullanılmasıyla, kemik-implant ara yüzündeki gerilim dağılımına etkisinin sonlu elemanlar gerilme analizi yöntemiyle incelenmesi amaçlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. İmplantolojide Görülen Komplikasyonlar

İmplant uygulamasından sonra karşılaşılan komplikasyonlar genel anlamda biyolojik ve mekanik komplikasyonlar olarak iki sınıf altında incelenmektedir (25).

2.1.1. Biyolojik komplikasyonlar

Biyolojik komplikasyonlar, genel olarak erken dönem ve geç dönem başarısızlıklar olarak iki gruba ayrılmaktadır. Erken dönem başarısızlıklar osseointegrasyonun sağlanamaması nedeniyle protetik yükleme öncesi implantın kaybedilmesi şeklinde görülebildiği gibi, implantın yerleştirilmesinden 6-8 hafta sonra yüklenmesi veya 48 saat sonra immediyat yükleme yapılması nedeniyle de ortaya çıkabilmektedir (26,27).

2.1.1.1. Krestal kemik kaybı (Erken dönem kemik kaybı)

İmplantın yüklenmesinden sonra karşılaşılan ve radyografilerde yıllık 1-3 mm kemik kaybı ile gözlenen durum ‘erken dönem kemik kaybı’ olarak tanımlanmaktadır (25). Adell ve ark. (28) 15 yıllık takip çalışmalarında implantın yerleştirildiği günden itibaren kole bölgesinde birinci yıl için 1,2 mm ve takip eden her yıl için ortalama 0,1 mm krestal kemik kaybı rapor etmişlerdir. Bu kriterler implant başarısı açısından yeterli gözükse de genel olarak erken dönemde bu limitlerin ötesinde kemik kaybı implant sağlığını tehdit edebilen önemli bir durumdur. Erken dönem krestal kemik kaybının miktarı ilk yıldan sonra ciddi şekilde azalmaktadır (25).

İmplant uygulamalarında başarılı olmak için, çiğneme esnasında oluşan dikey ve yatay kuvvetlerin implant aracılığı ile kemiğe nasıl iletildiğini bilmek gerekmektedir. Kuvvet altında kalan implantın komşu kemiğe yük iletiminde etkili faktörler arasında, kuvvetin yönü ve miktarı, implant ile kemik ara yüz ilişkisi, implantın boyu ve çapı, implantın şekli ve yüzey özelliği, kemik kalitesi ve yoğunluğu ve protezin tipi etkili olmaktadır (29,30).

Başarılı implantlarda fizyolojik sınırlar içinde kabul edilen krestal kemik kaybı miktarı, ilk yıl için 1,5 mm, sonraki yıllarda ortalama 0,1 mm olarak bildirilmektedir (31,28,32,33,34,35)

İmplantolojide hangi miktardaki kemik kaybının başarı ya da başarısızlık olarak değerlendirileceği bilinmemektedir. Genellikle, implant boyunun yarısından fazlası kemik temasını kaybettiye, başlangıçtaki implant-kemik temasını gözardı ederek implantın ciddi risk altında olduğu ve kaybedileceği düşünülmektedir.

Aşırı yüklemeye bağlı kemik kaybının oluşması ise, kemik remodelasyonunda belirleyici olan rezorpsiyon-apozisyon dengesinin bozulmasına bağlıdır. Julius Wolff, 1870 yılında, kemik remodelasyonunun fonksiyonel kuvvetler altında rezorpsiyon-apozisyon mekanizması ile gerçekleştiği fikrini ortaya atmıştır. Wolff kanununa göre lokal kemik geometrisindeki değişiklikleri belirlemede en önemli faktör gerilimdir. Kemik, üzerine uygulanan gerilimin arttığı bölgelerde depo edilirken gerilimin az olduğu bölgelerde rezorbe olacaktır (36-38). Eğer kemiğe etki eden kuvvet miktarı artarsa, kemik bu kuvvet miktarına karşı koyabilmek için daha güçlü hale gelecek, aynı şekilde kuvvet miktarı azaldığında ise daha zayıf hale gelecektir (36,39). İmplant uygulamalarında, aşırı yükler sonucunda kemik rezorpsiyonlarının artacağı, implant ve üst yapılarında problemler yaşanabileceği, kabul edilebilir kuvvetlerin sağlanması ile implantların uzun dönem başarısının sağlanabileceği ve marjinal kemiğin korunabileceği yapılan çalışmalarda tespit edilmiştir (40-45). İmplant çevresindeki kemiğin biyomekaniğin anlaşılabilmesi için, son yıllarda sıkça FEM analizlerinden yararlanılmaktadır (46-51).

2.1.1.2. Periimplanter yumuşak doku hastalıkları

İmplant uygulamasını takiben, osseointegrasyonu elde etmek için implantın oral mukoza altında çiğneme kuvvetleri ve travmadan uzak tutulması gerektiği öne sürülmüştür. İmplant yerleştirilmesinden sonraki ilk ay, implant çevresindeki kemik iyileşmesi açısından kritik bir süreçtir (52,53). Bu ilk iyileşme döneminde implant üzerine erken veya aşırı yükleme yapılması, implantın fizyolojik mikrohareketlilik değeri olan 50-150 µm'den daha fazla hareket etmesi sonucunda, kemikteki apozisyon-rezorpsiyon dengesini bozarak primer stabilizasyonu engellemektedir. Bu yüzden, osseointegrasyonun tam olarak sağlanması için implantların yüksüz olarak alt çenede en

az 3 ay, üst çenede ise 5 veya 6 ay pasif olarak kalması gerekmektedir. Bu döneme iyileşme dönemi denmektedir (38,54,55).

Kemiğin iyileşme döneminde implant üzerine gelebilecek aşırı yüklemeler implant kemik arayüzeyinde fibröz doku oluşumuna sebep olur. Bu ise implantın mobilitesini arttırmaktadır (52,56). Doğal dişler çevresinde, implant çevresindeki dişetine oranla bakteriyel enfeksiyona karşı daha dayanıklı olduğu bildirilmiştir. Çeşitli araştırmalarda implantlarda dental plak ile kemik kaybı arasında bir bağlantı olduğu belirtilmiştir (57). Brandes ve ark. (58), 1988'de bakteriyel kolonizasyonun implantlarda peri-implantitise sebep olabileceğini hayvanlarda yaptıkları çalışmada göstermişlerdir. Schroeder ve ark. (59), Bu kolonizasyonun şekli ve boyutunun implant materyali, yüzeyi ve şeklinden etkilendiğini bildirmişlerdir.

Geç dönem implant başarısızlıklarında aşırı oklüzal kuvvetlerin yanında implanta komşu yumuşak dokuyu etkileyen enfeksiyöz biyolojik komplikasyonlar neden olmaktadır (60,61).

Hayvan çalışmalarında ve klinik çalışmalarda peri-implanter hastalığın en önemli nedenin mikrobiyal plak varlığı olduğu düşünülmektedir. Mikrobiyal plağın birikimi sonucu ilk değişiklik (peri-implant mukozitisi) yumuşak dokuda başlamaktadır. Konak savunması ile kontrol altına alınamayan bu enfeksiyöz süreç kemik dokusunu olumsuz şekilde etkilemektedir. Doğal diş çevresindeki bağ dokusu krestal kemikten kronale doğru 1.07 mm uzanmaktadır. Bu sayede doğal dişin alveol kemiğine 1 mm savunma hattı sağlamaktadır. İmplant yüzeyine doğru bu şekilde bir bağ dokusu uzanmaması sonucu bakteriyel ataklara karşı daha savunmasızdır. Farklı tipte oluşan bu bağ dokusu savunma hattı doğal diş ve implant çevresinde bulunan dişeti vaskülarizasyonundan kaynaklanmaktadır. İmplant komşu dişetinde vaskülarizasyon; skar oluşumu, damardan zengin periodontal ligamentten yoksun olması gibi faktörler etkilemektedir (62-65).

2.1.1.3. İmplant kaybı

İmplantolojide erken dönem başarısızlıkların aksine geç dönem başarısızlıklar, osseointegrasyonun tam olarak gerçekleşmesini takiben kemikte patolojik kayıpların görülmesi ile karakterizedir. Bu kemik kaybı genellikle implantın krestal bölgesindedir

ve miktarı, implantın fonksiyonda olduğu ilk yıl sonrasında 0,2 mm'yi geçtiğinde 'aşırı' kabul edilmekle birlikte implantın kaybına kadar varabilmektedir. İmplantolojide görülen geç dönem başarısızlıklar aşırı yüklemeye bağlıdır (27,66).

2.1.2. Mekanik komplikasyonlar

İmplant, post ya da vidanın kırılması, protezin alt ya da üst yapısında kırılma olması, protezin veya abutmentin vidasının gevşemesi, protezin desimante olması, protez materyalinin aşınması ise mekanik komplikasyonlar arasında sayılmaktadır.

2.2. İmplant Destekli Protezlerin Biyomekaniği

Mekanik prensiplerin biyomateriyallere uygulanması "biyomekanik" olarak adlandırılmaktadır. Diğer bir deyişle mühendislik prensiplerinin insan vücudundaki uygulamasıdır (67-69). İmplant tedavisinin başarısı doğrudan implantlar ve destekledikleri protezlerin, etkileri altında oldukları yüklere karşı direnç göstermesine ve ağız ortamında oluşabilecek tüm biyomekanik şartlar karşısında bütünlüğünü korumasına bağlıdır (70-79).

Sabit implant üstü protezlerde fonksiyon esnasında oluşan yükler protez parçaları ve ebatmanlar aracılığıyla tamamen implantlar üzerine iletilmekte, ebatmanlar aracılığıyla implantların üzerine iletilen bu yüklere karşı implantın gövdesini çevreleyen sert ve yumuşak dokular tarafından biyolojik bir yanıt verilmektedir (71).

Başarı, gelen bütün fonksiyonel ve parafonksiyonel kuvvetler karşısında periimplanter kemik bütünlüğünün korunması ile sağlanabilir (80). Protetik üst yapı üzerine gelen kuvvetler, ebatmanlar yoluyla implantlara buradan da kemiğe iletilirler. Alveol kemiği gelen bu yüklere biyolojik bir yanıt vermektedir. Doğal diş kökleriyle çene kemiği arasında periodontal membran bulunmaktadır. Bu yapı, sahip olduğu mikro hareketlilik sayesinde şok emici ve dağıtıcı bir görev yapmaktadır. Dişe bir kuvvet uygulandığında, enerjiyi emerek kemiğe iletilen kuvveti zamana yayar ve şiddetini azaltır (81-84).

İmplantlar ile çene kemiği arasında periodontal membrana benzer bir yapı bulunmaması sebebiyle, gelen kuvvetler direkt olarak kemiğe iletilirler (85). Bu durum,

kuvvet zamana yayılmadığından dolayı daha yüksek şiddette gerilmeler ortaya çıkmasına sebep olmaktadır (81,82). Bu nedenle, yeterli sayıda implant desteğinin bulunmaması ve hatalı oklüzyon uygulamaları destek kemik dokusunda rezorpsiyon prosesinin başlamasına sebep olabilir (84).

Biyolojik yıkıma sebep olmadan kemik-implant ilişkisini uzun süre koruyabilmek için, gelen kuvvetler sonucu oluşan gerilmelerin kemik dokusuna optimum dağılımı sağlanmalıdır. Bu aşamada, yükleme tipi, implant ve protez materyalinin özellikleri, implantın geometrisi, uzunluğu ve yarıçapı, implantın yüzey yapısı, implant-kemik arayüzeyinin doğası çevredeki kemiğin kalite ve kantitesi gibi özellikler önem kazanmaktadır (86). Protetik yapılar üzerine gelen kuvvetlerin kemiğe iletilme şekli ve gelen kuvvetler sonucu ortaya çıkan gerilmelerin biyolojik sonuçları araştırılırsa, konu tam olarak aydınlanabilecektir (67).

2.2.1. İmplant destekli sabit protezlerde çiğneme kuvvetleri

Doğal dentisyonda; Bakke (91) maksimum okluzal kuvveti 500 N, Craig (90) ısırma kuvvetinin vertikal komponentini molar dişlerde 390-880 N, premolar dişlerde 453 N, keserlerde 222 N, Brunski (89) okluzal kuvvetlerin vertikal komponentini 200-2440 N ve lateral komponentini ise 30 N, Tylman (92), mandibuler 1. premolar için 285 N, 1. molar için 400 N ve 2. molar için ise 385 N olarak tespit etmişlerdir. Misch (93) ortalama ısırma kuvvetini 1. molar bölgesinde 150-250 N, bruksizmi olanlarda ise 1000 N olarak bildirmiştir.

İmplant destekli sabit protez kullanan hastalardaki çiğneme kas fonksiyonu, doğal dişli veya diş destekli sabit protez kullanan hastalardakine eşit ya da yakın değerde olduğu bildirilmiştir (87).

Haraldson ve ark. (88), yaklaşık aynı sayıda dişe sahip, biri osseointegre implantlar ile rehabilite edilmiş, diğeri normal dentisyona sahip hastalardan oluşan iki grubu değerlendirdikleri çalışmalarında; birinci grupta ortalama 169 N'luk, ikinci grupta ise ortalama 144 N'luk oklüzal kuvvetler saptamışlardır.

Mericske-Stern ve Zarb (94), implantlarla desteklenmiş sabit protez kullanan bir grup kısmi dişsiz hastada oklüzal kuvvetleri değerlendirdikleri çalışmalarının

sonucunda, maksimum oklüzal kuvvet ortalamasını birinci küçükazı ve her iki büyükazı dişi için 200 N'dan, ikinci küçükazı dişi için ise 300 N'dan daha az tespit etmişlerdir.

Haraldson ve ark. (95), maksimum çiğneme kuvvetleri açısından sabit protez kullanan hastaları tedavi öncesi ve sonrası incelemiş, tedavi sonrasında hastaların çiğneme kuvvetlerinde artış saptamışlardır.

2.2.2. İmplant destekli sabit protezlerde kuvvet dağılımı

Dental implant ile kemik arasındaki kuvvet dağılımı, doğal diştekinden tamamen farklıdır. Bunun nedeni, bir amörtisör görevi görerek doğal dişler üzerine gelen kuvvetleri indirgeyen ve çene kemiğine aktaran periodontal membranın, diş implantı ile onu destekleyen alveol kemiği arasında bulunmamasıdır (97). Osseointegre olmuş implant, canlı kemik dokusu ile direkt yapısal ve fonksiyonel olarak birleşmiştir. Dolayısıyla osseointegre olmuş implantlar kemik içinde hareketsiz iken, periodonsiyum doğal dişe belirgin derecede aksiyal ve horizontal mikrohareketlilik kazandırmaktadır ve implant ile doğal diş arasındaki hareketlilik 1/10 oranında değişmektedir (96).

2.3. İmplantların Sınıflandırılması

Günümüzde yaygın kullanım alanı bulan implantlar, çeşitli şekillerde sınıflandırılmaktadır. Bu sınıflamalar, implantın yerleştirildiği dokuya, implant yapımında kullanılan materyale, implantların doku ilişkilerine, implantın şekline göre yapılmaktadır.

Günümüzde çoğunlukla endosseöz, solid, silindirik, düz veya vida tasarımı implantlar kullanılmaktadır (98).

Diş hekimliğinde kullanılan implantlar uygulama yerlerine göre, subperiostal implantlar, endodontik implantlar, endosteal implantlar, intramukozal implantlar, transmandibular implantlar olarak sınıflandırılmaktadır (99).

Alveol kretinin üzerine adeta bir eğer gibi yerleştirilen implantlara subperiostal implant denilmektedir (100). İlk olarak 1943 yılında isveçli dişhekimisi G. S. Dahl tarafından kemik korteksi üzerinde periostun altına yerleştirilmiştir (101). Subperiostal implantlar bir çok araştırmacı tarafından kullanılmıştır fakat o zamanki kullanılan

material, ölçü ve döküm tekniklerinin yetersizliği sebebiyle oluşan başarısızlıktan dolayı, kemik içi implantlara (blade, silindirik, vida) olan ilginin artmasını sağlamıştır (102). 1961 yılında ise Tramonte vida şeklinde bir implant geliştirmiştir ve bu implantın belki de bugünkü kemik içi implantların temelini oluşturduğu düşünülmektedir. 1967 yılında Linkow, titanyumdan yassı şekle sahip blade implantlarını tanıtmıştır. Linkow'un blade implantları, daha sonra Grafelmann'ın geliştirdiği separe şeklindeki aletler ile kemiğe minimum travma verecek şekilde blade implantları uygulanmaya başlanmıştır. Dr. Exel Kirsh tarafından 1970 yılında IMZ implantları geliştirilmiştir. Yüzeyi titanium plazma sprej ve Hidroksiapatit kaplama uygulamaları yapılmıştır. Çapları 3.3 ve 4.0 mm, internal bağlantı sistemi ile üretilmiştir. Schulte 1970 sonlarına doğru Alüminyum oksit esaslı tek parça olan Tübingen implantlarını piyasaya sürmüştür. 1950 yılından bugüne dek ise, in-vivo, in-vitro çalışmalar ve hayvan deneylerinde titanyum materyali çalışılmıştır. Şimdiye kadar implant materyali olarak titanyum, alüminyum oksit, zirkonyum kullanılmıştır. Dental implant materyalleri Tablo 2-1 'de gibi görülmektedir.

Tablo 2-1: Dental implant materyalleri

Metaller	Non-metaller	
	1- Polimerler	2- Seramikler
Altın	Poliamid	Zirkonyum Oksit
Krom-Kobalt	Polietilen	Alüminyum Oksit
Niobium	Poliüretan	Trikalsiyum Fosfat
Tantalium	Politetrafloretilen	Tetrakalsiyum Fosfat
Titanyum	Polimetilmetakrilat	Kalsiyum Fosfat
Zirkonyum		Flor Apatit
Paslanmaz Çelik		Hidroksil Apatit

Saf Titanyum

BioGlass

Karbon

2.3.1. İmplantların yapıldıkları materyale göre sınıflandırılması

2.3.1.1. Titanyum implantlar

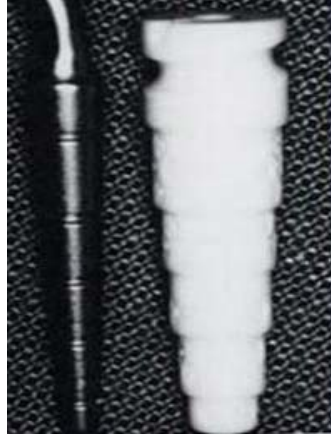
Materyal konusunda şimdiye dek yapılan araştırmalar, titanyumun mekanik ve biyolojik faktörlerin kesişimi açısından ideal bir materyal olduğunu kanıtlamıştır. Titanyumun bu özelliği onu örten oksit tabakası ile açıklanabilir. Böylece metal ile çevre doku arasında iyon alışverişi olmamaktadır. Titanyum yüzeyi çeşitli şekillerde kaplanarak veya yüzeyi pürüzlendirilerek yüzey alanı arttırılmış ossöz iyileşme çabuklaştırılmıştır. Bunlar arasında, titanyum plazma sprej kaplama (TPS), HA kaplama, laser ile yüzey pürüzlendirme (LISR), kumlama yüzey asitleme (SLA), eriyebilen HA tozları ile pürüzlendirme (MTX) sayılabilir (Şekil 2-1).



Şekil 2-1: Titanyum implantlar

2.3.1.2. Aluminyum oksit implantlar

Diş eksikliğini gidermek amacıyla diş rengine yakın rengi olan implant kullanma fikri 40 yıl öncesine dayanmaktadır. İlk olumlu tecrübeler 1971 yılında Sandhaus tarafından alındıktan sonra araştırmacılar seramik implantlar üzerinde çalışmalarını sürdürmüşlerdir (103,104). İlk kez aluminyum oksit seramik implantı bildiren kişidir, implantın ismi CBS (The Crystalline Bone Screw)' dir. Daha sonra Schulte ve ark. 1978 yılında aluminyum oksitten yapılmış Tübingen implantlarını sunmuştur (105). Tübingen implantları Schulte ve Henke tarafından 1975 tasarlanmıştır (106). Klinik ve bilimsel olarak 5 yıl boyunca üzerinde çalışılmıştır. Piyasa 1980 yılında sunulmuştur (107). On beş yılı bulan uzun dönem çalışmaları mevcuttur (Şekil 2-2).



Şekil 2-2: Aluminyum oksit implant

Tübingen implantları saf aluminadan (Al_2O_3) yapılmıştır. Biyolojik doku cevabının Heimke ve Krempen tarafından başarılı olduğu tespit edilmiştir. Yine 1987 yılında Sandhaus Cerasend (Incermed, Lausanne, İsviçre) ismiyle yeni bir aluminyum oksit implant sunulmuş ancak uzun dönem klinik davranışlarıyla ilgili herhangi bir bilgi bulunmamaktadır. Cerasend ve CBS implantlar bugün piyasada bulunmamaktadır. Frialit 1 (Friadent, Mannheim, Almanya) implant sistemlerinin ise klinik davranışlarından başka uzun dönem davranışlarıyla ilgili bilgiler bulunmaktadır (108, 109). Frialit 1'in beklentileri karşılayamaması sonucu piyasadan kaldırılmış ve yerine Frialit 2 (Frialit, Mannheim, Almanya) sistemi sunulmuştur. Diğer bir aluminyum oksit implant sistemi ise Müller, Presold ve Glien tarafından geliştirilen Bionit implantlarıdır. Laboratuvar araştırmalarıyla ilgili sınırlı bilgi bulunmaktadır. Bunun yanı sıra klinik araştırmalarla ilgili herhangi bir bilgi de bulunmamaktadır. 20 yıllık hayvan deneyleri

ve klinik araştırmaları olan tek Kristal safir oral implant Kyocera (Kyoto, Japonya) firması tarafından Bioceram ismiyle üretilmiştir (110). Steflik ve ark. safir oral implantlarının 5-10 yıllık çalışmalarını sunmuşlardır (111-113). Bundan başka uzun dönem sonuçları Fartash ve Arvidson tarafından bildirilmiştir (114,115). Alüminyum oksit iyi osseointegre olmasına rağmen yapılan biyomekanik deneyler implant materyali olarak kullanılmasının sınırlı olduğunu göstermektedir. Ayrıca uzun dönem yüklemeler için de yeterli olmadığı bildirilmiştir (116). Bu sonuçlardan sonra implant materyali olarak kullanılmak için daha sert bir seramik materyali araştırılmaya başlanmıştır. Sonuç olarak zirkonyum seramik materyalinin implant olarak kullanım potansiyeli olduğu ortaya çıkmıştır (117).

2.3.1.3. Zirkonyum implantlar

Metal yerine kullanılan bu materyal düşük korozyon potansiyeline, düşük termal iletkenliğe, yüksek bükölme dayanımına, yüksek sertliğe, iyi kimyasal özelliklere sahiptir. Ayrıca biyolojik olarak uyumluluğu da pek çok araştırma ile kanıtlanmıştır (118-120). Zirkonyum öncelikle hayvan deneylerinde oral implantların üzerine kaplama materyali olarak kullanılmaya başlanmıştır. Cranin ve ark. (121) tarafından zirkonyum alev sprey depozisyon kaplama vitallium implantları olarak beagle köpekleri üzerinde kullanılmıştır. Yirmi senedir ortopedide kalça protezlerinde uygulamaları başarıyla yapılmaktadır (122). Albrektsson ve ark. titanyum ve zirkonyum implantlarında histolojik arayüz analizi üzerine çalışma yapmışlardır (123). Daha sonra 1990 yılında köpeklerde zirkonyum, alumina ve paslanmaz çeliklerin biyolojik uyumluluğunu karşılaştıran araştırmalar yapılmıştır (124,125). Akagawa ve ark. (126) ilk kez zirkonyumdan yapılmış oral implantların beagle köpekler üzerinde uygulamasını yapan araştırmacılarıdır. Kohal ve ark. (127) aynı model üzerinde yüklenmiş titanyum implantlarıyla zirkonyum implantları karşılaştırmışlardır. Bu araştırmada titanyum ile zirkonyum implantın osseointegrasyonu arasında belirgin bir fark olmadığı bildirilmiştir. Zirkonyum implantlarına yüzey uygulaması olarak yalnızca kumlama yapılabilir. Çünkü asit ile aşındırmanın zirkonyum üzerinde hiçbir etkisi yoktur. şimdiye kadar yüzey pürüzlölüğünü arttırmak için kumlama metodu uygulanmaktadır. Sennerby ve ark. (128) yüzey pürüzlölüğünü arttırmak için kumlamadan daha farklı bir metod geliştirmişlerdir. Zirkonyum implantları, zirkonya tozu ve por biçimlendirici

içeren bir karışım ile kaplamışlar, sinterleme esnasında por biçimlendirici yanmış ve poröz bir yüzey elde edilmiştir. Zirkonyum implantları ile ilgili biyomekanik araştırmalar literatürde az bulunmaktadır. Zirkonyum implantlar için daha çok ve uzun süreli araştırmalara ihtiyaç duyulmaktadır (Şekil 2-3).



Şekil 2-3: Zirkonyum implant

Piyasada kullanılan implantlar HIP zirkonyumdan (ZrO_2) üretilmektedir. ISO 13356 ve CE standartlarına uygun zirkonyum bloklar biyoyumluluğu ve fiziksel özellikleri kontrol edilmektedir. Ağız içinde kullanılan zirkonyum sistemlerinde 1173° ile 2370° arasında formu tetragonal olan dizilim tercih edilmektedir. Oda ısısında bu yapının stabilizasyonu için yitrium ilave edilmektedir. Firmalar tek parça, silindirik, materyal olarak (HIP ZrO_2), Kırılma direnci (>1200 MPa) üretmektedir. ISO 14801 yorgunluk testlerinde 3.5 mm çapında zirkonyum implantın yeterli dirence sahip olduğu tespit edilmiştir. Yüzey pürüzlendirilmesi alüminyum oksit kumlama yöntemi ile elde edilmiştir. Firmalar dişeti ve abutment yüksekliklerini kendi dizaynlarına göre modifiye etmektedirler. Cerrahi sırasında implant kavitesi hazırlanmasında sistemlerin cerrahi setlerinde frezler seramik ve çelik olarak kullanılabilir.

Diş implantlarının 40 sene önce kullanılması ile diş kayıpları sonucu, uygulanacak tedavi protokollerini tümüyle değiştirmiştir. İmplant tedavilerinde, biyoyumluluğu ve mekanik özellikleri sayesinde saf titanyum kullanılmaya başlanmıştır. Ön bölge estetiğin ön planda olduğu, diş kayıplarının titanyum implantlar

ile tedavisinde yetersiz ve ince fenotipteki dişetinin altından grimsi yansıma gözlenmektedir (129).

Dental implantların başarısı osseointegrasyon prensibi olarak tanımlanan, implant kemik yüzeylerinin iyileşme dönemi sonrasında oluşmasına bağlıdır (130-132). Biyomateryal türü ve yüzey özelliği osseointegrasyonu direkt olarak etkilemektedir. Bu amaçla fiziksel ve kimyasal yöntemler ile implant yüzey alanı ve biyouyumluluğu artırılmaya çalışılmaktadır (133,134).

Zirkonyum seramiği (yitrium ile stabilize edilmiş terogonal polikristal) rengi, mekanik özelliği ve biyo uyumluluğu dental implant materyali olarak tercih edilmesini sağlamıştır. Tıpta ortopedi dalında, kalça protezlerinde zirkonyum implant kullanımı ile başarılı sonuçlar elde edilmiştir (134). Akagawa ve ark. maymunlar üzerinde, Dubruille ve ark (135) köpekler üzerinde zirkonyum implantların başarılarını gözlemlemişlerdir. Yapılan bu hayvan çalışmalarında sonuçlar titanyum implantlar ile benzer bulunmuştur (136).

Zirkonyum üretiminde kullanılan blokların yüzeyleri cilalı olmaktadır. Zirkonyum implantların yüzey pürüzlülüğü ve modifikasyonları ile ilgili, titanyum implantlara oranla az sayıda çalışma bulunmaktadır. Yüzey özellikleri osseointegrasyon sürecinde çok kritik ve önemli bir paya sahip olmaktadır (137-139).

Farklı endikasyonlar için üretilen anatomik bölgelere uygun olarak yapılmış zirkonyum implantlar (Şekil 2-4).



Şekil 2-4: Endikasyonlarına göre farklı şekilde üretilmiş zirkonyum implantlar

Piyasada ticari olarak kullanılan zirkonyum implant firmaları:

- 1) Sigma İmplant Sistemi (Incermed, Lausanne, İsviçre)
- 2) CeraRoot İmplant Sistemi (CeraRoot, Barcelona, İspanya)
- 3) White Sky Sistem (Bredent Medical, Senden, Almanya)
- 4) Z-Sistem İmplant Sistemi (Z-Systems, Konstanz, Almanya)
- 5) Zit-Z Seramik İmplant Sistemi (Ziterion GmbH, Uffenheim, Almanya)

2.4. İmplant Üstü Sabit Protezlerde Kullanılan Restoratif Materyaller

Dental materyal bilimi, materyallerin kompozisyonu ve özellikleri yanında uygulandıkları çevre ile olan etkileşimleri de kapsar. Böylece herhangi bir uygulama için materyal seçimi güvenli ve emin bir şekilde yapılabilir. Özellikle doğru bir materyal seçimi dikkatli bir manipülasyon ile birleştirildiğinde, tedavide daha başarılı sonuçlar elde edilir (140).

Hekim, hasta ağzında yapacağı restorasyon tipine karar verdiğinde, farklı materyaller arasında seçim yapabileceği gibi, aynı materyalin iki veya daha fazla tipi arasından da seçim yapabilir. Son yıllarda dental materyaller alanındaki hızlı gelişmelerle bu konudaki alternatifler daha da artmıştır (141).

Dişlerin restorasyonları söz konusu olduğunda, kullanılacak materyalin mine dokusu ile benzer özelliklere sahip olması gerekmektedir (142). Materyallerin doğasında var olan özellikler diş hekimliği alanındaki kullanım için seçimlerini etkilemektedir.

İdeal bir implant üstü sabit sabit protetik restorasyonun hazırlanması için materyallerde aranan özellikler ve uygulanacak restoratif sistemden beklenen gereksinimler arasında; dayanıklı olması, biyouyumluluk göstermesi, estetik olması, hızlı ve kolay bir şekilde elde edilebilmesi, doğal dişlere benzer aşınma özelliği göstermesi, doğal dişlere benzer aşındırıcı etkisinin olması, termal genleşme katsayısının mineyle uyumlu olması, uygun stres transferi sağlaması ve ekonomik olması sayılmaktadır (143).

Günümüzde metal destekli seramik restorasyonları ve tam seramik restorasyonlar, implant üstü sabit protezlerde kullanılan restoratif materyallerdir.

2.4.1. Metal destekli seramik restorasyonlar

2.4.1.1. Seramiğin tarihçesi

‘Seramiko’ sözcüğü Yunanca topraktan yapılma anlamına gelen ‘keramos’ kelimesinden üretilmiştir (144).

Seramik, insanoglu tarafından yapısal olarak modifiye edilmiş en eski inorganik materyaldir. İlk seramik eşyaların kullanılması M.Ö. 23. yüzyıla kadar uzanmaktadır. Seramiğin geliştirilmesi ise M.Ö. 50’li yıllarda Çinliler tarafından gerçekleştirilmiştir. M.S 1000 yıllarında Çin porseleni olarak da adlandırılan dayanıklı beyaz ve yarı şeffaf özellikte porselen geliştirilmiştir. Porselenin Avrupa’ya gelişi ise 16. Yüzyılda Portekizliler tarafından sağlanmıştır (145).

Seramiğin diş hekimliğinde restoratif malzeme olarak kullanım fikri ise ilk kez 1774’te Fransız eczacı Alexis Duchateau tarafından ortaya atılmıştır. Yapılan ilk seramik protez kontrolsüz büzülmesinden dolayı kullanılamamıştır. Duchateau ilerleyen yıllarda Parisli bir diş hekimi olan Dubois de Chemant ile birlikte, malzeme üzerinde yaptığı çalışmalarla birlikte kullanılabilir bir protez imal etmeyi başarmıştır (146-150).

İlk kişisel seramik dişler ise 1808 yılında Paris’te yasayan italyan kökenli bir diş hekimi olan Guisseppangelo Fonzi tarafından gerçekleştirilmiştir. Bu ilk metal protezler, seramiğin diş hekimliğinde kullanımı açısından önemli bir dönüm noktası olmakla birlikte o yıllarda yapılan bu seramik protezler kırılabilirlikleri ve estetik özelliklerinin yetersiz olmasından dolayı pek yaygınlaşmamıştır. Daha sonra De Chemant 1816 yılında seramigi köprü protezlerinde kullanmayı denemiştir (146,149, 151).

1838’te Elias Widman doğal diş rengine yakın yarı ışık geçirgen özellikte seramik üretmeyi basarmıştır (145,151). 1884’te Parmerly-Brown firması tarafından platin-iridyum alt yapılar üzerine seramik köprü protezleri yapılmıştır (149,151).

Charles H. Land 1887’de platin folyo üzerinde seramik pişirmeyi basarak günümüzde kullanılan jaket kuronların ilk uygulamalarını gerçekleştirmiştir. Bu uygulamalar daha sonra 1903’te Spauldino tarafından geliştirilmiştir (146-149). Fiches

1910 ve 1918’de diş hekimliği seramiğın mekanik özelliklerini araştırarak yayınlamıştır (152).

Brewster 20. yüzyılın başlarında orta ısıda pişirilen seramik materyalini geliştirirken; Jenkins aynı yıllarda düşük ısı seramiğini tanıtmıştır (145).

Bu dönemlerde karşılaşılan en büyük sorun seramiğın tek başına kullanıldığında ağız içindeki kuvvetler karşısında kırılma direncinin düşük olmasıdır. Bu yüzden seramik içinde stresler karşısında çatlak oluşumunu engelleyici kuvvetli bir altyapı kullanılması gerekliliği ortaya atılmıştır. Bu amaçla yirminci yüzyılın başlarında seramiğın çeşitli metal alaşımları ile desteklenmesi üzerine pek çok çalışma yapılmıştır. Bu amaçla platin folyo çeşitli formlarda kullanılmıştır (145).

Wain 1923’te seramiğın döküm yoluyla elde edilmesiyle ilgili çalışmalar yaparken; Gatzka 1949’ta seramiğın vakum altında pişirilmesini gerçekleştirmiştir (145).

Birinci Dünya Savaşı’ndan önce seramik restorasyonlar yaygın şekilde kullanılırken, ikinci Dünya Savaşı ile birlikte polimerizan maddelerin yaygınlaşması nedeniyle yerini kısa bir süre için de olsa yerini akriliğe bırakmıştır. Fakat ilerleyen senelerde polimerizan maddelerin dezavantajlarının ortaya çıkması ve seramik malzeme ile ilgili yapılan yeni çalışmalar sonucunda diş hekimliği seramiğine olan ilgi tekrar artmıştır (153).

1956 yılında başlayan altın altyapılı seramik restorasyonlarının ardından, 1960’larda Silver metal destekli çalışmaları yaygınlaştırmıştır (154-156). 1962’de Abraham Weinstein ticari olarak ilk başarılı metal-seramik restorasyonu geliştirmiştir, bu çerçevede ilk olarak altın alaşım kullanmaya başlamıştır. Fakat seramiğın pişim sıcaklığının altına göre çok yüksek olması ve pişim sırasında altında meydana gelen deformasyonlar nedeniyle altına uygun düşük ısıda pişen seramik geliştirilmiştir. Abraham 1970 yılında ise kıymetsiz metal alaşımları ile birlikte kullanabilen seramik geliştirmiştir (145,154,157).

Kıymetsiz metal alaşımlarının bazı dezavantajları görüldükçe 1974’lerde paladyum-gümüş alaşımları ortaya çıkmış bununla birlikte altın maliyetlerinin de artması nedeniyle 1980’lerde bu yarı kıymetli alaşımlar daha da yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır.

Metal altyapılar seramiğe mekanik anlamda üstün özellikler kazandırırken bununla birlikte metal alaşımlarının doğasından kaynaklanan estetik özelliklerinin yeterli olmaması ve alerji oluşturma potansiyelleri gibi çeşitli dezavantajları da vardır. Bu dezavantajları ortadan kaldırmak için son senelerde seramik malzemeyi kuvvetlendirmek amacıyla kullanılan altyapılarda metal alaşımlarının yerine çeşitli yöntemlerle kuvvetlendirilmiş seramik altyapılar da kullanılmaya başlanmıştır.

Aslında metal içermeyen seramik sistemi ilk kez 1903 yılında Charles Land tarafından ortaya atılmışken, ortaya çıkan yapının mekanik özellikleri yeterli olmadığı için pek kullanım alanı bulamamıştır. Ardından 1965 yılına kadar bununla ilgili önemli bir çalışma yapılmamıştır. Bu tarihte ilk kez McLean ve Hughes seramik malzemenin dayanıklı bir kristal ilavesi ile güçlendirilmesi fikrini ortaya atmıştır. Bu amaçla seramik cam matrisinin içine %40-50 oranında Al_2O_3 ilave etmiştir. Burada kullanılan Al_2O_3 kuvvetler karşısında seramiğin içinde oluşabilecek çatlakların ilerlemesini engelleyici bir rol oynayarak malzemenin mekanik özelliklerini arttırmıştır. Fakat burada elde edilen seramik estetik özellikleri yeterli olmadığı için ancak metal yerine alt yapı malzemesi olarak kullanılabilmiştir.

2.4.1.2. Dişhekimliği seramiğinin yapısı

Seramik sert, rijid ve kırılğan bir materyaldir. Diş hekimliğinde kullanımının esas nedeni yüksek estetik özelliklere sahip olmasıdır. Materyalin ışık absorbe etme ve dağıtma özelliği vardır. Doğal diş tekstürü, rengi ve translusentlik derinliğini taklit etme potansiyeline sahiptir. Kimyasal olarak stabildir. Ağız ortamında iyi bir aşınma direnci ve renk stabilitesine sahiptir. Isı genleşme ve iletkenlik özelliklerinin mine ve dentine benzemesi, marjinal sızdırma ve hassasiyet riskini azaltmaktadır (158,159). Metal alaşımlarında gözlenebilen toksik etkiler porselenlerde görülmemektedir. Glazürlü porselen, bakteri plağının kolaylıkla uzaklaştırılabildiği tek restoratif materyaldir (160).

Aslında en mükemmel seramikten en doğal olarak bulunan seramiğe kadar bütün seramikler benzer yapıya sahiptirler. Çeşitli seramikler arasında farkı yaratan, temel içeriklerinin oranındaki ve pişim işlemlerindeki değişikliklerdir (161,162). Genelde silikat yapısında olan seramikler, bir veya birden fazla metalin, metal olmayan bir elementle, genellikle de oksijenle yaptığı bir bileşim olarak tanımlanabilir (147, 149).

Seramiğin başlıca olumsuz özelliği ise, düşük gerilme direncidir. Diş hekimliğinde kullanılan porselenler, basma streslerine karşı dirençli, gerilme streslerine karşı dirençsizdir. Gerilme direnci ortalama 20-60 MPa iken, basma direnci ortalama 350-550 MPa'dır. Porselenin kırılkanlığı, gerilim ya da makaslama kuvvetlerine maruz kaldığında, plastik deformasyon gösteremeyen güçlü kovalent bağlardan kaynaklanmaktadır (163).

2.4.1.3. Diş hekimliği seramiği ile birlikte kullanılan metal alaşımlarının sınıflandırılması

Mc Lean metal-seramik restorasyonlarında kullanılan metal alaşımlarını aşağıdaki gibi sınıflandırmıştır (147-154).

Soy Metal Alaşımları

I.Yüksek oranda altın içerenler

Altın-Platin-Palladyum alaşımları

Altın-Platin-titanyum alaşımları

II.Düşük oranda altın içeren alaşımlar

Altın-Palladyum-Gümüş alaşımları

III.Altın içermeyen alaşımlar

Palladyum-Gümüş alaşımları

Soy Olmayan Metal Alaşımları

Nikel-Krom alaşımları

Kobalt-Krom alaşımları

Altın-Platin-Palladyum alaşımları:

Diş hekimliğinde kullanılan en eski metal alaşımıdır. İçeriğinde % 84 Au, % 7-9 Pt, % 4-6 Pa ve %1-3 oranında Ag vardır. Erime derecesi içindeki metallerin oranına bağlı olarak da değişmekle birlikte yaklaşık 1325 °C' dir. Yüksek maliyetleri ve alternatif soy metal alaşımlarının uygun özellikleri nedeniyle günümüzde kullanım alanları azalmıştır (164).

Altın-Palladyum-Gümüş alaşımları:

Altın-Platin-Palladyum alaşımlarında görülen olumsuzlukları ortadan kaldırmak için piyasaya sürülmüştür. Erime derecesi içindeki metallerin oranına bağlı olarak da değişmekle birlikte 920-1260 °C arasındadır. En çok kullanılan tipi 950 °C’ de erir ve içeriğinde % 50 Au, % 30 Ag, % 12 Pd ve % 8 oranında In-Sn vardır. Elastiklik katsayısı altın-platin alaşımlarından yüksektir (147,164,165).

Palladyum-Gümüş alaşımları:

İçeriğinde altın bulunmayan ilk metal-seramik alaşımıdır ve 1974 yılında Amerika’ da piyasaya sürülmüştür. Altın alaşımlarına daha ucuz bir alternatif oluşturmuştur. Yapısında % 60 Pa, % 38 Ag ve % 2 oranında In-Sn vardır. Kalay ve indiyum ilavesi ile alaşım sertliği artırılıp seramik bağlantısı için gerekli oksit tabakasının oluşması sağlanmıştır. Altın yerine palladyumun kullanılması alaşımın erime derecesini yükseltip 1045-1080°C’ ye getirirken ısısal genleşme katsayısını düşürür. Gümüş oranının artırılması ise erime derecesini düşürürken ısısal genleşme katsayısını ise artırır.

Nikel-Krom alaşımları:

Bileşiminde çoğunlukla % 70-80 Ni, % 15 Cr bulunur. Metal destekli restorasyonlarda kullanılan soy olmayan metal alaşımlarının büyük bir çoğunluğunu oluşturur ve en yaygın olarak kullanılan metal-seramik alaşımıdır. 1400°C’ de erir ve krom oranı arttıkça erime derecesi de artar.

Kobalt-Krom alaşımları:

Bileşiminde % 65 Co, % 26 Cr, % 9 Ni bulunur. Bunlardan başka molibden, silikon, berilyum, boron, karbon gibi elementler de az miktarda bileşimlerinde bulunur. Kobalt ve nikel sert ve dayanıklı metallerdir. Kromun işlevi, alaşımı solusyon sertleşmesi ile daha da sertleştirmek ve pasivasyon etkisi ile korozyona karşı dirençli hale getirmektir. Yüzeyde açığa çıkan krom hızla okside olarak pasif ince bir oksit tabakası oluşturur. Bu oksit tabakası iç tabakaları korozyona karşı korur. Çoğunlukla iskelet protezlerinde kullanılır. Ekstra sert (Tip IV) grubuna girer. Erime derecesi 1300°C’ dir.

2.4.1.4. Metal seramik sistemlerinin bileşenleri

En basit haliyle metal seramik kuron ya da köprü protezi, metal altyapı ve seramik üstyapı olmak üzere iki ana bileşenden oluşmaktadır. Metal altyapı ve seramik üstyapı arasında bulunan oksit tabakası ayrı bir tabaka olarak görünse de aslında metal altyapının bir parçası olarak kabul edilmektedir. Metal seramik yapıları en iyi tanımlayan, metal altyapı, opak seramik tabakası, dentin seramiği, mine seramiği ve glazür seramiğinden oluşan yapıdır.

Metal altyapı

Geleneksel düşük ısı seramiği tek başına kullanıldığında mekanik özellikleri yeterli olmamaktadır. Bu nedenle bir metal altyapı ile desteklenmesi gerekmektedir. Bu amaçla en yaygın olarak kullanılan metal alaşımı Ni-Cr alaşımıdır. Altyapı için kullanılacak metalin kalınlığı kullanılan metalin cinsine göre değişmekle beraber ideal olarak 0,5 mm olması gerektiği bildirilmiştir (166-167).

Oksit tabakası

Metal seramik alaşımları hazırlandıktan sonra seramik uygulaması öncesinde oksidasyon işlemine tabi tutulmaktadır. Oksidasyon işlemi ısı işlemidir ve oluşan oksit tabakası metal altyapının seramiğe bağlanmasında önemli bir rol oynar (168,169).

Opak seramik tabakası

Metal altyapının koyu rengini, üst yapı seramiği maskeleyememekte, bu amaçla da opak seramiği kullanılmaktadır. Metal altyapının rengine göre bu tabakanın kalınlığı değişmekle beraber ideal olarak 0,2-0,3 mm olması önerilmektedir (152,161).

Dentin seramik tabakası

Seramiğin rengini belirleyen asıl bileşen içinde pigmentasyona uğramış metal oksitlerin bulunduğu dentin seramiği tabakasıdır. Doğru bir seramik renginin oluşturulması ve yeterli dayanıklılığın elde edilmesi için en az 0,5-1 mm, en çok 1,5-1,6 mm dentin ve mine kalınlığına ihtiyaç vardır (170).

Mine seramik tabakası

Mine seramiği, doğal diş minesini taklit etmek amacıyla geliştirilmiş ve dentin seramiğine kıyasla daha fazla ışık geçirgenliğine sahip bir seramiktir. Genellikle kesici kenar, oklüzal yüzey ve ara yüzlere uygulanmakla beraber dentin seramiğinin uygulandığı tüm yüzeylere uygulanabilmektedir.

Glazür tabakası

Metal seramik restorasyonlarının son aşamasında şekillendirilmesi tamamlanmış yapının üretici firma talimatları doğrultusunda belli bir ısıya kadar ısıtılması ve yüzeyde kısmen erimiş ve parlak görünüm almış tabakanın oluşturulmasıyla sağlanmaktadır. Bu sayede yüzeydeki muhtemel çatlaklar doldurularak yapının dayanıklılığı da arttırılmış olur (171,172).

2.4.2. Zirkonyum esaslı seramikler

2.4.2.1. Zirkonyum esaslı seramiklerin uygulama alanları

Zirkonyum metali ilk kez 1789 yılında Alman kimyager Martin Heinrich Klaproth tarafından, farklı cevherlerin eritilmesi sonrasında oluşan reaksiyon ürünlerinden elde edilmiştir. İzole edilmesi, 1824 yılında Jons Berzelins tarafından potasyum ile işlenerek gerçekleştirilmiştir. Seramik pigmentlerinin yapımında yıllardır kullanılmaktadır (173). Biyomekanik ve biyoumluluğu sayesinde 80' li yılların sonunda biyomedikal alanda ilk olatakalça eklem protezlerinin yapımında kullanılmaya başlanmıştır. Alüminyum oksit içeren seramiklerin kalça protezlerinde başarısı kanıtlandıktan sonra, Christel 1989 yılında mekanik özellikleri daha üstün olan yitrium oksit içerikli zirkonyumu kullanmıştır. Kullanılan Mg ile stabilize zirkonyanın tanecik çap büyüklüğü ve poröz yapısı 2001 den sonra kullanım alanını %90 oranında azaltmıştır (174). Zirkonyum diş hekimliğinde ilk olarak ortodontide braket, endodontide post, implantolojide post olarak kullanılmıştır (175).

Metal destekli restorasyonlar, CAD-CAM teknolojilerinin geliştirilmesiyle yerlerini tam seramik alt yapılara bırakmıştır (176-179). Zirkonyumun biyouyumluluğu yapılan klinik ve hayvan çalışmalarında başarılı sonuçlar vermiştir (180,181).

Zirkonyum nötron absorpsiyonun az olması ve korozyona direnciyle nükleer reaktörlerin yapısında kullanılmaktadır. Uçuş, askeri ve nükleer sektörlerde sıkça kullanılmaktadır (182).

2.4.2.2. Zirkonyum esaslı seramiklerin yapısı ve özellikleri

Zirkonyum sembolü Zr olan kimyasal bir elementtir. Arapça ‘altın renginde’ anlamına gelen ‘zargon’ kelimesinden türetilmiştir. ‘Zargon’ kelimesi ise Pers dilinde ‘Zar’ (altın) ve ‘Gun’ (renk) kelimelerinden oluşmuştur (175). Atom numarası 40 ve atom kütlesi 91,22’dir. Periyodik tablonun D grubuna ait bir geçiş elementidir. Yoğunluğu 6,49 g/cm³, ergime noktası 1852 °C, kaynama noktası 3580 °C’dir. Doğada hiçbir zaman serbest metal olarak tek başına bulunmaz. Oda koşullarında gümüşümsü beyaz renkli bir katıdır. Heksagonal kristal formunda bir yapı gösterir. Sıcaklığa, aşınmaya ve korozyona karşı çok dirençlidir. Birçok farklı bileşik halinde bulunabilir.

Zirkonyumun bilinen bileşikleri zirkonyum silikat (Zirkon, ZrSiO₄) ve zirkonyum oksittir (ZrO₂)’tir. Zirkonyum silikatın diğer adı ‘zirkon’dur. Zirkonyum oksitin diğer adları ise ‘zirkonya, zirkonyum dioksit ve baddeleyit’ tir. Baddeleyit ismi 1892 yılında Sri Lanka’da zirkonyayı keşfeden Joseph Baddeley’ in isminden gelmektedir. Zirkon (ZrSiO₄) madenleri başlıca Avustralya, Brezilya, Hindistan, Rusya ve A.B.D’ de bulunur. Zirkonyum bileşiklerinin içerisinde her zaman 50/1 oranında hafniyum (Hf) elementi bulunur ve zirkonyum metalinin saflaştırılması sırasında elde edilir (119). Zirkonyum metalinin yüzeyini kaplayan oksit tabakası havaya karşı inaktif olmasına neden olur. Buna rağmen havada yakılması ile zirkonyum oksit bileşiğini oluşturur ($Zr(k) + O_2(g) \rightarrow ZrO_2(k)$). Zirkonyum metali normal koşullar altında su ile reaksiyon vermez. Metalin yüzeyini kaplayan oksit tabakası, asitlere karşı inaktif olmasına neden olur. Sadece hidroflorik asit içerisinde çözünerek flor bileşimleri oluşturur. Normal koşullar altında alkali çözeltilerle reaksiyona girmez (183). Zirkonya (Zirkonyum dioksit, ZrO₂), oldukça küçük çaplı taneciklerden oluşan bir materyaldir (<0,5- 0,6µm) (184). Üç farklı kristal yapıya sahiptir. Bunlar monoklinik, tetragonal ve kübik fazlardır.

Monoklinik faz 1170 °C ‘ye kadar stabildir ve bu dereceden sonra tetragonal faza dönüşür. Tetragonal faz 2370 °C ‘ye kadar stabildir ve bu sıcaklığın üzerinde kübik faza dönüşür. Ergime noktası olan 2680 °C’ ye kadar ise kübik fazda bulunur (175,185,

186). Zirkonyum dioksit fırınlama ısısında tetragonal, oda sıcaklığında ise monoklinik fazdadır (187). Fırınlamanın ardından soğuma sırasında $t \rightarrow m$ faz dönüşümü gerçekleşir. Bu sırada % 3-5'lik hacim artışı meydana gelir. Her ne kadar bu faz dönüşümü ile ortaya çıkan kompresif stresler ile dayanıklılık artsa da, $t \rightarrow m$ faz dönüşümü kontrol altına alınmalıdır, aksi takdirde hacim artışı ileri derecede kırıklara neden olabilir. Bu nedenle zirkonyanın oda sıcaklığında tetragonal fazda tutulması gerekmektedir (188). Ancak tetragonal tanecikler yüksek sıcaklıklarda stabildir. Oda sıcaklığında stabil olabilmeleri için kalsiyum (189,190), magnezyum, alüminyum, yitrium veya seryum gibi metal oksitler ilave edilmektedir (191). Yitrium oksit, saf zirkonyayı oda sıcaklığında, tetragonal fazda stabilize eder ve parsiyel stabilize edilmiş zirkonya materyalini oluşturur (192,193). Ancak her ne kadar tetragonal faz oda sıcaklığında stabilize edilse de, bu faz aslında 'metastable'dır. Faz dönüşümü reversible bir dönüşümdür. Yani materyalin içinde, tetragonal fazı tekrar monoklinik faza dönüştürebilecek bir enerjinin varlığı söz konusudur (194,195).

Zirkonyanın elastik modülüsü yaklaşık 200 MPa' dır (196). Kırılma sertliği ise dental alaşımların 4- 5 katıdır (1000- 1300 Vickers) (197). Yapılan in-vitro çalışmalarda zirkonyanın bükülme direnci ortalama 900-1200 MPa, kırılma dayanımı ise 9-10 MPa olarak bulunmuştur (198,200,201,202). Bu da neredeyse alumina esaslı seramiklerin 2 katı (203) ve lityum disilikat esaslı seramiklerin (Empress II) 3 katıdır (204). Cam içerikli tam seramiklerde, tükürük içindeki su cam ile reaksiyona girerek camsı yapıyı ayrıştırır ve çatlak ilerlemesini artırır. Bu da seramiklerin uzun dönem stabilitesini etkiler. Fakat zirkonya esaslı seramikler cam içermediğinden bu fenomeni göstermezler ve uzun dönem stabiliteleri daha fazladır (205). Ancak zirkonya, özellikle suyun varlığında daha da dramatikleşen, 'düşük ısılarda bozulma' (low temperature degradation) fenomenine sahiptir (206). 900-1000 °C' deki 1 dakikalık kısa süreli ısı uygulamalarında bile tersine dönüşümün ($m \rightarrow t$) tetiklendiği belirtilmiştir. Özellikle veneer porselen fırınlanması sırasındaki olası $m \rightarrow t$ dönüşümü ile kompresif stresler serbestleşir ve dayanıklılık azalır (207).

Zirkonya yüksek bir biyouyumluluğa sahiptir. Yapılan in vitro ve in vivo çalışmalarda, herhangi bir lokal ya da sistemik yan etki bildirilmemiştir (208-210). Ayrıca termal iletileri azdır, dolayısıyla potansiyel pulpa irritasyonlarını azaltırlar (211-213). Dental restorasyonlarda özellikle paladyum ve nikel gibi metal alaşımlara karşı

hipersensitivite gözlenebilir. Metal alaşımları içermeyen tam seramik restorasyonlar bu problemi ortadan kaldırır (214).

Zirkonyanın biyomateryal olarak ilk kullanım alanı ortopedik kalça eklemi protezleridir (215). Bunun dışında dental implant materyali olarak da test edilmektedir. Akagawa ve ark. köpekler üzerinde yaptıkları bir çalışmada, zirkonya implantların başarılı bir osseointegrasyon sağladığını ve histolojik olarak direk implant-kemik ara yüzü elde edildiğini bulmuşlardır (126). Yine aynı araştırmacı maymunlar üzerinde yaptığı çalışmada, zirkonya implantların iki yıl sonundaki osseointegrasyonlarını incelemiş ve uzun dönem stabil olduklarını bildirmişlerdir (120). Zirkonya alt yapılar metal benzeri bir radyoopaklık gösterir ve böylece restorasyonun radyografik değerlendirilmesine izin verir (216).

2.4.2.3. Zirkonyum materyalleri

Stabilize Zirkonya

Saf zirkonyaya CaO , MgO , CeO_2 , Y_2O_3 gibi stabilize edici oksitler ilave edilerek elde edilir (217,218). Tam stabilize ya da parsiyel (yarı) stabilize zirkonya olmak üzere iki tipi vardır. Tam stabilize zirkonya, zirkonyaya % 16 mol CaO , % 16 mol MgO ve % 8 mol Y_2O_3 ilavesi ile elde edilir. Kübik form içerir. Sertliğinin ve termal şok direncinin yüksek olmasından dolayı seramik endüstrisinde aşındırıcı bir araç olarak ve de ateşe dayanıklı bir ürün olarak kullanılabilir. Parsiyel stabilize zirkonya materyali ise daha kullanışlı mekanik özelliklere sahiptir. Multifaz formunda olup PSZ olarak adlandırılan yarı stabilize zirkonyadır (219). PSZ, saf zirkonyaya daha düşük oranlarda stabilize edici oksitler ilave edilerek elde edilir. Oda sıcaklığında majör faz olarak genelde kübik faz içerir, minör faz olarak da monoklinik ve tetragonal fazlar içerir (220). Ancak tanecik çapının, TZP (Tetragonal Zirkonya Polikristalleri) materyallerine göre büyük olması (30-40 μm) ve dolayısıyla porözitesinin ve sinterleme derecesinin daha yüksek olması, bunların kullanımını azaltmıştır. Bu özelliklerinden dolayı TZP materyallerine olan ilgi artmıştır.

2.4.2.4. HIP ve Non-HIP zirkonyum

HIP kelimesi ‘Hot Isostatic Pressing’ kelimelerinin baş harflerinden oluşmaktadır. Seramik endüstrisinde kullanılan özel bir sinterleme tekniğidir ve pahalı malzemeler gerektirir. Materyali yoğunlaştırmak için kapalı bir sistemde yüksek ısı ve basınç uygulanır ve böylece Non-HIP zirkonyaya nazaran, dayanıklılığında yaklaşık % 20’lik bir artış olur. HIP zirkonya özel ve farklı bir materyal değildir, sadece bir sinterleme tekniğidir. Kimyasal kompozisyonu tamamen Non-HIP zirkonya ile aynıdır. Yoğun sinterlenmiş seramik blokların frezlenmesi sırasında, seramik üzerinde istenmeyen yüzeysel ve yapısal hataların oluşma riski vardır. Elmas frezler, seramiğin dayanıklılığı üzerine olumsuz etki eder. HIP zirkonyadan üretim yapılması daha uzun zaman alır ve frezleme ünitesinde daha fazla aşınmalara neden olur (221).

Non-HIP zirkonyanın üretilmesinde, sinterleme işlemi aşındırma işleminden sonra yapıldığından, stresin başlattığı $t \rightarrow m$ dönüşümü ve buna bağlı olarak yüzeyde serbest monoklinik fazın bulunması engellenir. Her ne kadar bu faz dönüşümü ile ortaya çıkan kompresif stresler ile dayanıklılık artsa da, birçok üretici zirkonya üzerinde aşındırma ve kumlama işlemlerinin yapılmasını tavsiye etmemektedir. Bunun aksine HIP zirkonya ile üretilen restorasyonlarda zirkonya yüzeyi, fazla miktarda monoklinik faz içerir. Bu da yüzey mikro çatlaklarının oluşmasına, düşük ısılarda bozulmalara ve güvenilirliğin azalmasına neden olur (222).

2.4.2.5. Zirkonyumun veneerlenmesi

Günümüz teknolojisi zirkonya esaslı alt yapıyı doğal dişe benzer translusentlikte üretemediğinden, restorasyonun estetiğini arttırmak için feldspatik seramiklerle ya da zirkonya alt yapı için özel olarak geliştirilmiş çeşitli veneer seramiklerle veneerlenmektedir (223,224). Yüksek dayanımlı zirkonya materyali, estetik veneer seramiği ile birlikte daha biyouyumlu ve güvenilir bir restorasyon yapılmasını sağlamaktadır (225). Veneer seramikteki stresler restorasyonun hizmet süresini belirleyen önemli bir faktördür (226).

Veneerleme işleminin zirkonya alt yapı üzerine etkisi

Veneerleme işleminde zirkonya esaslı alt yapı neme ve ısıya maruz kaldığından, zirkonyanın mekanik özelliklerini etkilemektedir. Bu işlem sırasında zirkonya, kendiliğinden gelişen $t \rightarrow m$ faz dönüşümünden dolayı stabil değildir. Bu da mekanik özelliklerde azalmalara neden olabilir. Isı, buhar, tanecik boyutu, mikro ve makro çatlaklar, stabilize edici oksitin tipi ve konsantrasyonu $t \rightarrow m$ faz dönüşümünü etkileyebilmektedir (227). $t \rightarrow m$ faz dönüşümü için en kritik sıcaklık $200-300\text{ }^{\circ}\text{C}$ ' dir ve bu dönüşüm suda veya buharda daha da hızlanabilmektedir (228).

Veneer materyali esas olarak estetik nedenlerle uygulansa da, restorasyonun mekanik özellikleri üzerinde önemli rol oynayarak köprüdeki stres dağılımını direkt olarak etkileyebilmektedir. Buna ek olarak alt yapı-veneer bileşimi, alt yapı-veneer ara yüzündeki bağlanma kuvvetini ve ısı genleşme katsayısı uyumsuzluğunda oluşan termal stresleri belirlemektedir (229). Veneer seramiğin alt yapıyı yetersiz ıslatması, fırınlama sırasında büzülmesi, alt yapı-veneer ara yüzündeki zirkonyum kristallerinin ısı ve yüklerden etkilenecek dönüşüme uğraması (230), alt yapının yüzey pürüzlülüğü, ısı genleşme katsayısının uyumsuzluğu nedeniyle oluşan rezidüel stresler ve alt yapı veneer ara yüzündeki yapısal defektler bağlanma kuvvetini etkileyen aktörlerdir (231). Bu özellikler restorasyonun klinik başarı oranlarını etkilemektedir. İyi bir bağlanma kuvveti için daha dayanıklı veneer seramiklerin tercih edilmesi, fonksiyon altında çentiklenme ve tabakalar halinde ayrılma riskini azaltabilmektedir (232). Aksi takdirde zayıf bir veneer seramiği, dayanıklı alt yapı materyalinin klinik performansını düşürebilmektedir (233).

Isı genleşme katsayısı

Isı genleşme katsayısı, birim hacimdeki bir maddenin birim sıcaklık değişiminde hacmindeki değişim miktarı olarak tanımlanır. Kırın restorasyonlarında başarılı bir alt yapı-veneer bileşimi için önemli bir faktördür. Metal-porselen restorasyonlarda metal alt yapının ısı genleşme katsayısı porselene göre daha fazla olmalıdır. Böylece fırınlama sıcaklığından oda sıcaklığına geçildiğinde metal porselenden daha fazla büzülme olmaktadır. Bu ısı genleşme katsayısı farkı, porseleni baskı altında tutmakta ve restorasyona ekstra dayanıklılık sağlamaktadır. Aynı mekanizma çok tabakalı tam seramik restorasyonlarda da başarılı bir şekilde uygulanmaktadır (234).

Alt yapı ve üst yapı arasındaki ısısal uyumsuzluk, veneer seramiğinin ısı genleşme katsayısının alt yapı seramiğinden düşük ya da yüksek olmasına bağlı olarak, veneer tabakasında baskı ya da gerilim stresleri oluşturur. Seramikler baskı streslerine karşı dayanıklıyken gerilim streslerine karşı dayanıksızdır. Veneer tabakasında küçük baskı streslerinin oluşması istenilen bir durumdur. Çünkü bu şekilde veneer seramik kuvvetlenir ve kırılma direnci artar. Veneer seramiğin ısı genleşme katsayısının alt yapıdan bir miktar düşük olması sayesinde, soğuma sırasında bu tip istenilen baskı stresleri oluşmaktadır (235). Veneer materyalinin ısı genleşme katsayısı değeri alt yapı materyalinden yüksek olduğunda ise veneer delaminasyonu ve mikro çatlaklar gözlemlenebilmektedir (236). Zirkonya, diğer seramiklere nazaran göreceli olarak daha düşük bir ısı genleşme katsayısına sahiptir. Dolayısıyla son yıllarda, zirkonya ile aynı ya da daha düşük ısı genleşme katsayısına sahip özel veneer seramikleri geliştirilmiştir. Üretici firmaların zirkonya alt yapıların ısı genleşme katsayısı değerlerini, DC-Zircon ve Lava için $10 \times 10^{-6} /K$, Cercon ve Vita YZ Cubes için $10,5 \times 10^{-6} /K$, Procera için $10,4 \times 10^{-6} /K$ ve Inceram- Zirconia için $7,7 \times 10^{-6} /K$ olarak belirlemişlerdir. Veneer seramiklerin ise ısı genleşme katsayısı değerleri, IPS e-max Ceram için $9,5 \times 10^{-6} /K$, Vita VM9 için $8,8-9,2 \times 10^{-6} /K$, Triceram için $8,7-9,0 \times 10^{-6} /K$, Lava Ceram için $9,8-10 \times 10^{-6} /K$ ve Cercon Ceram için $9,2 \times 10^{-6} /K$ olarak belirlenmiştir.

Adezyon

Birçok tam seramik sisteminin başarısı, alt yapı- veneer bağlanma kuvvetine bağlıdır. Seramik alt yapı veneer seramiğe nazaran anlamlı derecede daha dirençli olduğundan, bağlanma kuvveti başarıda önemli rol oynamaktadır (237). Veneer seramiğin güvenilirliği ve başarılı performansı, alt yapı materyaline olan adezyonu ve mekanik bütünlüğü ile sınırlıdır. Uzun süreli bir bağlanma için alt yapı ve veneer seramiğin mekanik özellikleri birbirlerine belirli ölçülerde uygun olmalıdır. Tam seramik restorasyonların başarısızlık oranlarını inceleyen literatürler derlemeleri, veneer seramiğin delaminasyonunun yaygın bir başarısızlık tipi olduğunu göstermiştir (238, 241). Delaminasyon, veneer seramiğin alt yapı materyalinden tabaka halinde ayrılması ya da bu iki tabaka arasındaki adeziv başarısızlık olarak tanımlanabilir (241). Bu ayrılma zayıf bir veneer seramiğin kullanılmasının ya da zayıf bir alt yapı veneer bağlantısının sonucudur (240).

Aboushelib ve ark. (242) yaptıkları bir çalışmada, tek tip zirkonya alt yapı (Cercon) ve 7 farklı veneer seramik (Ceram S, Ceram Express, Rondo Dentine, Rondo Shoulder, Lava Dentine, Sakura Interaction ve deneysel preslenebilir seramik) arasındaki mikrotensile bağlanma kuvvetini değerlendirmişlerdir. En yüksek değerleri Rondo Dentine (41,1 MPa) ve Ceram Express'in (38,6 MPa) gösterdiğini bulmuşlardır. Bunun dışında alt yapı ve veneer arasında tercihen kullanılan liner materyalinin de etkisini de araştırmışlardır (241). Liner materyali esas olarak zirkonyanın beyaz rengini maskelemek ve alt yapı-veneer tabakaları arasındaki bağlanma kuvvetini arttırmak için kullanılmaktadır. Liner materyalinin uygulanması, Sakura Interaction, Ceram S ve Lava için tavsiye edilmektedir. Preslenebilir veneer seramikler (Rondo Dentin, Ceram Express) için kullanıldığında ise bağlanma kuvvetini önemli derecede zayıflattığı ve veneerin delaminasyon riskini dramatik bir şekilde arttırdığı söylenmektedir (240). Aboushelib ve ark. yaptıkları diğer bir çalışmada Cercon alt yapı yüzeyinin cilalanmasının, yüzeye liner uygulanmasının ve ısı genleşme katsayısı yüksek bir seramikle veneerlenmesinin bağlanmaya etkisini araştırmışlardır. Alt yapı yüzeyinin cilalanmasının bağlanma kuvvetini artırıcı ya da azaltıcı herhangi bir etkisi olmadığını söylemişlerdir (243). Ancak liner uygulanmasının bağlanma kuvvetini neredeyse iki kat arttırdığını bulmuşlardır (16,9 MPa' dan 29 MPa' ya yükselmiştir). Isı genleşme katsayısı alt yapıdan yüksek bir veneer seramik kullanıldığında ise veneerin tabaka halinde ayrıldığı ve büyük çatlakların oluştuğu gözlenmiştir (243). Zirkonyanın, yüksek gerilim direncine sahip olmasına rağmen (340 MPa) veneer seramikle düşük bir bağlanma kuvveti göstermesi (29 MPa) ise bu çalışmanın ilginç bir sonucudur (244). Al-Dohan ve ark, farklı seramik alt yapı materyalleri üzerine uygulanan farklı üst yapı porselenlerinin bağlanma kuvvetlerini inceledikleri çalışmalarında; IPS Empress 2/Eris, Procera AllCeram/AllCeram, Procera AllZircon/CZR ve DC-Zircon/Vita D alt yapı/üst yapı bileşimlerinin bağlanma kuvvetlerini (shear bond strength), metal seramik kontrol grubu ile karşılaştırmalı olarak incelemişlerdir. IPS Empress 2 için 30,86 MPa, Procera AllCeram için 22,40 MPa, Procera AllZircon için 28,03 MPa, DC-Zircon için 27,90 MPa ve metal seramik kontrol grubu için 30,16 MPa değerleri bulunmuştur (235).

Sonuç olarak Procera AllZircon, IPS Empress 2 ve DC-Zircon grupları ile metal seramik kontrol grubunun bağlanma kuvvetleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı ve bunların klinik davranışlarının da benzer olabileceği bildirilmiştir (241, 245).

Gerilim Direnci

Gerilim direnci restorasyonların klinik başarısını etkileyen bir diğer önemli faktördür (246). İki tabakalı restorasyonlarda, eğer çatlak veneer yüzeyinden başlıyorsa, bükülme direnci ve kırılma dayanımı, veneer tabakasına bağlıdır. Veneer tabakasındaki rezidüel kompresif stresler, restorasyonların bükülme direncini arttırsa da, gözlenen küçük çatlakların esas nedeni gerilim stresleridir (247). Çok üyeli köprüler çiğneme sırasında, özellikle konektör alanının gingival kısmında yüksek gerilim streslerine maruz kalırlar (248). Dayanıklı alt yapı materyalinin gerilim streslerine karşı direnci, veneer seramik materyalinden daha fazladır. Dolayısıyla zirkonya esaslı köprü restorasyonlarında konektör alanının veneerlenmemesi şiddetle tavsiye edilmektedir. Çatlak başlangıç bölgesinin ve potansiyel kırıkların kontrolünde, alt yapı- veneer kalınlık oranı baskın bir faktördür (249). Alt yapı materyalinin kalınlığı arttıkça gerilime direnç de artar. Köprü dizaynı, mümkün olduğunca kalın bir alt yapı ve ince bir veneer tabakasına sahip olacak şekilde yapılmalıdır (245). Veneer porselenin kompresif stresler altında, seramik alt yapının ise gerilim stresleri altında olduğundan emin olmak için, bu tabakaların kalınlıklarını optimize etmek gerekmektedir (250). Eğer bu gerilim stresleri hesaba katılmadan bir dizayn yapılırsa, zayıf veneer seramiği dayanıklı zirkonya alt yapı materyalinin klinik başarısını azaltabilir (251). Ancak her ne kadar seramik alt yapının kalınlığını arttırmak istenilen bir şey olsa da, estetiği bozmayacak şekilde, aşırı kontur oluşturmadan ve aşırı diş kesimi yapmadan gerçekleştirilmelidir (252).

Kırılma şekilleri

Studart ve ark. Empress 2/Eris, Cercon/Cercon S ve Inceram-Zirconia/Vita VM7 alt yapı/veneer bileşimlerinin kırılma şekillerini yıprandırma apareyinde incelemiştir. Cercon S ve Vita VM7 feldspatik seramiklerine nazaran Eris' in, gerilim yükleri altındayken sudaki çözünürlüğünün fazla olmasından dolayı çatlak ilerlemesine daha hassas olduğu bulunmuştur. Ayrıca Empress 2/Eris bileşiminde alt yapı-veneer ara yüzünde, çatlağı durdurucu ve hapsedici bir mekanizma yoktur. Bu in vitro sonuçlara bağlı olarak bu bileşimin posterior köprülerde uygun olmadığını bildirmişlerdir. Cercon/Cercon S ve Inceram-Zirconia/Vita VM7 bileşimleri ile yapılan 3 üyeli köprülerin, konektör alanları uygun bir şekilde dizayn edildiğinde, 20 yıldan daha uzun bir hizmet süresi gösterebileceği söylenmektedir (244). Studart ve ark. yaptıkları diğer bir çalışmada, Empress 2/Eris, Cercon/Cercon S ve Inceram-Zirconia/Vita VM7 alt

yapı/veneer bileşimlerinin kırılma şekillerini mikroskopta incelemişler ve kırık orijinlerini gözlemlemişlerdir. Dayanıklı alt yapı materyaline sahip bileşimlerde (Cercon/Cercon S ve Inceram-Zirconia/Vita VM7) veneer dış yüzeyinden başlayan çatlak, alt yapı-veneer ara yüzüne doğru yön değiştirip veneerin tabaka halinde ayrılmasına neden olduğunu belirtmişlerdir. Empres 2/Eris bileşiminde ise çatlağın, veneer yüzeyinde düz bir şekilde yayıldığını gözlemişlerdir. Zayıf bir alt yapıya sahip alt yapı-veneer bileşiminin mekanik özellikleri, esas olarak veneer tabakasının düşük kırılma dayanımı tarafından belirlenmektedir. Çünkü alt yapı-veneer ara yüzünde çatlağı durdurucu ve hapsedici bir mekanizma bulunmamaktadır.

Dolayısıyla posterior köprü restorasyonları için yüksek dayanımlı alt yapı materyallerinin kullanılması tavsiye edilmektedir (241).

Elastik modülü

Alt yapı-veneer bileşimindeki stres dağılımında, alt yapı materyalinin elastik modülünün önemli etkisi bulunmaktadır. Fazla yüke maruz kalan posterior restorasyonlarda materyal seçiminde rol oynamaktadır. Posterior köprüler için yüksek elastik modülüne sahip zirkonya alt yapılar tercih edilmektedir. Çünkü zirkonya, daha zayıf olan veneer tabakasındaki stresleri azaltır ve yük taşıma kapasitesini artırır. Böylece restorasyonun kırılması gecikir. Studart ve ark. araştırmalarında, alt yapıların elastik modülü değerlerini Empress 2 için 124,6 GPa, Cercon için 219,8 GPa ve Inceram-Zirconia için 300,7 GPa olarak bildirmişlerdir. Yüksek elastik modülüne sahip alt yapı materyallerinin (Cercon ve Inceram-Zirconia), zayıf veneer materyalindeki stresleri azalttığı, köprünün yük taşıma kapasitesini arttırdığı ve restorasyonun kırılmasını geciktirdiği söylenmiştir (243).

2.4.2.6. Zirkonyum seramiği kullanan sistemler

Lava sistemi

2002 yılında 3M ESPE tarafından piyasaya sürülmüştür. CAD/CAM prosedürü ile üretim yapmaktadır. Sinterlenmemiş zirkonya blokları kullanılır ve % 20'lik lineer polimerizasyon büzülmesini kompanse etmek için daha geniş frezlenir. Sistemde Lava Scan optik tarayıcı, Lava Form frezleme makinesi ve Lava Therm sinterleme fırını bulunur. Laboratuarda model elde edildikten sonra optik tarayıcı modeli tarar. Daha

sonra özel olarak geliştirilmiş yazılım programı kullanılarak restorasyon ekranda dizayn edilir. Bu bilgiler Lava Form frezleme makinesine aktarılır. Sinterlenmemiş zirkonya bloklardan geniş bir şekilde aşındırılır ve Lava Therm sinterleme fırınında, 1500 °C’de 11 saat sinterlenir. Optik ve mekanik özelliklerinden dolayı hem anterior hem posterior bölgelerde kullanılabilir. Alt yapı 7 farklı renkle renklendirilebilir (253) (Şekil 2-5).



Şekil 2-5: Lava sistemi ile üretilmiş olan kuron köprü protezleri

Procera sistemi

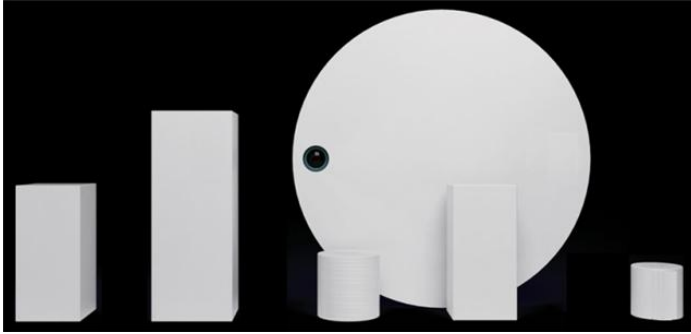
Procera sistemi ile CAD/CAM teknolojisi kullanılarak Procera AllTitan, Procera AllCeram ve Procera AllZirkon blokları işlenebilmektedir. Procera AllZirkon blokları 2001 yılında üretilmeye başlanmıştır. Bu sistemde, laboratuarlarda tarayıcı ve bilgisayar yazılımı vardır. CAM ünitesinin biri ABD’de, diğeri İsveç’tedir. Sistemin 2 farklı tarayıcısından birinde (Procera Piccolo, Procera Forte) model tarandıktan sonra alt yapı dizayn edilir. Data transferi internet aracılığıyla olur. Köprü restorasyonlarında genellikle zirkonyum oksit esaslı Procera AllZirkon blokları tercih edilmektedir. Procera AllZirkon kullanılarak kuron veya 4-5 üyeli köprü restorasyonları yapılabilir. Merkez laboratuardan gelen alt yapı üzerine zirkonya için özel olarak üretilmiş üst yapı porseleni (Nobel Rondo) kullanılarak restorasyon bitirilir (253) (Şekil 2-6).



Şekil 2-6: Procera sistemi ile üretilmiş olan kuron protezi ve alt yapısı

Everest sistemi

Everest sistemi 3 üniteden oluşan bir CAD/CAM sistemidir. Tarayıcı ve dizayn programı (Everest Scan), aşındırma ünitesi (Everest Engine) ve sinterleme fırınından (Everest Therm) oluşmaktadır. Aşındırma ünitesi çoğu sistemden farklı olarak 5 aks teknolojisi ile aşındırma yapmaktadır (253) (Şekil 2-7).



Şekil 2-7: Everest sisteminde kullanılan bloklar

Model, tarama ünitesinde taranarak alt yapının dizaynı aşamasına geçilir. Aynı tarama ünitesinde alt yapı bilgisayar ortamında dizayn edilir. Sistemin hem sinterlenmemiş zirkonya blokları (Kavo Everest ZS-Blank), hem de tam sinterlenmiş zirkonya blokları (Kavo Everest ZH-Blank) bulunmaktadır. ZS bloklarından üretilmiş alt yapılar 1500 °C 'de sinterlenir. Alt yapı, sinterlenmemiş zirkonya bloklarından üretilmiş ise, Vita renklendirme likitiyle 5 farklı tonda renklendirilebilir. Tam sinterlenmiş bloklardan hazırlanmış alt yapılar ise sinterlenmez ve renklendirilemezler.

Zirkonyadan başka l sitle güçlendirilmiş cam seramil (Kavo Everest G-Blank) ve titanyum blokları (Kavo Everest T-Blank) i lenebilmektedir (253).

Hint-Els sistemi

Hint-Els sistemi, 3 boyutlu tarayıcısı ve bilgisayar yazılımı, frezleme  nitesi (Hint-Els hiCut) ve sinterleme fırını (Hint-Els hiTherm) olmak üzere 3 farklı üniteden oluşur. Bu sistemde hem sinterlenmemi  (non-HIP) hem tam sinterlenmiş (HIP) zirkonya blokları kullanılabilir. Zirkonyadan başka titanyum ve plastilk blokları da işlenebilir.

Hint-Els ile sinterlenmemi  bloklardan full ark bir köprü protezi yapılamaz, sadece 4-5 üyeli köprü protezleri yapılabilir. Tek kuronun tam sinterlenmiş bloklardan frezlenmesi 2 saat, sinterlenmemi  bloklardan frezlenmesi ise 30 dakika sürmektedir (253) ( ekil 2-8).



Şekil 2-8: Hint-Els sisteminde kullanılan bloklar

Cercon sistemi

Cercon sistemi 1999 yılında geliştirilmiştir. Diğer sistemlerden farklı olarak bilgisayar destekli dizayn yapılamaz. Di  teknisyeninin manuel olarak hazırlamış olduğu mum modelaj dizaynı esas alınarak, CAM sistemiyle alt yapı üretimi yapılmaktadır. Cercon brain ve cercon heat bölümlerinden oluşur. Cercon brain lazer tarayıcı ve frezleme  nitesi içerir. Mum modelaj dizaynı lazer tarayıcısı tarafından taranır ve elde edilen yazılım frezleme ünitesine transfer edilir. Alt yapı, sinterlenmemi 

homojen zirkonya bloklardan, özel tungsten karbid frezlerle hacimli bir şekilde frezlenir. Değişik uzunluklarda bloklar mevcuttur. Bloklar prefabrike olarak 12 mm, 30 mm, 38 mm ve 47 mm boyutlarında üretilmiştir (253) (Şekil 2-9).



Şekil 2-9: Cercon sisteminde kullanılan zirkonyum bloklar

Frezleme işlemi bittikten sonra alt yapı ‘Cercon brain’ ünitesinden çıkartılır. Eğer gerekiyorsa manuel olarak final düzeltmeler tamamlanır. Büyütülmüş alt yapılar % 25-30’luk sinterleme büzülmesini kompanse edecek şekilde 6-8 saat 1350°C’ de ‘Cercon heat’ fırınında sinterlenir ve istenilen final boyutlar elde edilir. Sinterlenmemiş blokların frezlenmesi işlemi hızlıdır. Bu sistemlerde kullanılan aletler, tam sinterlenmiş blokların kullanıldığı aletlere göre daha az aşınır ve yıpranır (253).

DC-Zirkon sistemi (DCS-Precident)

DC-Zirkon materyali ve DCS sistemi 1993 yılında geliştirilmiştir. Bu sistem Preciscan (optik tarayıcı), DCS Dentform (yazılım) ve Precimill (frezleme makinesi) olmak üzere üç bölümden oluşmaktadır. Lazer tarayıcı, alçı modelin tamamını ve tek tek güdükleri tarar ve yaklaşık 300.000 noktadan ölçüm yapar. Ölçüm tamamlandıktan sonra toplanan bilgiler, dizayn yapılmak üzere bilgisayara aktarılır. Yazılım programı alt yapı için gerekli olan konektör ve gövde boyutlarını belirler. Daha sonra bu bilgiler frezleme makinesine transfer edilir. Alt yapı, tam sinterlenmiş prefabrike HIP (Hot Isostatic Pressing) zirkonya bloklarından, doğrudan istenilen final boyutlarda frezlenir.

Frezeleme sonrası herhangi bir fırınlama prosedürü ve sinterleme büzülmesi yoktur (253) (Şekil 2-10).



Şekil 2-10: DC-Zirkon sistemi ile elde edilen köprü protezi alt yapısı

Bazı üretici firmalar, tam sinterlenmiş blokların frezlenmesi sırasında mikro çatlakların oluştuğunu iddia ederken, bazıları da bu sistemde büzülme olmamasından dolayı çok iyi bir marjinal uyum elde edildiğini bildirmektedir (253).

Cerec InLab sistemi

Hekimlerin klinikte ölçü işlemini ortadan kaldırabilmesi için sistemle uyumlu intraoral kamerası, bilgisayar yazılımı, freze ünitesi ve sinterleme fırını vardır. Cerec InLab hem mum modelajı hem de modeli tarayabilir. Taranan model üzerinde bilgisayar ortamında alt yapılar dizayn edilir. Dizayn edilen alt yapılar, CAM ünitesine yerleştirilmiş zirkonya bloklardan aşındırılarak elde edilir. Sinterleme fırınında yapılan sinterleme sonucunda alt yapı yaklaşık % 20 oranında büzülmeye uğrar ve istenilen boyuta ulaşır (253). Firmanın piyasada olan blokları Vitablocks Mark I, Vitablocks Mark II, Dicor MGC, Cerec Vitablocks InCeram-Alumina ve Cerec Vitablocks InCeram-Zirkonya'dır. Diğer sistemlerle kıyaslandığında daha düşük maliyetli olması, zirkonyadan başka blokları da işleyebilmesi ve zirkonya alt yapıyı 6 farklı renkle renklendirebilmesi bu sistemin avantajlarıdır. Ancak Cerec In-Lab ile 3 üyeden uzun bir köprü protezi yapılamaz ve okluzal yüzey şekillendirmesi yetersizdir (Şekil 2-11).



Şekil 2-11: Cerec sisteminde kullanılan zirkonyum bloklar

Vita Celay sistemi

Celay sistemi bilgisayar destekli yöntemlere karşı bir alternatif olarak 1987 yılında, kopyalama tekniği esaslı ile çalışmak üzere geliştirilmiştir. Sistemde hazır seramik bloklar kullanılır ve restorasyon herhangi bir bilgisayar desteği olmaksızın frezleme tekniği ile elde edilir. Vita firması tarafından üretilen feldspatik bloklar (Vita Celay Blanks) , alumina bloklar (Vita Celay Alumina Blanks), spinell bloklar (Vita Celay Spinell Blanks) ve zirkonya bloklar (Vita Celay Zirconia Blanks) kullanılabilir.

Celay cihazı iki bölümden oluşmaktadır. Sol taraftaki bölümde mavi renkli fotopolimerize kompozit materyalinden hazırlanmış modelaj (Celay Tech), sağ taraftaki bölümde ise frezlenecek Vita Celay Zirconia blok bulunmaktadır. Kopyalama bölümündeki aşındırma özelliği olmayan tarayıcı uçlar kompozit modelaj üzerinde dolaşırken, frezleme bölümündeki aşındırma özelliği olan frezler de zirkonya bloğu şekillendirmektedir. Aşındırılmış zirkonya alt yapı 1120 °C’ de sinterlenir, cam infiltre edilerek 1140 °C’ de tekrar fırınlanır. Veneer materyali olarak Vitadur Alpha seramiği kullanılarak restorasyon bitirilir (253) (Şekil 2-12).



Şekil 2-12: Vita celay sisteminde kullanılan bloklar

ZENO Tec sistemi

Bu sistemde tarayıcı, bilgisayar yazılımı, frezleme ünitesi ve sinterleme fırını bulunmaktadır. Ölçü sonrası elde edilen modeller lazer kesit alma tekniği ile taranır. Taranan obje 3 boyutta hareket ettirilerek ZENO CAD’de dizaynı yapılır. Frezleme ünitesinde sinterlenmemiş zirkonya bloklardan hazırlanan alt yapılar ortalama % 20 oranında daha hacimlidir. 12 saatlik sinterleme işleminden sonra alt yapı gerçek boyut ve sertliğe ulaşır. Firmanın zirkonya bloklarından başka alumina ve plastik blokları da vardır (Şekil 2-13).



Şekil 2-13: Zeno-tech sisteminde kullanılan bloklar

Zirconzahn sistemi

Zirconzahn sistemi bir CAD/CAM sistemi değildir. Mekanik yöntemle üretim yapılır. Frezleme işlemi teknisyen tarafından manuel olarak gerçekleştirilir. Yeşil

zirkonya olarak da bilinen sinterlenmemiş homojen zirkonya blokları kullanılır alt yapı ışıkla polimerize olan kompozitle dizayn edilir. Restorasyonun şekillendirilebilmesi için kompozit dizayn makinenin okuyucu ucunun bulunduğu tarafa, Zirconzahn blok ise aşındırma işleminin yapılacağı tarafa adapte edilir. Makinenin okuyucu ucu kompozit dizayn üzerinde hareket ettirilerek, işleme ünitesine yerleştirilmiş olan sinterlenmemiş homojen yeşil zirkonya bloğun işlenmesi sağlanır. Hacim olarak % 25 daha büyük frezlenen restorasyon yaklaşık 1500 °C’ de 16 saat sinterlenir ve orijinal boyutuna ulaşır (253) (Şekil 2-14).



Şekil 2-14: Zirconzahn sisteminde kullanılan bloklar

2.5.Gerilme Analiz Yöntemleri ve Sonlu Elemanlar Metodunda Kullanılan Mekanik Kavramlar

2.5.1.Gerilme analiz yöntemleri

Yük altındaki yapıların içinde oluşan gerilimleri önceden saptayabilmek amacıyla bazı araçlar kullanılarak yapılan incelemeye ‘gerilme analizi’ denir (254).

Gerilme analiz yöntemleri şunlardır (254):

1. Sonlu elemanlar gerilme analiz yöntemi
2. Fotoelastik gerilme analiz yöntemi
3. Zorlama ölçerler ile yapılan gerilme analiz yöntemi (Strain gauges)
4. Kırılgan vernik gerilme analiz yöntemi

5. Laser ışıklı gerilme analiz yöntemi

2.5.2. Sonlu elemanlar gerilme analiz yöntemi

Sonlu elemanlar metodu İngilizce söylenişinin kısaltması ile FEM (Finite Element Models) 1960'ların başında havacılık endüstrisindeki yapısal problemlerin çözümü için geliştirilmiştir. Günümüze kadar yapısal analiz, sıcaklık transferi, akışkan likitler, kütle transportu ve elektromanyetik gibi konuları da içine alarak genişlemiştir (255,256).

Dental implantların başarısı kemikte hangi tip gerilimlerin oluştuğu ile ilgilidir. Son 20 yıl içinde, sonlu elemanlar gerilme analizi implant ve çevresindeki kemikte oluşan gerilimlerin etkilerinin incelenmesinde artarak tercih edilen yararlı bir araç haline gelmiştir. Sonlu elemanlar metodu çiğneme ile oluşan dikey ve oblik yüklerin neden olduğu aksiyal bileşke kuvvetlerinin ve dönme momentlerinin implantlarda ve çevresindeki kemikte oluşturduğu gerilimlerin sonuçlarını grafiksel olarak göstermektedir (255,256).

Sonlu elemanlar gerilme analizi yöntemi "*parçadan bütüne gitme*" genel prensibine dayanır. Sonlu eleman; iki veya üç boyutlu yapıların bir parçası ya da bir bölgesidir (256).

Karmaşık mekanik problemlerin sonlu elemanlar metodu kullanılarak çözülebilmesi için yapının çok küçük parçalara, yani basit *elemanlara* ayrılması gereklidir. Elemanların birleştiği köşe noktaları *düğüm* olarak tanımlanır. Bu elemanlar şekil özellikleri kullanılarak değişken alana yerleştirilir. Problem farklı prensiplerle temel olarak belirlenir ve çözüm tüm yapıda yaklaşık olarak tespit edilir. Başka bir deyişle, FEM analizi fonksiyon çözümünü bütün alan için araştıracağı yerde, her bir eleman için fonksiyon çözümünü formüle eden ve bütün yapıyı uygun bir şekilde birleştirerek çözümü sağlayan bir metottur. Dental implant-kemik sistemlerindeki parçalar çok karmaşık geometrik şekle sahip olduğundan, sonlu elemanlar metodu implant çevresindeki gerilmelerin analizinde oldukça uygun bir yöntemdir (257).

Gerçek geometrik cismin elemanlara bölünebilmesi için bir ağ yapısına ihtiyaç duyulur. Cismin, boyutuna ve geometrisine uygun olarak seçilmiş elemanlara bölünmüş

haline *matematiksel model* denilmektedir. Matematiksel modeli oluşturan elemanların birbirlerine temas ettiği yüzeylerde düğüm noktaları oluşturulur. Mümkün olduğunca çok sayıda eleman kullanmak, kuvvet dağılımının daha duyarlı ölçülebilmesi açısından önemlidir. Belirli bir başlangıç noktasına göre tüm düğümlerin (x,y,z) koordinatları saptanarak bilgisayara aktarılır. Ayrıca geometrik şekli oluşturan tüm elemanların materyal özelliklerini belirleyen, Poisson oranı ve elastiklik modülü değerleri bilgisayar programına tanıtılır. Oluşturulan matematik modelde, düğüm noktalarına dışardan en basit dış etken ve sınır şartlarının uygulanmasıyla meydana gelen yükleme durumları için matrisler oluşmakta, bu matrisler bilgisayar yardımıyla çözülmektedir. Bu yolla her bir elemandaki ve dolayısıyla elemanların oluşturdukları cismin tamamındaki gerilim ve şekil değiştirmeler elde edilmiş olur (257).

Dental implantların mekanik davranışlarının simülasyonundaki başlıca zorluk, kemik dokusunun modellenmesi ve uygulanan mekanik kuvvetlere gösterdiği tepkinin doğru şekilde yansıtılabilmesidir (256).

Sonlu elemanlar gerilme analizinde ilk adım geometrik modelin bilgisayarda modellenmesidir. 2 boyutlu FEM analizi çalışmalarında, kemik, implantla birlikte basit dikdörtgen konfigürasyonda modellenmiştir. Bazı 3 boyutlu FEM modellerinde alt çene kemiği dikdörtgen kesitte ve ark şeklinde modellenmiştir. Son zamanlarda dijital görüntü tekniklerinin gelişimi ile anatomik olarak doğruluğu geliştirilmiş modeller yapılabilmektedir (257).

Sonlu elemanlar gerilme analizi metodu uygulanacak olan deney parçasının üç boyutlu modelinin oluşturulması için iki farklı yöntem kullanmak mümkündür (258):

1. MR veya CT görüntülerinin bilgisayar ortamına aktarılarak modelin oluşturulması.

2. Koordinat belirleme cihazları ile elde edilen nokta veya yüzey verilerinden model oluşturulması.

Bu iki yöntem ile yapılacak uygulamalarda, belli başlı iki sorunla karşılaşılmaktadır (41):

1. MR ve CT görüntüleme sistemleri ile CAD (Computer Aided Design) programları arasındaki uyum sorunu,

2. Koordinat ölçme cihazları ile sayısallaştırılmış nokta veya yüzey datalarının üç boyutlu model haline getirilmesi için kullanılacak yazılımın yetersizliği.

Sonlu elemanlar metoduyla analiz yapılabilmesi için bilgisayara verilmesi gereken bilgiler vardır. Bu bilgiler (258):

1. Cismin geometrisini oluşturacak koordinatlar
2. Cismin geometrisine ve boyutuna uygun eleman tipi
3. Elemanların Poisson oranı ve elastiklik modülü (Young's Modulus) değerleri
4. Modele uygulanan kuvvetler
5. Geometrinin sınır şartları
6. Yapılacak olan analizin tipidir.

Sonlu elemanlar metodu, implantların klinik başarısı için gereken biyomekanik performansları hakkında kapsamlı bilgiler sunmaktadır (256).

Sonlu elemanlar gerilme analizinin diğer analiz metodlarına göre birçok avantajı bulunmaktadır. Sonlu elemanlar metodunun diğer metodlara üstünlüğünü sağlayan özellikleri şu şekilde sıralanabilir (259):

- 1) Muntazam geometri göstermeyen katılar ile farklı özelliklere sahip karmaşık yapılara uygulanabilirliği,
- 2) Gerçek yapıya çok daha yakın bir model hazırlanabilmesi,
- 3) İstenilen sayıda malzeme kullanılabilmesinin yanında araya yapay bir model materyali veya malzeme girmeden yapının mekanik özellikleri ile uygunluğunun mümkün olan en iyi şekilde elde edilebilmesi,
- 4) Hem gerilim dağılımının, hem de deplasmanların birlikte ve çok hassas olarak elde edilebilmesi,
- 5) Deneysel aracın kolaylıkla kontrolü ve sınır koşullarının değiştirilebilmesi.

2.5.3. Sonlu elemanlar metodunda kullanılan mekanik kavramlar

Tüm yapısal analiz ve dizaynlar, uygulanacak kuvvetler ve bu kuvvetlere dayanacak materyallerin mekanik özellikleri ile ilgili bilgiye ihtiyaç gösterir (254).

2.5.3.1. Bileşik gerilim durumu (General state of stress)

Cisimlere uygulanan gerilimlerin tek temel tipte olması güçtür. Kuvvet uygulanan yapılarda üç temel gerilimin (çekme, basma ve makaslama gerilimlerinin) bir arada bulunduğu bileşik gerilim durumu meydana gelmektedir. Bu bileşik gerilim durumunda herhangi bir gerilim, diğerlerinden daha baskın olabilmektedir (260).

2.5.3.2. Mohr dairesi, Asal gerilimler, Asal eksenler (Mohr's circle, Principle stresses, Principal axes)

Bileşik gerilim durumunun mevcut olduğu cisimde kesit değiştikçe gerilim türünün değişimi grafik ile gösterilmekte ve Mohr dairesi olarak adlandırılmaktadır. Bu grafik tasvir sistemi, 1882 yılında Otto Mohr isimli araştırmacı tarafından geliştirilmiş ve geliştiricisinin ismi ile Mohr dairesi olarak adlandırılmıştır (261). Bu grafik tasvir sisteminin esası, bir kesitteki normal ve kayma gerilimlerini tasvir noktasının apsis ve ordinatı kabul etmek ve kesit değiştikçe tasvir noktasının geometrik yerini aramaktır. Koordinatları σ ve τ olan tasvir noktalarının geometrik yerinin daire olması gerekmektedir. Mohr dairesinin merkezi apsis eksenı üzerindedir. Gerilim halinde olduğu gibi şekil değiştirme halinin de grafik anlatımında Mohr dairesi kullanılır (260).

Mohr dairesinde yatay eksen normal gerilimleri, dikey eksen kayma gerilimlerini göstermektedir. Asal gerilimler (σ_1, σ_2), kayma gerilimleri ($\tau_{\max}, \tau_{\min}, \tau_{xy}, \tau_{yx}$) ve normal gerilimler (σ_x, σ_y) ile gösterilmiştir. Kesitle döndürme hareketi yaptırılarak kayma geriliminin bulunmadığı bir pozisyonda en küçük normal gerilim (σ_1) ile en büyük normal gerilim (σ_2) bulunmaktadır. Bu gerilimlere asal gerilimler (Principle stresses), bu gerilimlerle oluşan eksenlere de asal eksenler (Principle axis) denilmektedir.

Eşdeğer gerilim (σ_e), çeşitli hipotezlerle ortaya konan ve üç asal gerilimden ($\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3$) yararlanılarak elde edilen ortak bir değerdir. (260, 261).

2.5.3.3. Elastiklik modülü (Young's modulus)

Elastiklik modülü yük altındaki cismin moleküllerinin çekim kuvvetinin birim uzamaya gösterdiği iç dirençtir. Sert materyallerin deformasyona karşı iç direncinin yüksek olması nedeni ile elastiklik modülü yüksek değerlerde bulunmaktadır. Aynı miktardaki kuvvet uygulanmış iki ayrı materyalden elastiklik modülü yüksek olan elastiklik modülü düşük olana oranla daha az deforme olmaktadır (90).

2.5.3.4. Poisson oranı (Poisson's ratio)

Bir cisme çekme kuvveti etki ettiğinde, kuvvetin geldiği yönde bir boy uzaması, kuvvete dik olan diğer boyutlarda ise bir boy kısalması olur. Yan yöndeki deformasyonun eksen yönündeki deformasyona oranı, Poisson katsayısını gösterir. Başka bir ifade ile Poisson oranı, dik yönde gelen kuvvete karşı oluşan lateral deformasyonu gösteren sabit bir değerdir (262).

Üç asal eksen yönünde farklı mukavemet özellikleri gösteren malzemelere *ortotropik*, benzer özellikler gösteren malzemelere ise *izotropik* denir. Üç asal eksenenden ikisi üzerinde benzer davranış gösteren malzemelere *transvers izotropik* adı verilir. Bazı araştırmacılar kemik dokusunun transvers izotropik olduğunu ileri sürerlerken, diğerleri kemiğin ortotropik olduğunu iddia etmektedirler. Ashman ve Van Buskirk (263), alt çenenin mandibüler kavis etrafındaki kütleli doğrultusu ile transvers izotropik olduğunu ortaya koymuşlardır.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada, alt çenenin serbest sonlandığı parsiyel dişsizlik vakasının titanyum, zirkonyum implantlar ve farklı üst yapı materyallerinden yapılan sabit simante protezler ile tedavisinin araştırılması planlanmıştır. Farklı materyallerden modellenen implantların, üç üyeli ve tek kuron zirkonyum ve metal-seramik alt yapıli protezleri desteklemesi ile implant çevresindeki kortikal kemikte oluşan stres ve gerilim değeri araştırılmıştır.

Bu model üzerinde posterior bölgeye 2. küçük azı, 1. büyük azı ve 2. büyük azı bölgelerine gelecek şekilde zirkonyum ve titanyum materyallerinden implantlar farklı şekillerde yerleştirilmiştir. Tek parça implantların desteklediği farklı dizayn ve materyallerden yapılmış üç üyeli farklı tipte simante köprü ve tek kuron protezleri ile iletilen çiğneme kuvvetlerinin, implantların çevresindeki kortikal kemik dokusunda oluşturduğu gerilimlerin incelenmesi amaçlanmıştır. Bu amaçla, gerilim analiz yöntemlerinden, bilgisayar ortamında çalışan ve en detaylı sayısal değeri veren üç boyutlu sonlu eleman analizi yöntemi kullanılmıştır.

3.1. Geometrik modellerin oluşturulması

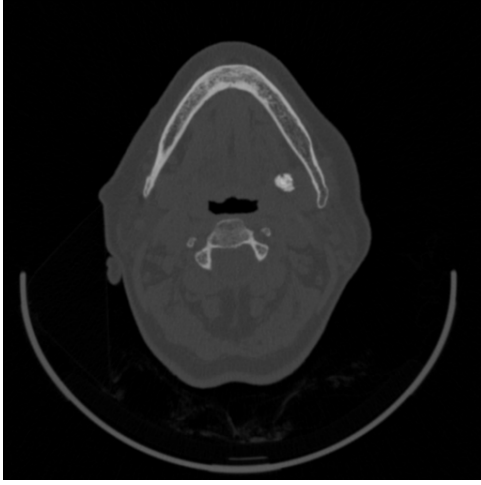
Çalışmada implantların yerleştirileceği alt çene kemiğinin, titanyum ve zirkonyum implantların, postların, üç implant destekli, iki implant destekli ve tek implant destekli zirkonyum ve metal-seramik sabit simante protezlerin geometrik modelleri oluşturuldu.

3.1.1. Alt Çene Kemiğinin Modellenmesi:

Alt çeneye ait geometrik modelin oluşturulması için İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Anatomi Bilim Dalı'ndan alınan, kadavra alt çene kemiğinden yararlanıldı. Alt çene kemiği kemik dikey boyutu 10 mm, bukkal-lingual yöndeki genişliği 5 mm'den fazla olan A divizyonu tipinde olacak şekilde seçildi.

Çene kemiği, Konik Huzme Işınli Tomografide (ILUMA, Orthocad, CBCT, 3M Imtec, Oklahoma, USA) tarandı. Taramada 120 kvp, 3.8 mA'de 40 saniyelik tarama ile 601 kesit elde edildi. Daha sonra hacimsel veri 0.2 mm kesit kalınlığı ile rekonstrükte edildi. Rekonstrüksiyon sonucunda elde edilen kesitler, DICOM 3.0 formatına

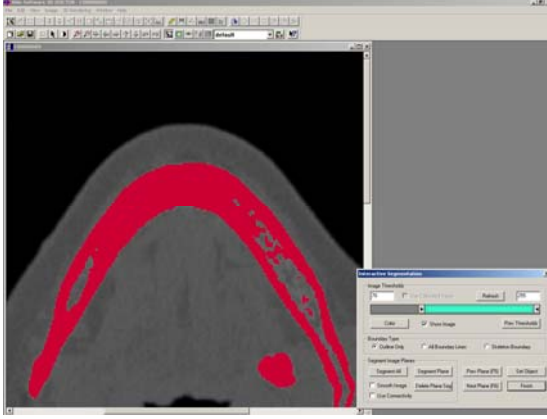
çevrilmiştir. Bu kesitler 3D-Doctor (Able Software Corp., MA, USA) yazılımına alındı (Şekil 3-1).



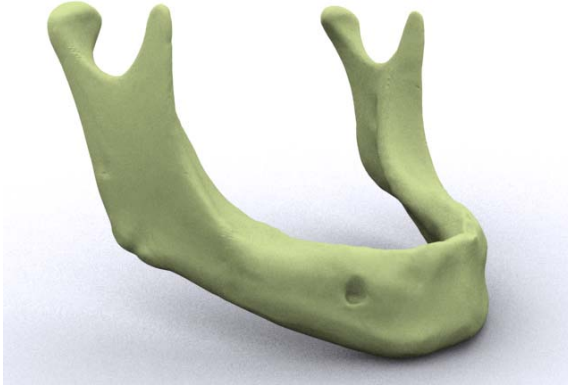
Şekil 3-1: Hastanın alt çene kemiğinin tomografisi

3D-Doctor yazılımı magnetik rezonans ve bilgisayarlı tomografi de olmak üzere pek çok görüntüleme yöntemi ile elde edilen görüntülerin, bilgisayar ortamında yeniden oluşturulabildiği bir yazılımdır. Bu yazılım ile yeniden oluşturulan görüntüler üzerinde sadeleştirme ve yeniden biçimlendirme gibi değişiklikler yapılabilmektedir.

3D-Doctor yazılımında kesitler üzerindeki kemik dokuları “interactive segmentation” yöntemiyle ayrıştırıldı (Şekil 16). Ayrıştırılan kesitler “Complex Render” yöntemiyle 3 boyutlu model haline getirildi. Elde edilen 3 boyutlu model, 3D-Doctor yazılımındaki sadeleştirme yöntemleri ile düşük hafıza tüketen ve düzgün oranlara sahip elemanlardan oluşan, pürüzsüz bir yüzey haline getirilerek alt çene kemiğinin modelleme işlemi tamamlandı. 3 boyutlu model 3D-Doctor yazılımından .stl formatına çevrildi (Şekil 3-2,3-3).

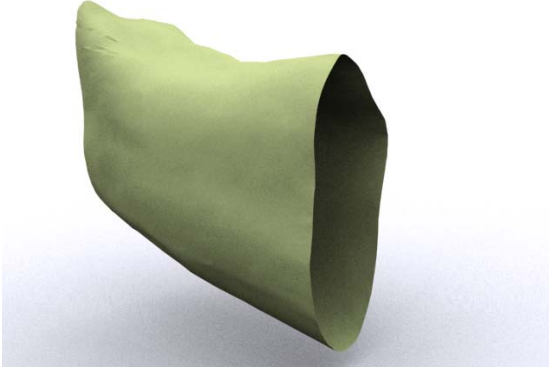


Şekil 3-2: Kemik dokusunun segmentasyon işleminden sonraki görüntüsü



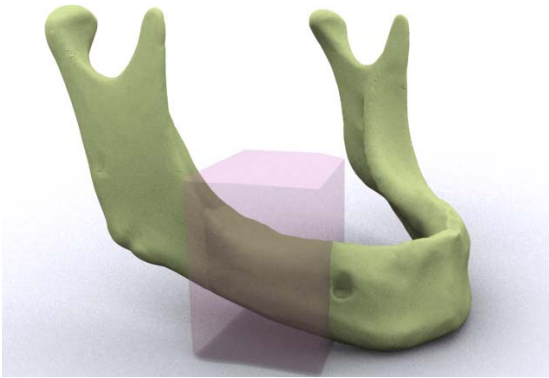
Şekil 3-3: Tomografi görüntüsünden elde edilen alt çene kemiğinin geometrik modeli

Bu aşamada bilgisayar oluşturulan modelin sadece dış yüzeyini, yani kortikal kemiği tanımaktadır. Trabeküler kemiğin oluşturulması için alt çene modelinde oluşturmak istediğimiz kortikal kemik kalınlığı kadar (1,5 mm) pay bırakılıp trabeküler kemiğin sınırları belirlenmiştir. Bu işlemlerin yapılması için, .stl veriler Rhinoceros 4.0 (Robert Mcneel & Associates USA) yazılımına atılıp ofset yöntemi kullanılmıştır (Şekil 3-4).

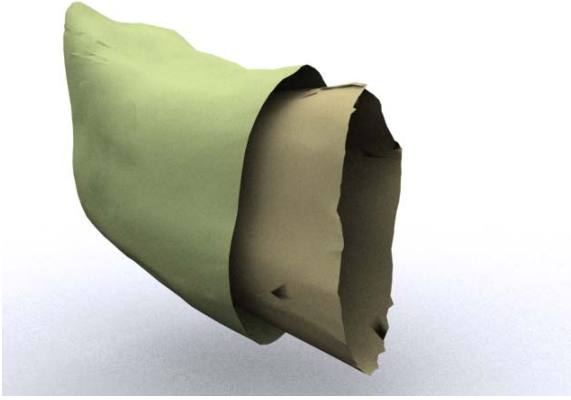


Şekil 3-4: Kortikal kemiğin görüntüsü

Yapılan çalışmada mandibulanın tümüne gereksinim olmadığından sadece gerekli bölgeler Boolean işlemi ile çıkarılmıştır. Boolean işleminde bütün yapıların koordinatları muhafaza edildiği için bilgi kaybı olmamaktadır. Bu işlemi gerçekleştirmek için mandibula modelinin istenen bölgesi üzerinde bir küp çizilmiş, çizilen küp ile mandibulanın kesiştiği alan, gereğinden fazla mesh için hafıza harcanmasını gerektirmeyen mandibula modeli elde edilmiştir. Boolean işleminde bütün yapıların koordinatları muhafaza edildiği için bilgi kaybı olmamaktadır (Şekil 3-5,3-6)



Şekil 3-5: Planlanan bölgede Boolean işlemi için gerekli hazırlığın yapılması



Şekil 3-6: Boolean işlemi sonucu elde edilen kemik bloğu

3.1.2. İmplantların Modellenmesi:

Çalışmada posterior mandibulaya yerleştirilecek implantların boyutlarının belirlenebilmesi için, implantların yerleştirileceği bölgede kemiğin mevcut kalınlığının ve yüksekliğinin bilinmesi gerekir. Kullanılacak implantların alt çene kemiği üzerinde, 2. küçük azı, 1. büyük azı ve 2. büyük azı dişlerinin olduğu bölgelere gelecek şekilde yerleştirilmesi planlandığından öncelikle, alt çene modeli üzerinde bu dişlerin bulunması gereken bölgenin saptanması gereklidir. Anatomik oluşumların rehber alındığı alt çenede mental sinirin çıkış noktası olan foramen mentale' nin lokalizasyonuna göre belirlendi. Analiz modellerinde boşlukların kapatılması gerektiği için foramen mentale' nin lokalizasyonu tomografik görüntüler sayesinde saptanmıştır. DICOM formatındaki tomografik kayıtlar üzerinde foramen mentale'nin konumu bilgisayar ortamında işaretlendi. İşaretlenen bölgenin koordinatları 3 boyutlu koordinat sistemi yardımıyla geometrik olarak saptandıktan sonra, bu koordinatlar hazırlanan çene modeline aktarılarak foramen mentale'nin konumu 3 boyutlu olarak belirlendi.

Foramen mentale'den çene kemiğinin tepe noktasına çizilen dik doğrunun, 2. küçük azı dişinin kordonunun mezial kenarından geçtiği düşünülerek kemik bölgesinin mezial sınırı olarak bu hat belirlendi. Distal sınırın belirlenmesi için üç dişe ait toplam mezio-distal genişlik Wheeler'in (264) doğal diş morfolojisi atlasında verdiği boyutlara uygun olarak modele geçirildi. Mezio-distal genişlik ikinci küçük azı dişi için 7 mm,

birinci büyük azı dişi için 11 mm ve ikinci büyük azı dişi için 10 mm olarak belirlendi. Modellenmesi düşünülen 3 üyeli implant destekli köprünün mezio-distal uzunluğu 28 mm olarak hesaplandı (264).

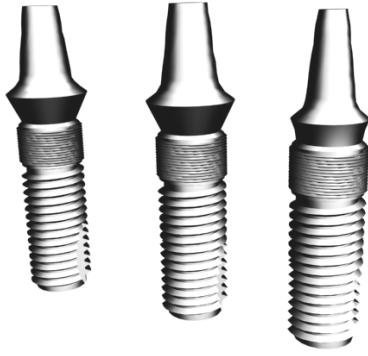
İmplant lokalizasyonları belirlendikten sonra, eldeki kemiğe göre implant boyutları 4.0 mm çapında ve 11 mm uzunluğunda belirlenmiştir. İmplantlar Nextengine lazer tarayıcısı ile (Nextengine Inc, USA) makro çözünürlükte taranmıştır (Şekil 3-7). Elde edilen tarama .stl olarak export edilmiş ve Rhinoceros yazılımında analize hazır hale getirilmiştir.



Şekil 3-7: Nextengine lazer tarayıcısı

3.1.3. Postların Modellenmesi

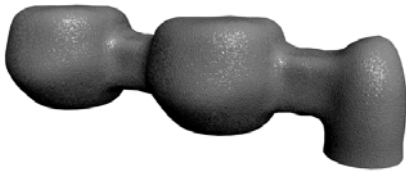
İmplantların yerleştirildiği lokasyonlarda anatomik çıkış kontürünü sağlamak amacıyla, ikinci küçük azıda platformu çapı 4.0 mm, diş eti yüksekliği 0.5 mm ve yüksekliği 6.0 mm olan post seçilmiştir. Birinci ve ikinci büyük azılarda platform çapı 5.0 mm, diş eti yüksekliği 1.0 mm, yüksekliği 6.0 mm olan postlar seçilmiştir. Seçilen postlar tedarik edilmiş ve Nextengine lazer tarayıcısı (Nextengine Inc., USA) ile makro çözünürlükte taranmıştır. Elde edilen tarama .stl olarak export edilmiş ve Rhinoceros yazılımında analize hazır hale getirilmiştir (Şekil 3-8).



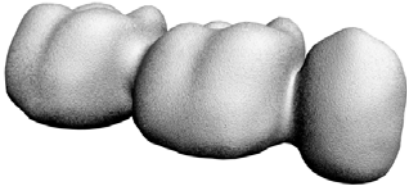
Şekil 3-8: Modellenen implant ve post görüntüleri

3.1.4. İmplant Üstü Protezlerin Modellenmesi

Çalışmamızda implant üstü protez tipi olarak metal ve zirkonyum alt yapılarının desteklediği porselen protezleri seçilmiştir. İmplant üstü protezlerin modellenmesi sırasında alt yapı olarak krom-kobalt alaşımı (Wiron 99; Bego, Bremen, Almanya) [140 nia] , üst yapı olarak ise feldspatik porselen (Ceramco II; Dentsply, Burlington, ABD) [140 nia] kullanılmıştır. Metal kalınlığı 0.8 mm, porselen kalınlığı kuron boyutları dikkate alınarak en az 0.8-2 mm olarak hazırlanmıştır. Zirkonyum üst yapı çekirdeği 0.6 mm (CERCON Smart, DeguDent GmbH, Germany), üst yapı porseleni (Cercon Ceram S, DeguDent GmbH, Germany) kalınlığı kuron boyutlarına uygun olarak en az 0.8-2 mm olacak şekilde hazırlanmıştır (140) (Şekil 3-9,3-10).

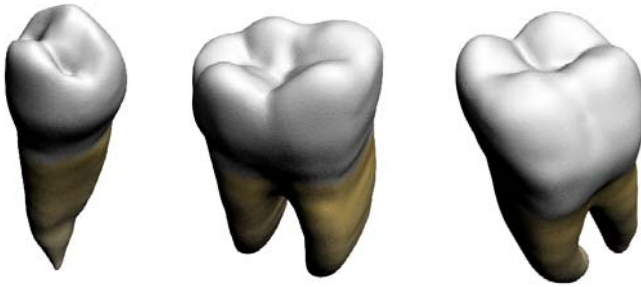


Şekil 3-9: Protez alt yapısı



Şekil 3-10: Sabit köprü protezinde kullanılacak feldspatik porselen ve Cercon Ceram S' in modellenen görüntüsü

Kuronların modellenmesinde Wheeler Diş Anatomi Atlası'ndan (264) yararlanılmıştır (Şekil 3-11).

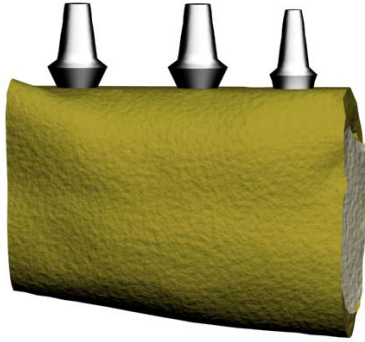


Şekil 3-11: Modellenen dişler

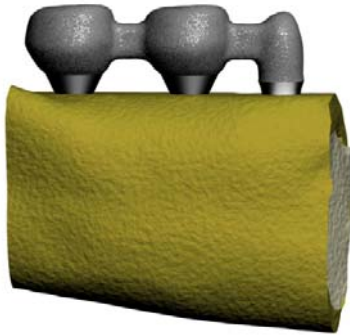
Koping ve post arasındaki siman tabakası, tabakanın inceliğinden ve malzeme değerlerinin düşüklüğünden ötürü, analize minimum etki yapacağı düşünüldük göz ardı edilmiştir (265). Modellenen alt çene kemik bloğunun tabakaları, implant lokalizasyonları ve protez üst yapıları analize uygun olacak şekilde hazırlanmıştır (Şekil 3-12,3-13,3-14,3-15).



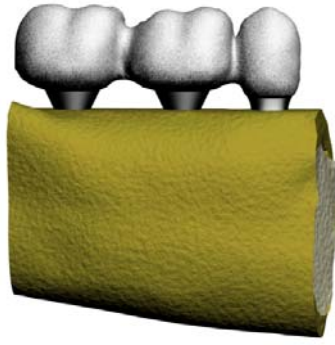
Şekil 3-12: İmplantların spongiöz kemik içindeki görüntüsü.



Şekil 3-13: İmplantların kortikal kemik içindeki görüntüsü.



Şekil 3-14: İmplant üstü protez alt yapısının postlar üzerine adaptasyonu.



Şekil 3-15: İmplant üstü protezin analize hazır halinin görüntüsü

3.2. İmplantların Lokalizasyonunun Belirlenmesi

Oluşturulan alt çene modeli üzerinde farklı implant dağılımını gösteren 4 farklı sabit köprü modeli oluşturulmuştur. Grupların adlandırılmasında kullanılan kısaltmalar Tablo 3-1’ de görülmektedir.

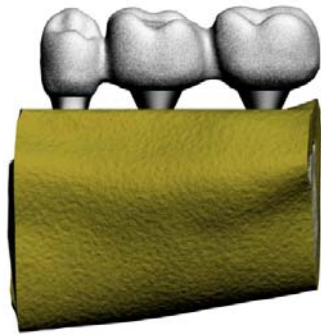
Tablo 3-1: Grupların adlandırılmasında kullanılan kısaltmalar ve açılımları

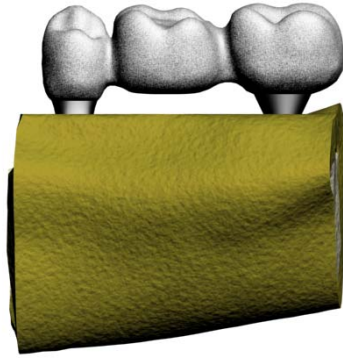
Co-Cr ve feldspatik porselen	Cr-Co
Titanyum implant	Ti
Zirkonyum implant	Zi
Zirkon (Cercon Smart)	Z
Kantilever	K
Tek kron restorasyonu	S

Bu modellerin kendi aralarında farklı implant ve üst yapı materyalleri ile planlanması ile 16 farklı grup oluşturulmuştur (Tablo 3-2) (Şekil 3-16,3-17,3-18,3-19).

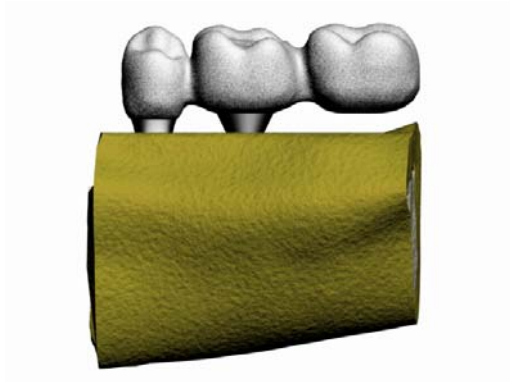
Tablo 1-2: Oluşturulan modeller ve alt grupları

Destek implant	Prtez tipi ve materyal çeşitleri			
	Grup-1	Grup-2	Grup-3	Grup-4
Model 1 [3 implant destekli 3 üyeli]	3Ti-Cr-Co	3Zi-Z	3Ti-Z	3Zi-Cr-Co
Model 2 [2 implant destekli gövde 3 üyeli]	2Ti-Cr-Co	2Zi-Z	2Ti-Z	2Zi-Cr-Co
Model 3 [2 implant destekli distal kantileverli (K) 3 üyeli]	2K-Ti-Cr-Co	2K-Zi-Z	2K-Ti-Z	2K-Zi-Cr-Co
Model 4 [Tek kron restorasyonları (s)]	sTi-Cr-Co	sZi-Z	sTi-Z	sZi-Cr-Co

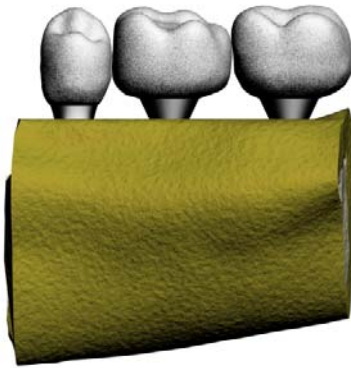
**Şekil 3-16: Model 1’ de, üç implantın desteklediği 3 üyeli köprü görüntüsü**



Şekil 3-17: Model 2’ de iki implantın desteklediği 3 üyeli köprü görüntüsü



Şekil 3-18: Model 3’ te, iki implantın desteklediği 3 üyeli distal kantileverli köprü görüntüsü



Şekil 3-19: Model 4’ te, tek kuron protezlerinin görüntüsü

3.3. Oluşturulan Modellerin Sonlu Eleman Analizi için Hazır Hale Getirilmesi

Modeller, Rhinoceros 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 saklanması sayesinde programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı oluşmamaktadır. Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modelin mandibulaya ait olduğunu, diş implantları ve protez yapılarının hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtmak gerekmektedir. Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (elastiklik modülü ve Posison oranı) değerleri Tablo 3-3' te verilmiştir.

Tablo 3-3: Modellemede kullanılan materyallerin elastiklik modülü ve Posison oranları

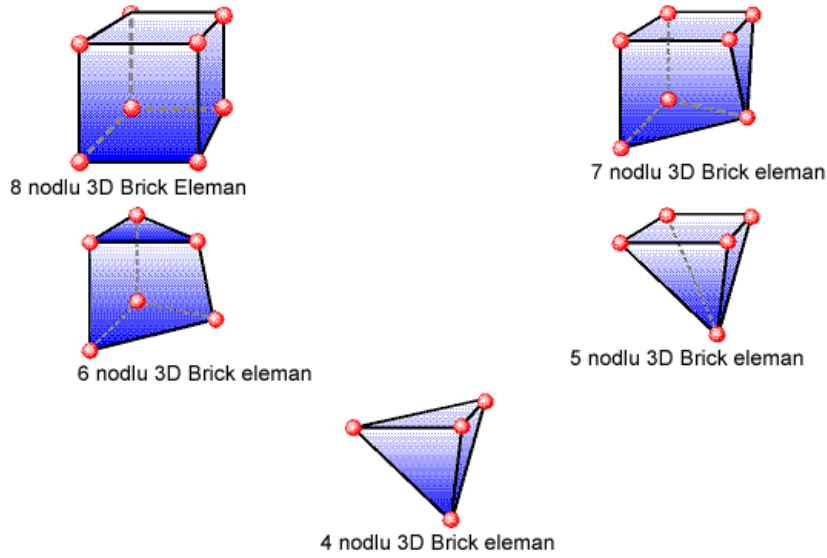
Malzeme	Elastiklik Modülü (Gpa)	Poisson Oranı
Spongioz Kemik	1,370	0,3
Kortikal Kemik	13,400	0,3
Titanyum	110	0,35
Cr-Co Alaşım	218	0,33
Zirkon (Cercon Smart)	210	0,300
Porselen (Cercon Ceram S)	60	0,265
Felspathic Porselen	82.8	0,35

3.4. Analizi Yapılacak Matematiksel Modellerin Oluşturulması

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

Meshleme işleminde, modeller mümkün olabildiğince 10 düğüm noktalı (brick tipi) elemanlardan oluşturulmuştur. Modellerdeki yapıların merkezine yakın bölgelerde

gerektiğinde yapının tamamlanabilmesi için daha az düğüm noktalı elemanlar kullanılmıştır. Bu modelleme tekniği sayesinde hesaplamayı kolaylaştırmak üzere mümkün olan en yüksek düğüm noktalı elemanlar ile en yüksek kalitede ağ yapısı oluşturulmasına çalışılmıştır. Çene modellerinde bulunan ve analiz işlemini zorlaştıran dik ve dar bölgeler çizgisel elemanlardan arındırılarak düzenli hale getirilmiştir (Şekil 3-20).



Şekil 3-20: Düğüm noktası farklı olan eleman tiplerinin görüntüsü

Çalışmanın gerçekçi sonuçlar vermesi için programın el verdiği ölçüde, seçtiğimiz çene kemiği modelinin boyutları göz önüne alınarak mümkün olduğunca fazla eleman sayısı seçilmiştir.

Çene modelleri, diş implantları ve üst yapıları içeren matematiksel modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları Tablo 3-4’ te verilmiştir.

Tablo 3-4: Matematiksel modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları

	Eleman Sayısı	Düğüm Sayısı
olasılık 1	157169	29146
olasılık 2	130305	24553
olasılık 3	144312	26830
olasılık 4	174572	32153

3.5. Modellerde Kontak Yüzeylerin Belirlenmesi

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 kemiği, implantlar ile postlar ve postlar ile metal ve zirkonyum destekli implant üstü protezlerin kesintisiz olarak kontakta oldukları kabul edilmiştir. Siman tabakası dikkate alınmamıştır. İmplantlar ise çene kemiğine %100 osseointegre kabul edilmiştir.

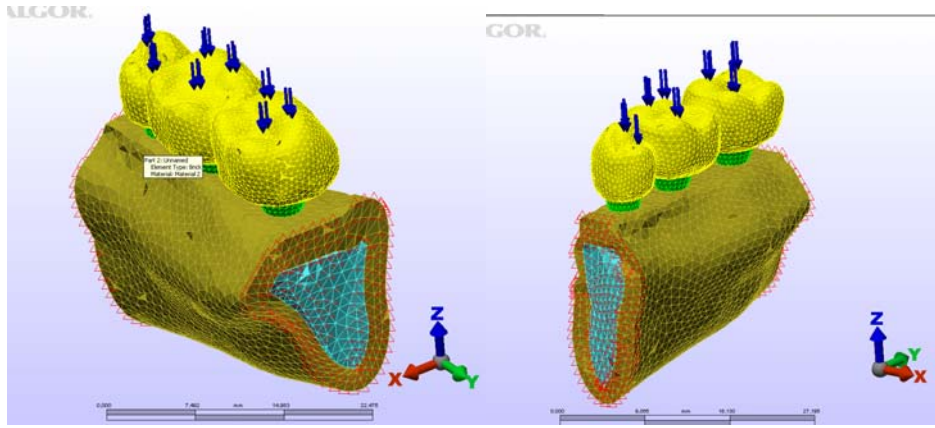
Sonlu elemanlar analizi programında modellere uygulanan yükler ve sınır koşulları uzayda duran modelin analizinin yapılabilmesi için periferik noktalardan bağlanması ve sınırlarının tanımlanması gerekmektedir.

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

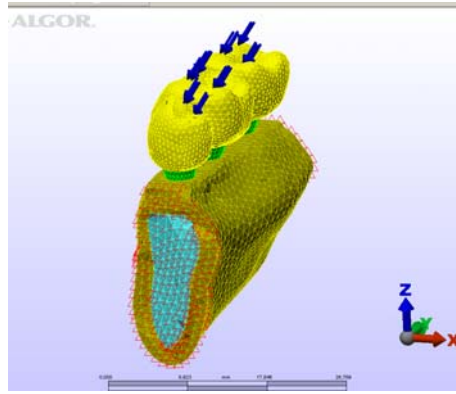
3.6. Kuvvet Uygulanması

Oluşturulan modellere, çiğneme esnasındaki kontak yüzeyleri taklit edecek şekilde, ikinci premolar dişin bukkal sırtı ve distal fossasına, molar dişlerin bukkal sırtları ve santral fossalarına, üçer nokta referans alınarak yüzeysel yükleme tercih edilmiştir. Yükleme dişin uzun eksenine paralel ve 30 derece açılı olarak yapılmıştır. Dikey yüklemede ikinci premoların bukkal tüberkülü ve distal fossasının belirlenen komşu üç noktasına 40'ar Newton'dan toplam 240 Newton uygulanmıştır (7).

Birinci molar ve ikinci molar dişlerin bukkal sırtlarında ve santral fossasında belirlenen üçer noktadan toplam 360 Newton kuvvet uygulanmıştır. Oblik yüklemde, ikinci premoların bukkal sırtına 120N, 1. Molar ve 2. Molar'ın bukkal sırtlarına 120' şer N toplamda 240 N kuvvet uygulanmıştır. Yüklemeler dişin uzun eksenine paralel ve 30 derece oblik açı olmak üzere yüzeysel şekilde birbirine komşu 3 noktadan uygulanmıştır. Literatürde yapılmış çalışmalarda kullanılan oklüzal kontaklar ve çiğneme kuvvetleri dikkate alınmıştır (266,267) (Şekil 3-21,3-22).

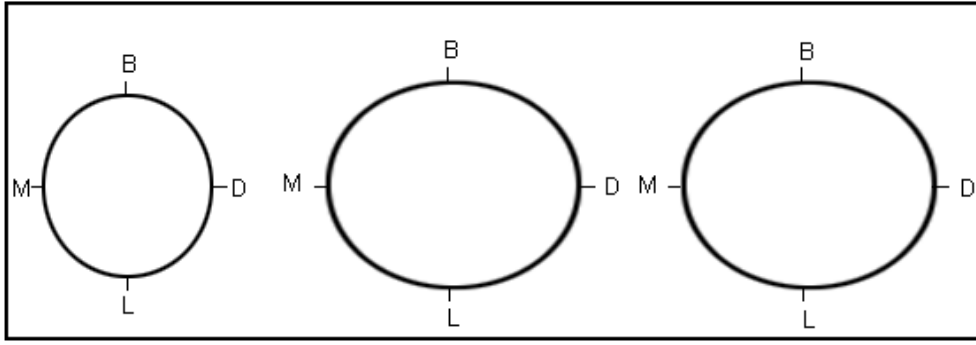


Şekil 3-21: Dikey yönde yükleme



Şekil 3-22: Oblik yönde yükleme

Bu çevresel ölçümlerden elde edilen değerler her bölgede 4 referans noktası belirlenerek karşılaştırıldı. Her referans bölgesinde 1'er düğüm noktası belirlendi. Bu referans noktalarının yerleşim bölgeleri aşağıdaki şekilde gösterilmektedir. Belirlenen referans noktalarındaki Maximum Principal ve Minimum Principal değerleri alındı. Ayrıca implantlardan da Maximum Von Misses değerleri alındı (Şekil 3-23).



Şekil 3-23: İmplantların çevresinde oluşan Von Misses değerleri için rehber alınacak noktalar

4. BULGULAR

Çalışmamızda titanyum ve zirkonyum implantların deteklediği Cr-Co ve zirkonyum alt yapılı farklı tipte sabit köprü protezlerine ve tek kronlarına, ikinci premolar (2PM) dişe 240 N'luk, birinci ve ikinci molar (1M ve 2M) dişlere 360 N'luk dikey kuvvet uygulanmıştır. Oblik kuvvet dişlerin bukkal sırtlarına, ikinci küçük azı dişine bir yüzeyel alandan 120 N, birinci ve ikinci molar dişlere iki yüzeyel alandan 120' şer N' dan toplam 240 N yük uygulanmıştır.

Sonlu elemanlar analizleri sonucunda; farklı implant ve üst yapı materyallerinin kortikal kemik ve implantlarda oluşturduğu gerilme, sıkışma ve yer değiştirme değerleri incelenmiştir.

Bu çalışmada kemik gibi kırılğan özellikteki dokuların stres değerlerini veren Principle stres değerlerinden (Max- gerilme stresi, Min- sıkışma stresi) yararlanılmıştır. Titanyum, zirkonyum ve çelik gibi çekilebilirliği ve dövülebilirliği olan materyallerde daha güvenli sonuç veren Von Misses Stres değerlerinden yararlanılmıştır.

4.1. Dikey Kuvvet Uygulamasıyla Elde Edilen Bulgular

Dikey kuvvetler 2PM dişe, distal fossa ve bukkal sırt olmak iki yüzeyden, 1M ve 2M dişlere santral fossa ve bukkal sırtlar olmak üzere 3 yüzeyden, 2PM diş için toplam 240 N, 1M ve 2M diş için toplam 360 N olarak uygulanmıştır.

4.1.1. Model 1' in Gruplarında Elde Edilen Bulgular

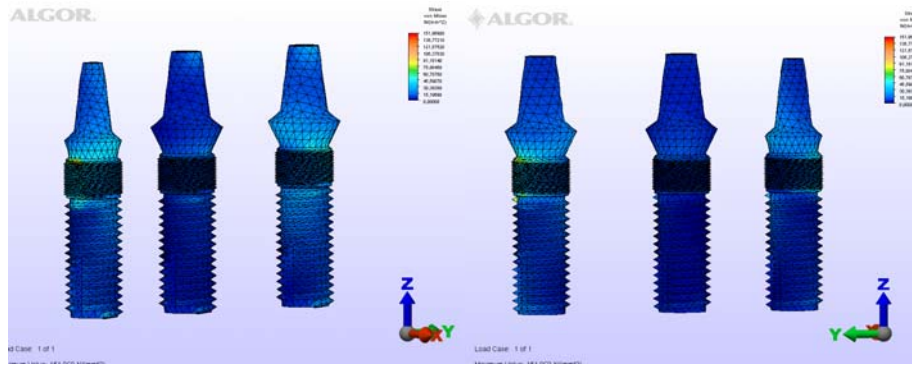
Model 1' i, üç adet 11 mm' lik titanyum ve zirkonyum implantın desteklediği, üç üyeli Cr-Co ve zirkonyum (Cercon Smart) alt yapılı sabit köprü protezlerine ait dört farklı grup oluşturmaktadır. İmplant lokalizasyonları 2PM, 1M ve 2M olarak alt çene modeline yerleştirilmiştir.

4.1.1.1. Model 1'in Birinci Grubuna Ait Bulgular

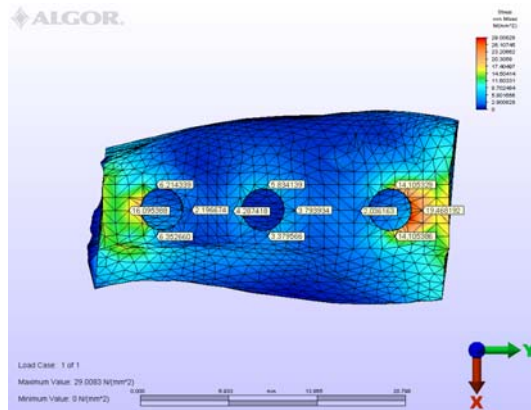
Model 1' in, birinci grubunda (3Ti-Cr-Co) üç titanyum implant, üç üyeli Cr-Co alt yapılı simante porselen köprü protezini desteklemektedir. İmplant lokalizasyonları 2PM, 1 M, 2M diş bölgeleridir.

- **Von Misses Stres Değerlerine Ait Bulgular**

Dikey kuvvet uygulaması sonucunda titanyum implantlardaki maksimum Von Misses stres değeri 2M implantın post bileşiminin disto-lingualinde 112,76 MPa ve kortikal kemikte 2M implantın distalinde Von Misses değeri 19,47 MPa olarak tespit edilmiştir (Şekil 4-1,4-2).



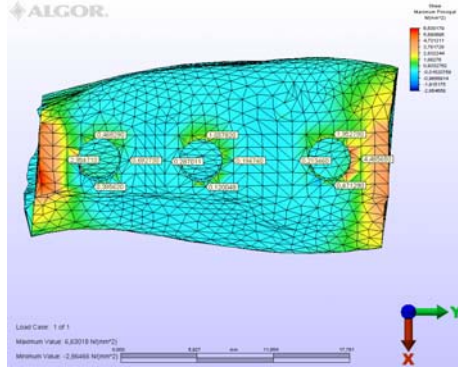
Şekil 4-1: Model 1' in birinci grubunda dikey yüklemde titanyum implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı



Şekil 4-2: Model 1' in birinci grubunda dikey yükleme ile kortikal kemikte görülen Von Misses stresi dağılımı

- **Gerilme Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

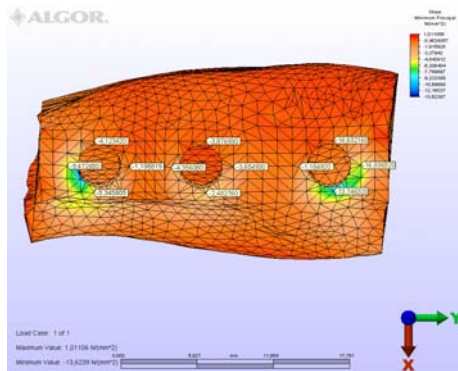
Dikey kuvvet uygulaması sonucu birinci grubun, kortikal kemikteki maksimum gerilme stresi değeri 2M implantın distalinde 4,48 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-3).



Şekil 4-3: Model 1' in birinci grubunda dikey yükleme ile kortikal kemikte görülen gerilme stresi değerleri

- **Sıkışma Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

Dikey kuvvet uygulaması sonucu birinci grubun, kortikal kemikteki maksimum sıkışma stresi değeri 2M implantın distalinde -16,83 MPa olarak tespit edilmiştir (Şekil 4-4).



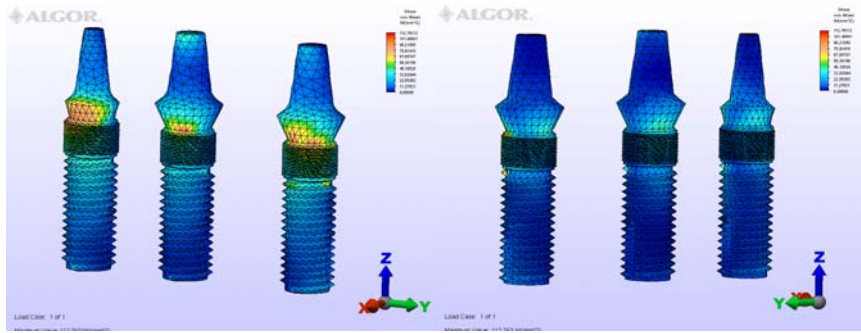
Şekil 4-4: Model 1' in birinci grubunda dikey yükleme ile kortikal kemikte görülen sıkışma stresi dağılımı

4.1.1.2. Model 1'in İkinci Grubuna Ait Bulgular

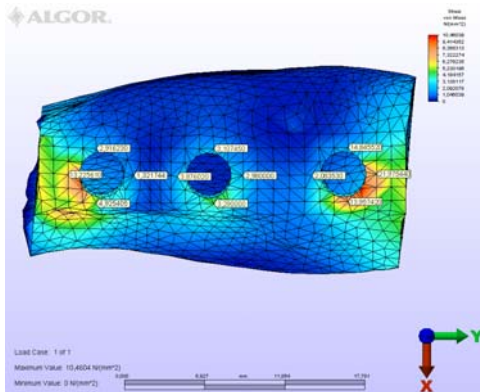
Model 1' in, ikinci grubunda (3Zi-Z) üç zirkonyum implant, üç üyeli zirkonyum (Circon Smart) alt yapılı simante porselen köprü protezini desteklemektedir. İmplant lokalizasyonları 2PM, 1 M ve 2M diş bölgeleridir.

- **Von Misses Stres Değerlerine Ait Bulgular**

Dikey kuvvet uygulaması sonucunda zirkonyum implantlardaki maksimum Von Misses stres değeri 2M implantın disto-lingualinde 151,97 MPa ve kortikal kemikte 2M implantın distalinde Von Misses değeri 22,87 MPa olarak tespit edilmiştir (Şekil 4-5,4-6).



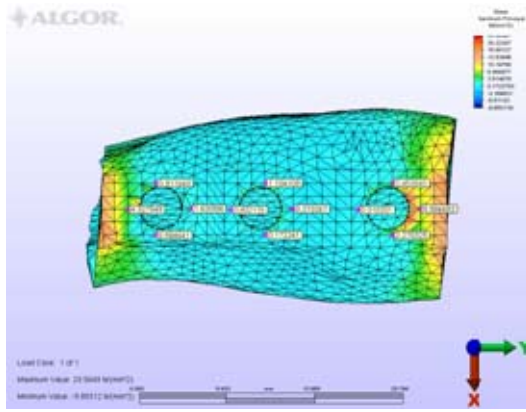
Şekil 4-5: Model 1' in ikinci grubunda dikey yükleme ile zirkonyum implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı



Şekil 4-6: Model 1' in ikinci grubunda dikey yükleme ile kortikal kemikte görülen Von Misses stresi dağılımı

- **Gerilme Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

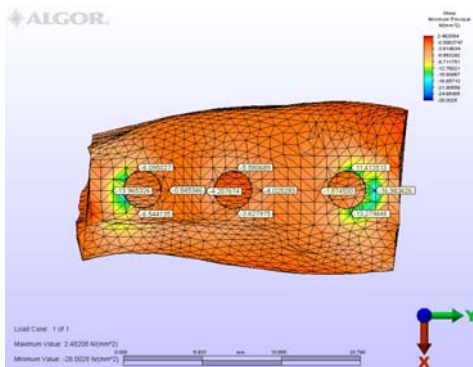
Dikey kuvvet uygulaması sonucu ikinci grubun kortikal kemikteki maksimum gerilme stresi değeri 2M implantın distalinde 23,56 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-7).



Şekil 4-7: Model 1' in ikinci grubunda dikey yükleme ile kortikal kemikte görülen gerilme stresi değerleri

- **Sıkışma Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

Dikey kuvvet uygulaması sonucu ikinci grubun, kortikal kemikteki maksimum sıkışma stresi değeri 2M implantın distalinde -19,77 MPa olarak tespit edilmiştir (Şekil 4-8).



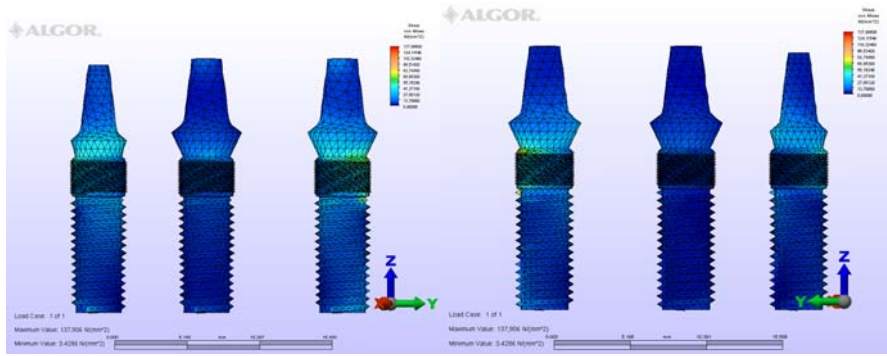
Şekil 4-8: Model 1' in ikinci grubunda dikey yükleme ile görülen sıkışma stresi dağılımı

4.1.1.3. Model 1'in Üçüncü Grubuna Ait Bulgular

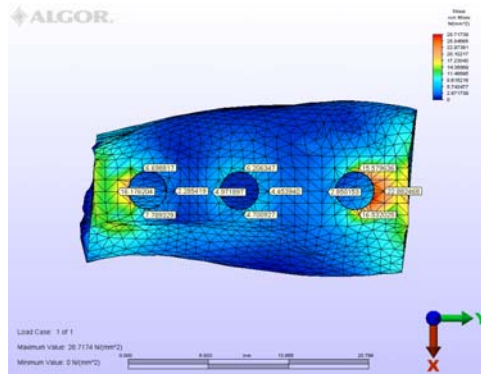
Model 1' in, üçüncü grubunda (3Ti-Z) üç titanyum implant, üç üyeli zirkonyum (Cercon Smart) alt yapılı simante porselen köprü protezini desteklemektedir. İmplant lokalizasyonları 2PM, 1 M ve 2M diş bölgeleridir.

- **Von Misses Stres Değerlerine Ait Bulgular**

Dikey kuvvet uygulaması sonucunda titanyum implantlardaki maksimum Von Misses stres değeri 2M implantın distalinde 137,90 MPa ve kortikal kemikte 2M implantın distalinde Von Misses değeri 22,89 MPa olarak tespit edilmiştir (Şekil 4-9,4-10).



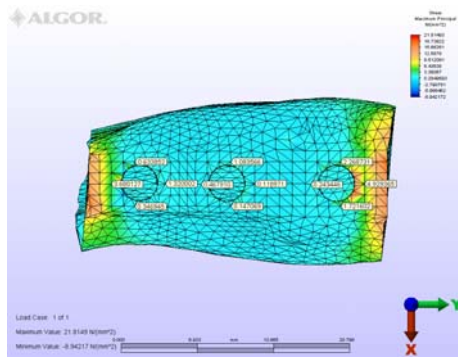
Şekil 4-9: Model 1' in üçüncü grubunda dikey yükleme ile titanyum implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı



Şekil 4-10: Model 1' in üçüncü grubunda dikey yükleme ile kortikal kemikte görülen Von Misses stresi dağılımı

- **Gerilme Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

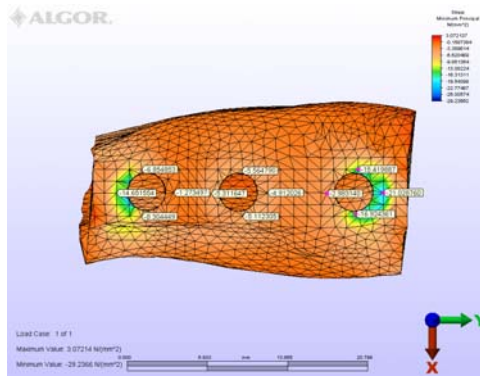
Dikey kuvvet uygulaması sonucu üçüncü grubun kortikal kemikteki maksimum gerilme stresi değeri 2M implantın distalinde 4,92 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-11)



Şekil 4-11: Model 1' in üçüncü grubunda dikey yükleme ile kortikal kemikte görülen gerilme stresi değerleri

- **Sıkışma Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

Dikey kuvvet uygulaması sonucu üçüncü grubun, kortikal kemikteki maksimum sıkışma stresi değeri 2M implantın distalinde -21,03 MPa olarak tespit edilmiştir (Şekil 4-12).



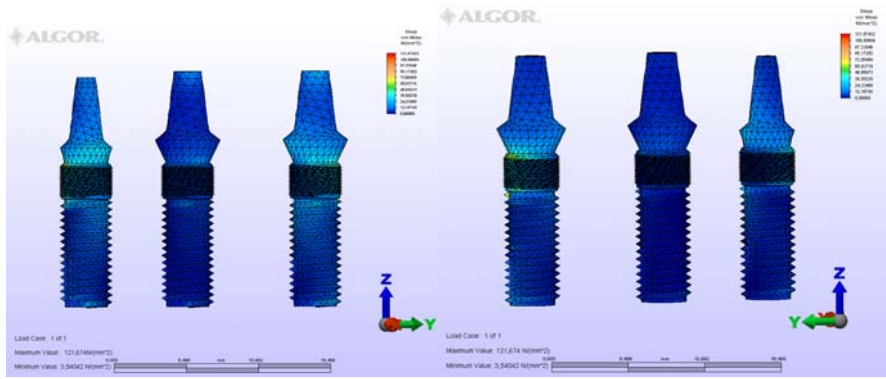
Şekil 4-12: Model 1' in üçüncü grubunda dikey yükleme ile görülen sıkışma stresi dağılımı

4.1.1.4. Model 1'in Dördüncü Grubuna Ait Bulgular

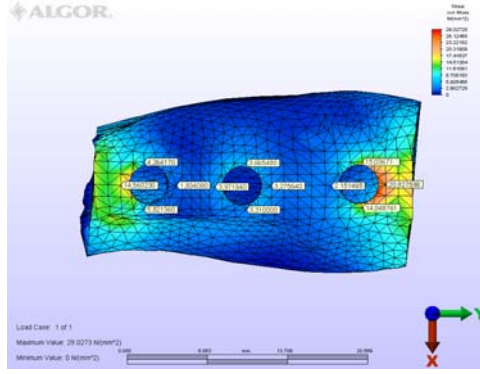
Model 1' in, dördüncü grubunda (3Zi-Cr-Co) üç zirkonyum implant, üç üyeli Cr-Co alt yapılı simante porselen köprü protezini desteklemektedir. İmplant lokalizasyonları 2PM, 1 M ve 2M diş bölgeleridir.

- **Von Misses Stres Değerlerine Ait Bulgular**

Dikey kuvvet uygulaması sonucunda zirkonyum implantlardaki maksimum Von Misses stres değeri 2M implantın disto-lingualinde 121,67 MPa ve kortikal kemikte 2M implantın distalinde Von Misses değeri 20,92 MPa olarak tespit edilmiştir (Şekil 4-13,4-14).



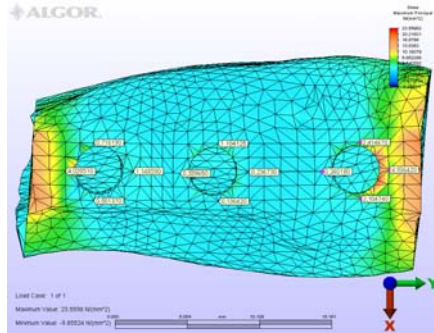
Şekil 4-13: Model 1' in dördüncü grubunda dikey yükleme ile zirkonyum implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı



Şekil 4-14: Model 1' in dördüncü grubunda dikey yükleme ile kortikal kemikte görülen Von Misses stresi dağılımı

- Gerilme Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

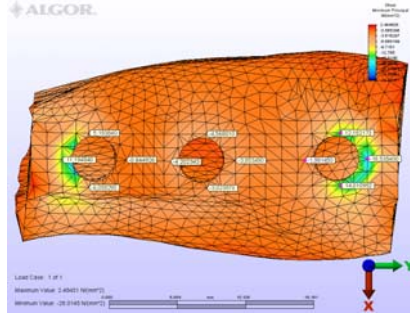
Dikey kuvvet uygulaması sonucu dördüncü grubun kortikal kemikteki maksimum gerilme stresi değeri 2M implantın distalinde 4,93 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-15).



Şekil 4-15: Model 1' in dördüncü grubunda dikey yükleme ile kortikal kemikte görülen gerilme stresi değerleri

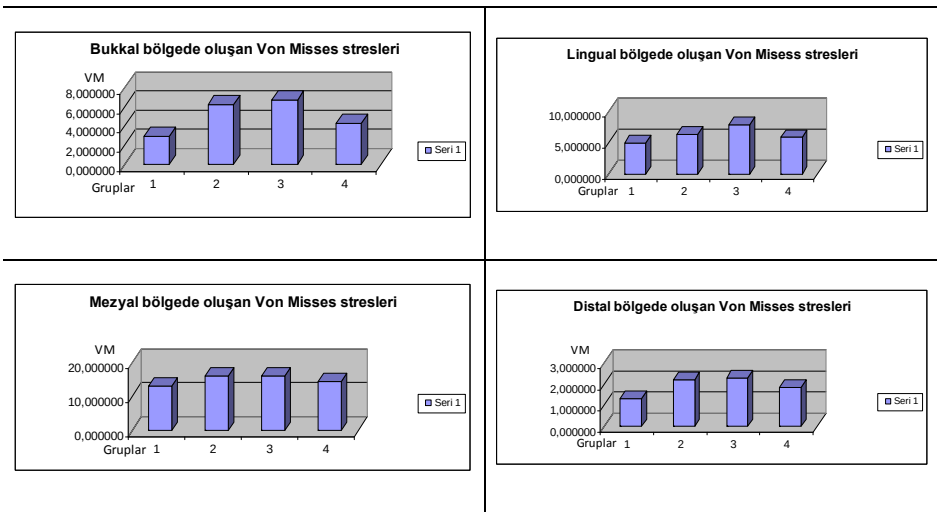
- Sıkışma Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

Dikey kuvvet uygulaması sonucu dördüncü grubun, kortikal kemikteki maksimum sıkışma stresi değeri 2M implantın distalinde -18,53 MPa olarak tespit edilmiştir (Şekil 4-16).

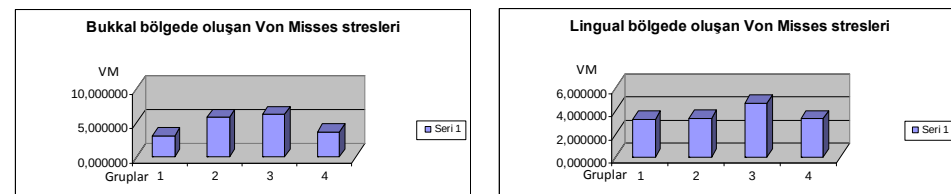


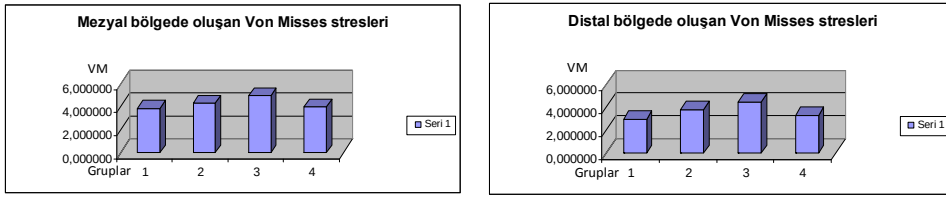
Şekil 4-16: Model 1' in dördüncü grubunda dikey yükleme ile görülen sıkışma stresi dağılımı

Model 1' in gruplarında, dikey kuvvetler sonucu dayanak implantların çevresinde oluşan Von Misses stresi değerleri tablo içindeki grafiklerde görülmektedir (Tablo 4-1,4-2,4-3).

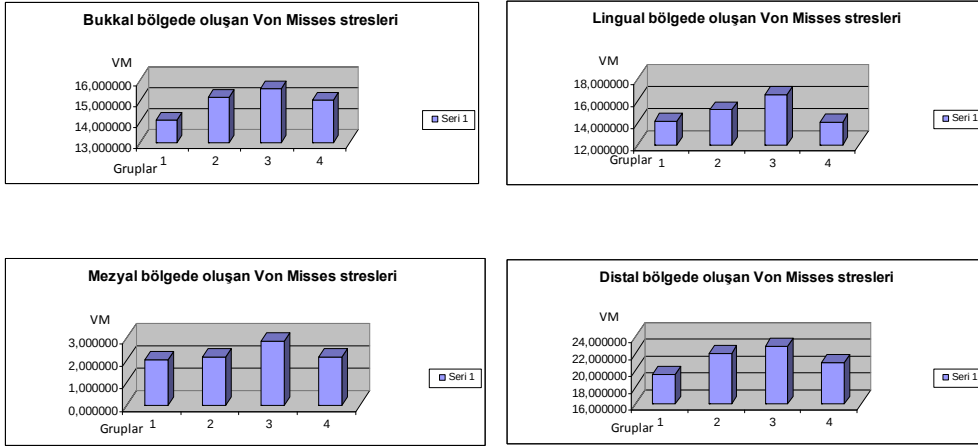


Tablo 4-1: Model 1' in gruplarında, 2PM implant bölgesinde dikey kuvvet sonucu oluşan Von Misses stresi dağılımı





Tablo 4-2: Model 1' in gruplarında, 1M implant bölgesinde dikey kuvvet sonucu oluşan Von Misses stresi dağılımı



Tablo 4-3: Model 1' in gruplarında, 2M implant bölgesinde dikey kuvvet sonucu oluşan Von Misses stresi dağılımı

4.1.2. Model 2' nin Gruplarında Elde Edilen Bulgular

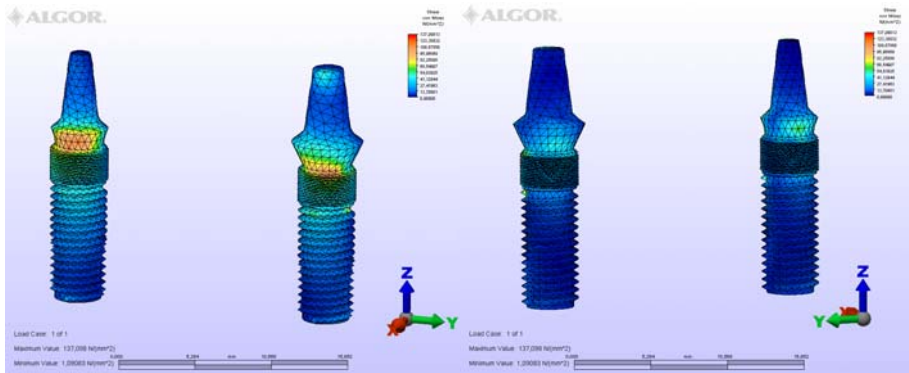
Model 2' yi, iki adet 11 mm' lik titanyum ve zirkonyum implantın desteklediği, üç üyeli Cr-Co ve zirkonyum (Cercon Smart) alt yapılı ortada gövdesi olan sabit köprü protezlerine ait dört farklı grup oluşturmaktadır. İmplant lokalizasyonları 2PM ve 2M olarak alt çene modeline yerleştirilmiştir.

4.1.2.1. Model 2'nin Birinci Grubuna Ait Bulgular

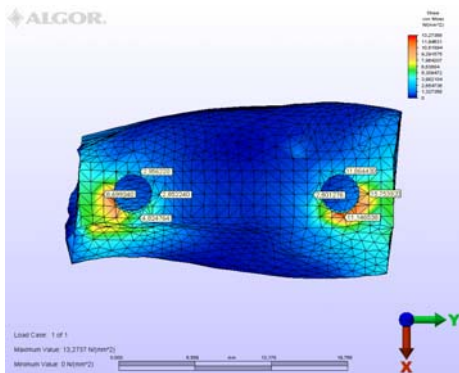
Model 2' in, birinci grubunda (2Ti-Cr-Co) iki titanyum implant, üç üyeli Cr-Co alt yapıli ortada gövdesi olan simante porselen köprü protezini desteklemektedir. İmplant lokalizasyonları 2PM ve 2M diş bölgeleridir.

- **Von Misses Stres Değerlerine Ait Bulgular**

Dikey kuvvet uygulaması sonucunda titanyum implantlardaki maksimum Von Misses stres değeri 2M implantın post bileşiminin distal boyun bölgesinde 71,32 MPa ve kortikal kemikte 2M implantın distalinde Von Misses değeri 15,75 MPa olarak tespit edilmiştir (Şekil 4-17,4-18).



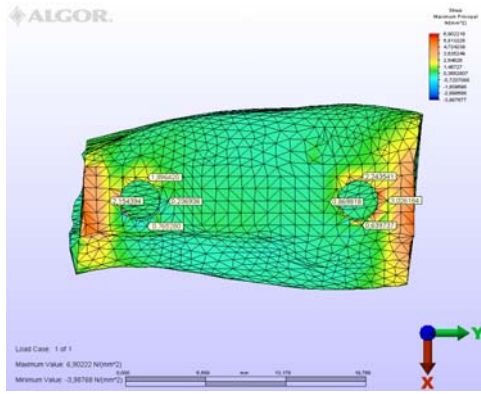
Şekil 4-17: Model 2' nin birinci grubunda dikey yüklemede titanyum implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı



Şekil 4-18: Model 2' nin birinci grubunda dikey yükleme ile kortikal kemikte görülen Von Misses stresi dağılımı

- **Gerilme Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

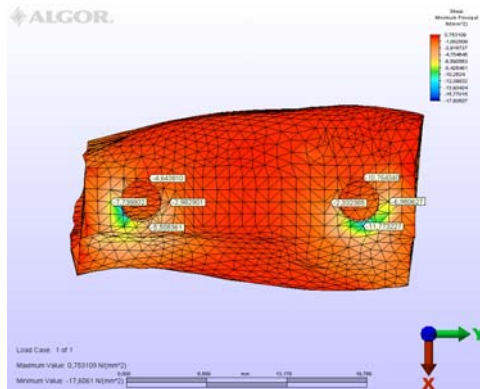
Dikey kuvvet uygulaması sonucu birinci grubun, kortikal kemikteki maksimum gerilme stresi değeri 2M implantın distalinde 3,02 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-19).



Şekil 4-19: Model 2' nin Birinci grubunda dikey yükleme ile kortikal kemikte görülen gerilme stresi değerleri

- **Sıkışma Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

Dikey kuvvet uygulaması sonucu birinci grubun, kortikal kemikteki maksimum sıkışma stresi değeri 2M implantın lingualinde -11,77 MPa olarak tespit edilmiştir (Şekil 4-20).



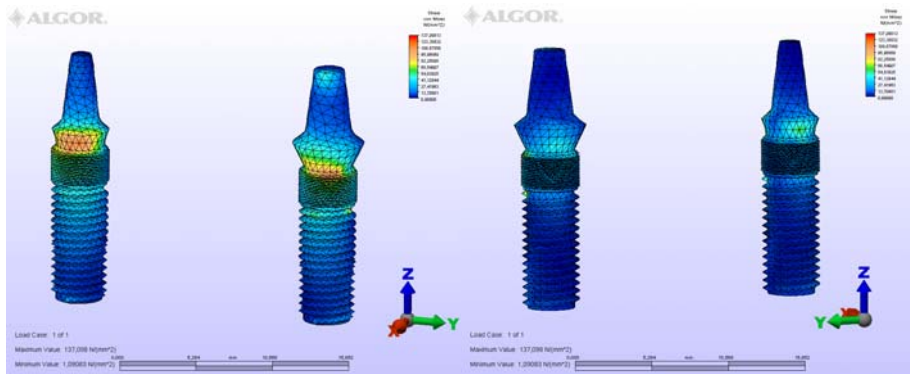
Şekil 4-20: Model 2' nin birinci grubunda dikey yükleme ile görülen sıkışma stresi dağılımı

4.1.2.2. Model 2'nin İkinci Grubuna Ait Bulgular

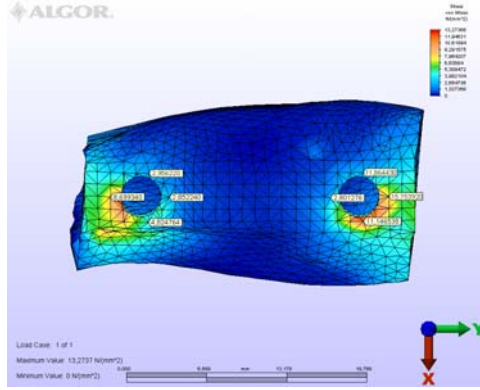
Model 2' nin, ikinci grubunda (2Zi-Z) iki zirkonyum implant, üç üyeli zirkonyum (Cercon Smart) alt yapılı ortada gövdesi olan simante porselen köprü protezini desteklemektedir. İmplant lokalizasyonları 2PM ve 2M diş bölgeleridir.

- **Von Misses Stres Değerlerine Ait Bulgular**

Dikey kuvvet uygulaması sonucunda zirkonyum implantlardaki maksimum Von Misses stres değeri 2M implantın disto-lingualinde 232,76 MPa ve kortikal kemikte 2M implantın distalinde Von Misses değeri 24,15 MPa olarak tespit edilmiştir (Şekil 4-21,4-22).



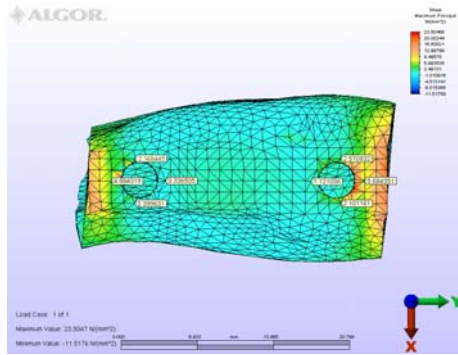
Şekil 4-21: Model 2' nin ikinci grubunda dikey yükleme ile zirkonyum implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı



Şekil 4-22: Model 2' nin ikinci grubunda dikey yükleme ile kortikal kemikte görülen Von Misses stresi dağılımı

- Gerilme Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

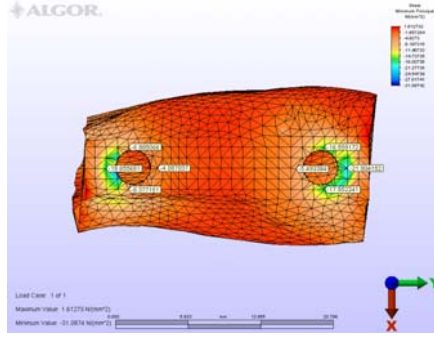
Dikey kuvvet uygulaması sonucu ikinci grubun kortikal kemikteki maksimum gerilme stresi değeri 2M implantın distal ve lingual bölgelerinde 5,68 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-23).



Şekil 4-23: Model 2' nin ikinci grubunda dikey yükleme ile kortikal kemikte görülen gerilme stresi değerleri

- Sıkışma Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

Dikey kuvvet uygulaması sonucu ikinci grubun, kortikal kemikteki maksimum sıkışma stresi değeri 2M implantın distalinde -21,80 MPa olarak tespit edilmiştir (Şekil 4-24).



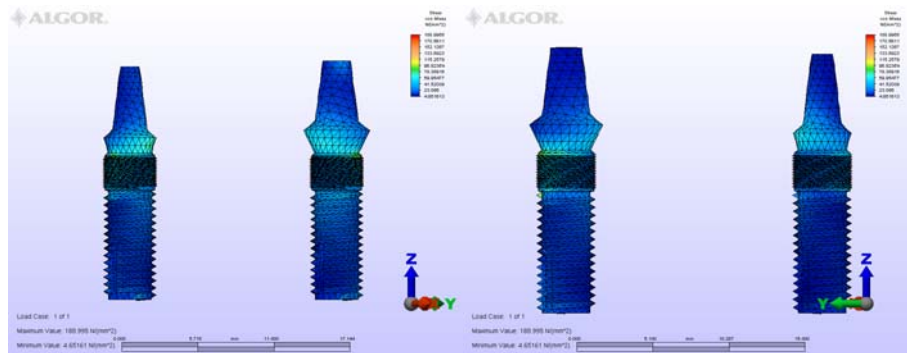
Şekil 4-24: Model 2' nin ikinci grubunda dikey yükleme ile görülen sıkışma stresi dağılımı

4.1.2.3. Model 2' nin Üçüncü Grubuna Ait Bulgular

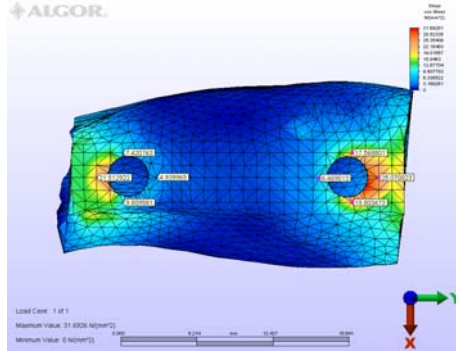
Model 2' nin, üçüncü grubunda (2Ti-Z) iki titanyum implant, üç üyeli zirkonyum (Cercon Smart) alt yapıli ortada gövdesi olan simante porselen köprü protezini desteklemektedir. İmplant lokalizasyonları 2PM ve 2M diş bölgeleridir.

- Von Misses Stres Değerlerine Ait Bulgular**

Dikey kuvvet uygulaması sonucunda titanyum implantlardaki maksimum Von Misses stres değeri 2M implantın distal boyun bölgesinde 188,99 MPa ve kortikal kemikte 2M implantın distalinde Von Misses değeri 22,89 MPa olarak tespit edilmiştir (Şekil 4-25,4-26).



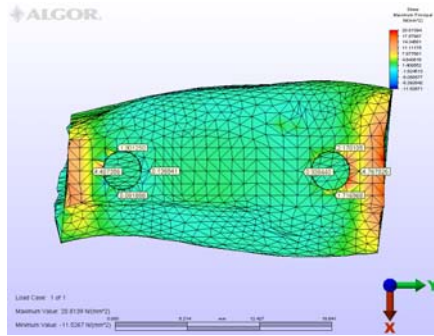
Şekil 4-25: Model 2' nin üçüncü grubunda dikey yükleme ile titanyum implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı



Şekil 4-26: Model 2' in üçüncü grubunda dikey yükleme ile kortikal kemikte görülen Von Misses stresi dağılımı

- Gerilme Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

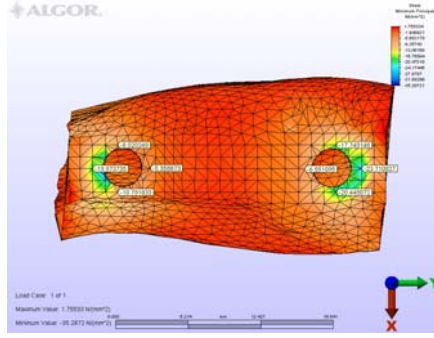
Dikey kuvvet uygulaması sonucu üçüncü grubun kortikal kemikteki maksimum gerilme stresi değeri 2M implantın disto-lingualinde 4,76 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-27).



Şekil 4-27: Model 2' nin üçüncü grubunda dikey yükleme ile kortikal kemikte görülen gerilme stresi değerleri

- Sıkışma Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

Dikey kuvvet uygulaması sonucu üçüncü grubun, kortikal kemikteki maksimum sıkışma stresi değeri 2M implantın distalinde -21,03 MPa olarak tespit edilmiştir (Şekil 4-28).



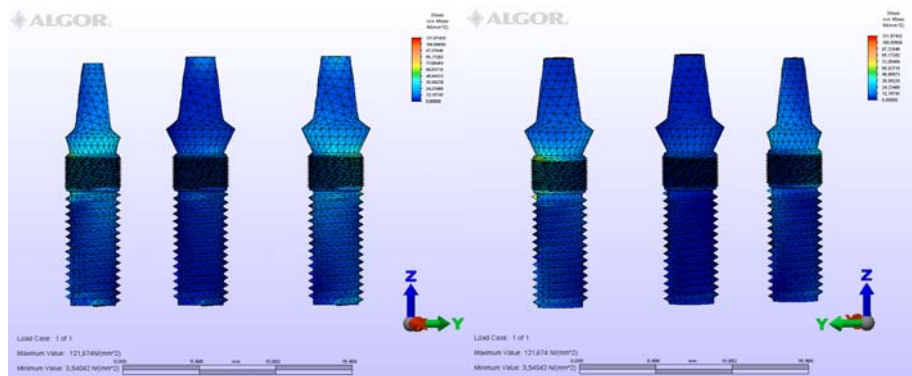
Şekil 4-28: Model 2' in üçüncü grubunda dikey yükleme ile görülen sıkışma stresi dağılımı

4.1.2.4. Model 2' nin Dördüncü Grubuna Ait Bulgular

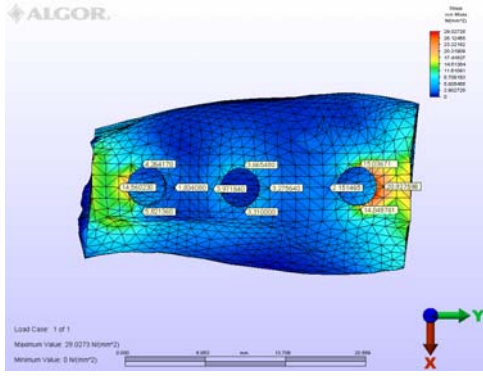
Model 2' nin, dördüncü grubunda (2Zi-Cr-Co) iki zirkonyum implant, üç üyeli Cr-Co alt yapılı ortası gövde olan simante porselen köprü protezini desteklemektedir. İmplant lokalizasyonları 2PM ve 2M diş bölgeleridir.

- Von Misses Stres Değerlerine Ait Bulgular**

Dikey kuvvet uygulaması sonucunda zirkonyum implantlardaki maksimum Von Misses stres değeri 2M implantın disto-lingualinde 98,25 MPa ve kortikal kemikte 2M implantın distalinde Von Misses değeri 18,43 MPa olarak tespit edilmiştir (Şekil 4-29,4-30).



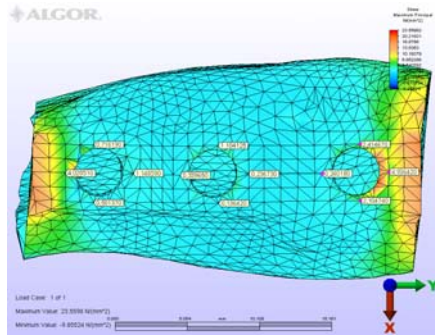
Şekil 4-29: Model 2' nin dördüncü grubunda dikey yükleme ile zirkonyum implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı



Şekil 4-30: Model 2' nin dördüncü grubunda dikey yükleme ile kortikal kemikte görülen Von Misses stresi dağılımı

- Gerilme Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

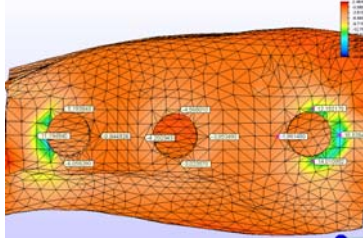
Dikey kuvvet uygulaması sonucu dördüncü grubun kortikal kemikteki maksimum gerilme stresi değeri 2M implantın distalinde 4,19 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-31).



Şekil 4-31: Model 2' nin dördüncü grubunda dikey yükleme ile kortikal kemikte görülen gerilme stresi değerleri

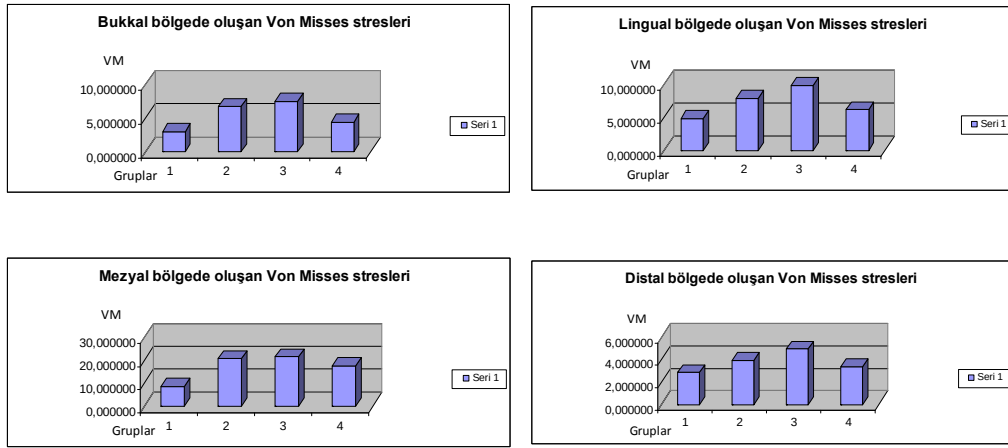
- Sıkışma Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

Dikey kuvvet uygulaması sonucu dördüncü grubun, kortikal kemikteki maksimum sıkışma stresi değeri 2M implantın distalinde -19,67 MPa olarak tespit edilmiştir (Şekil 4-32).

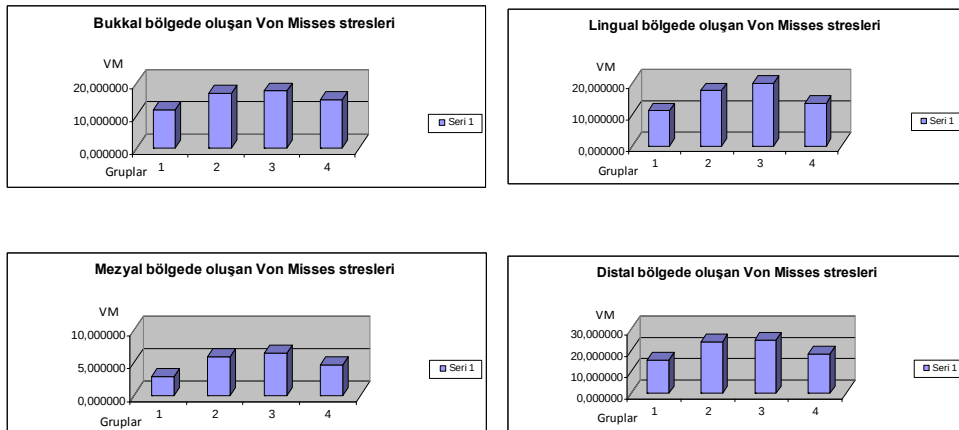


Şekil 4-32: Model 2' nin dördüncü grubunda dikey yükleme ile görülen sıkışma stresi dağılımı

Model 2' nin gruplarında, oblik kuvvetler sonucu dayanak implantların çevresinde oluşan Von Misses stresi değerleri tablo içindeki grafiklerde görülmektedir (Tablo 4-4,4-5).



Tablo 4-5: Model 2' nin gruplarında, 2PM implant bölgesinde dikey kuvvet sonucu oluşan Von Misses stresi dağılımı



Tablo 4-5: Model 2' nin gruplarında, 2M implant bölgesinde dikey kuvvet sonucu oluşan Von Misses stresi dağılımı

4.1.3. Model 3' ün Gruplarında Elde Edilen Bulgular

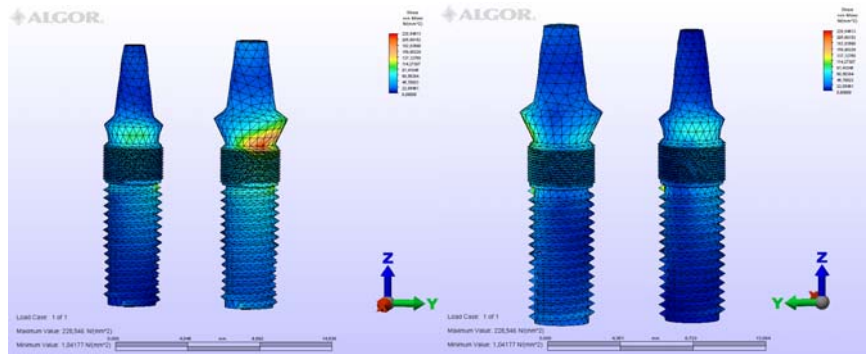
Model 3' ü, iki adet 11 mm' lik titanyum ve zirkonyum implantın desteklediği, üç üyeli Cr-Co ve zirkonyum (Cercon Smart) alt yapılı distal ikinci molar diş kantileverli olan sabit köprü protezlerine ait dört farklı grup oluşturmaktadır. İmplant lokalizasyonları 2PM ve 1M olarak alt çene modeline yerleştirilmiştir.

4.1.3.1. Model 3' ün Birinci Grubuna Ait Bulgular

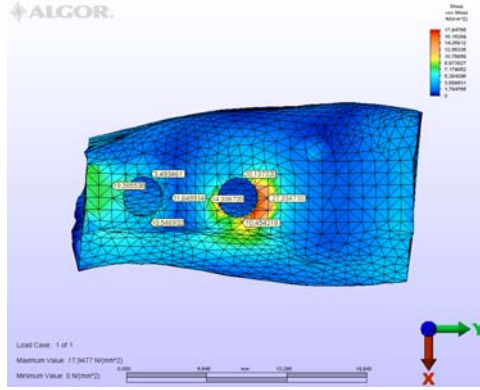
Model 3' ün, birinci grubunda (2Ti-Cr-Co) iki titanyum implant, üç üyeli Cr-Co alt yapılı distal kantileverli olan olan simante porselen köprü protezini desteklemektedir. İmplant lokalizasyonları 2PM ve 1M diş bölgeleridir.

- **Von Misses Stres Değerlerine Ait Bulgular**

Dikey kuvvet uygulaması sonucunda titanyum implantlardaki maksimum Von Misses stres değeri 2M implantın post bileşiminin disto-lingual boyun bölgesinde 106,48 MPa ve kortikal kemikte 2M implantın distalinde Von Misses değeri 15,75 MPa olarak tespit edilmiştir (Şekil 4-33,4-34).



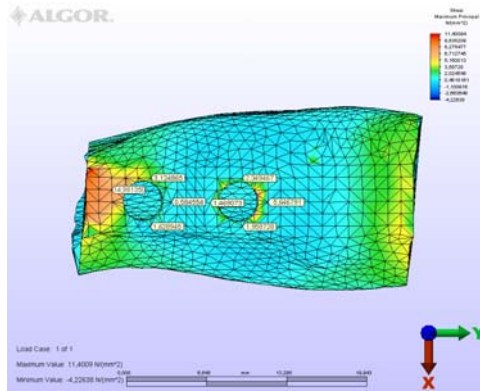
Şekil 4-33: Model 3' ün birinci grubunda dikey yüklemde titanyum implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı



Şekil 4-34: Model 3' ün birinci grubunda dikey yükleme ile kortikal kemikte görülen Von Misses stresi dağılımı

- **Gerilme Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

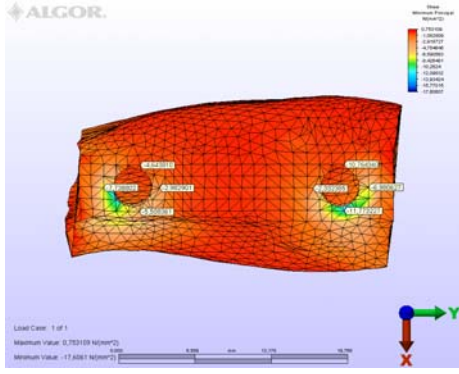
Dikey kuvvet uygulaması sonucu birinci grubun, kortikal kemikteki maksimum gerilme stresi değeri 2PM implantın mezyalinde 14,96 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-35).



Şekil 4-35: Model 3' ün Birinci grubunda dikey yükleme ile kortikal kemikte görülen gerilme stresi değerleri

- **Sıkışma Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

Dikey kuvvet uygulaması sonucu birinci grubun, kortikal kemikteki maksimum sıkışma stres değeri 1M implantın distalinde -35,97 MPa olarak tespit edilmiştir (Şekil 4-36).



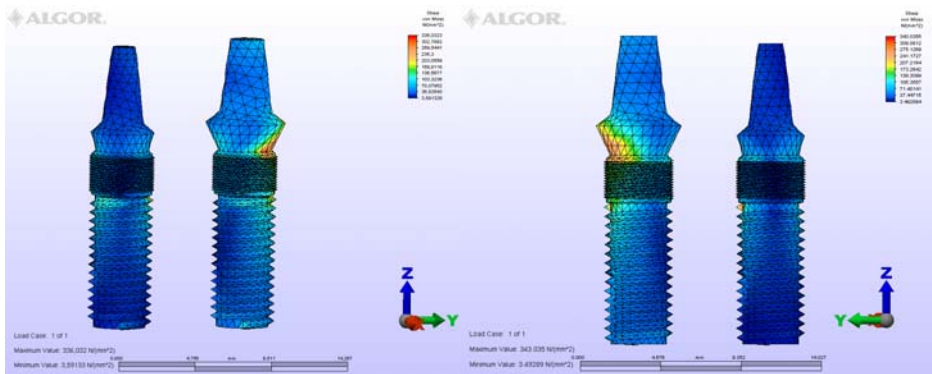
Şekil 4-36: Model 3' ün birinci grubunda dikey yükleme ile görülen sıkışma stresi dağılımı

4.1.3.2. Model 3' ün ikinci Grubuna Ait Bulgular

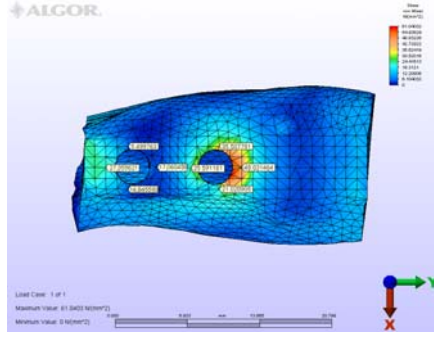
Model 3' ün, ikinci grubunda (2Zi-Z) iki zirkonyum implant, üç üyeli zirkonyum (Cercon Smart) alt yapılı distal kantileveri olan simante porselen köprü protezini desteklemektedir. İmplant lokalizasyonları 2PM ve 1M diş bölgeleridir.

- **Von Misses Stres Değerlerine Ait Bulgular**

Dikey kuvvet uygulaması sonucunda zirkonyum implantlardaki maksimum Von Misses stres değeri 1M implantın disto-lingualinde 343,03 MPa ve kortikal kemikte 1M implantın distalinde Von Misses değeri 24,15 MPa olarak tespit edilmiştir (Şekil 4-37,4-38).



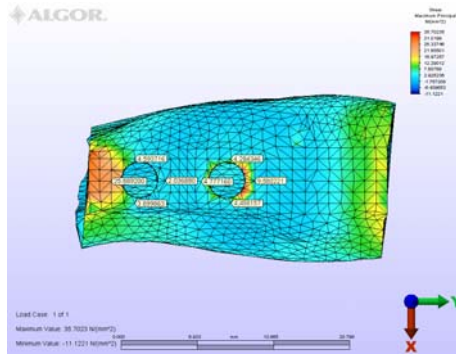
Şekil 4-37: Model 3' ün ikinci grubunda dikey yükleme ile zirkonyum implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı



Şekil 4-38: Model 3' ün ikinci grubunda dikey yükleme ile kortikal kemikte görülen Von Misses stresi dağılımı

- **Gerilme Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

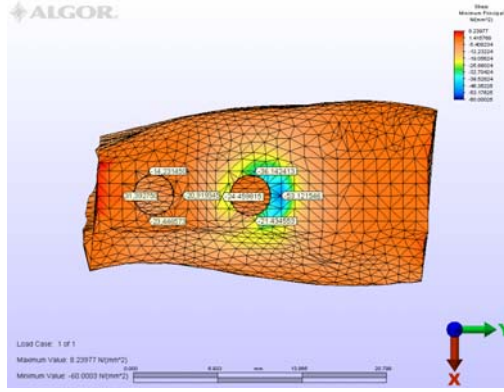
Dikey kuvvet uygulaması sonucu ikinci grubun kortikal kemikteki maksimum gerilme stresi değeri 1M implantın mezyalinde 25,88 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-39).



Şekil 4-39: Model 3' ün ikinci grubunda dikey yükleme ile kortikal kemikte görülen gerilme stresi değerleri

- **Sıkışma Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

Dikey kuvvet uygulaması sonucu ikinci grubun, kortikal kemikteki maksimum sıkışma stresi değeri 1M implantın distalinde -53,12 MPa olarak tespit edilmiştir (Şekil 4-40).



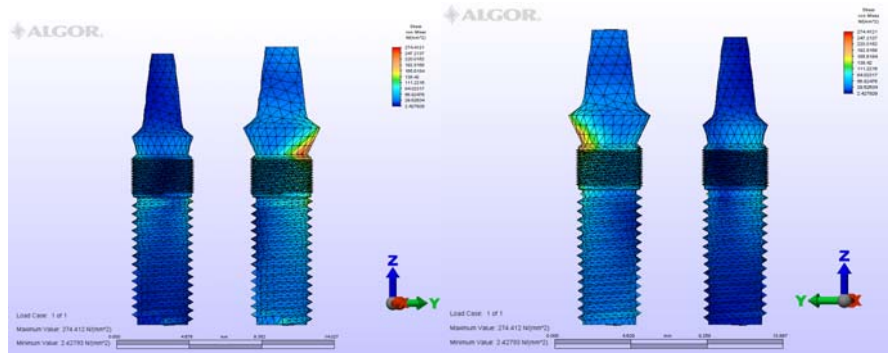
Şekil 4-40: Model 3' ün ikinci grubunda dikey yükleme ile görülen sıkışma stresi dağılımı

4.1.3.3. Model 3' ün Üçüncü Grubuna Ait Bulgular

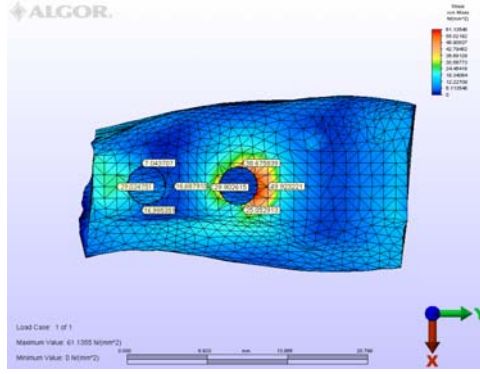
Model 3' ün, üçüncü grubunda (2Ti-Z) iki titanyum implant, üç üyeli zirkonyum (Ceron Smart) alt yapıli distal kantileverli olan simante porselen köprü protezini desteklemektedir. İmplant lokalizasyonları 2PM ve 1M diş bölgeleridir.

- **Von Misses Stres Değerlerine Ait Bulgular**

Dikey kuvvet uygulaması sonucunda titanyum implantlardaki maksimum Von Misses stres değeri 1M implantın distal boyun bölgesinde 274,41 MPa ve kortikal kemikte 1M implantın distalinde Von Misses değeri 49,92 MPa olarak tespit edilmiştir (Şekil 4-41,4-42).



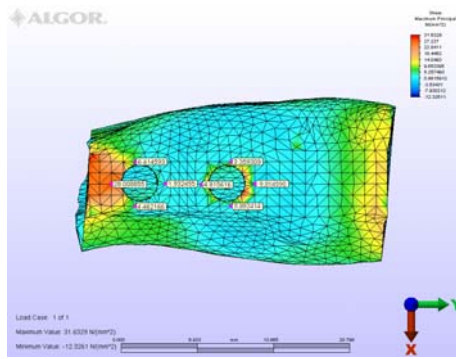
Şekil 4-41: Model 3' ün üçüncü grubunda dikey yükleme ile titanyum implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı



Şekil 4-42: Model 3' ün üçüncü grubunda dikey yükleme ile kortikal kemikte görülen Von Misses stresi dağılımı

- **Gerilme Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

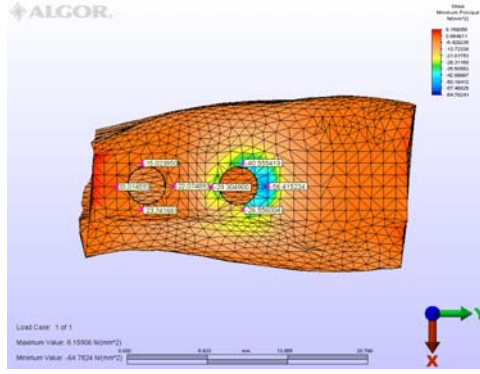
Dikey kuvvet uygulaması sonucu üçüncü grubun kortikal kemikteki maksimum gerilme stresi değeri 2PM implantın mezyalinde 28,00 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-43).



Şekil 4-43: Model 3' ün üçüncü grubunda dikey yükleme ile kortikal kemikte görülen gerilme stresi değerleri

- **Sıkışma Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

Dikey kuvvet uygulaması sonucu ikinci grubun, kortikal kemikteki maksimum sıkışma stresi değeri 1M implantın distalinde -56,41 MPa olarak tespit edilmiştir (Şekil 4-44).



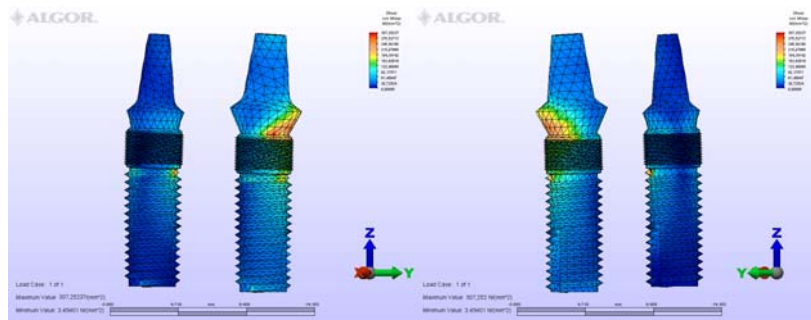
Şekil 4-44: Model 3' ün üçüncü grubunda dikey yükleme ile görülen sıkışma stresi dağılımı

4.1.3.4. Model 3' ün Dördüncü Grubuna Ait Bulgular

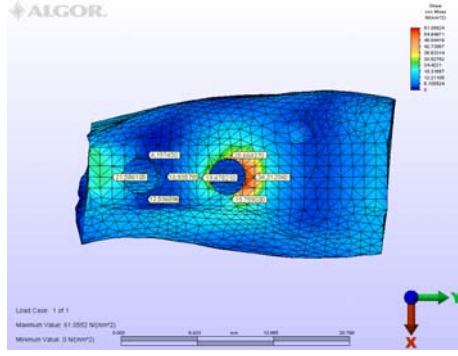
Model 3' ün, dördüncü grubunda (2Zi-Cr-Co) iki zirkonyum implant, üç üyeli Cr-Co alt yapılı distal kantileverli olan olan simante porselen köprü protezini desteklemektedir. İmplant lokalizasyonları 2PM ve 1M diş bölgeleridir

- **Von Misses Stres Değerlerine Ait Bulgular**

Dikey kuvvet uygulaması sonucunda zirkonyum implantlardaki maksimum Von Misses stres değeri 1M implantın distal boyun bölgesinde 307,25 MPa ve kortikal kemikte 1M implantın distalinde Von Misses değeri 34,31 MPa olarak tespit edilmiştir (Şekil 4-45,4-46).



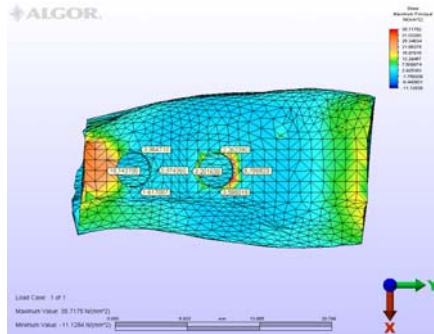
Şekil 4-45: Model 3' ün dördüncü grubunda dikey yükleme ile zirkonyum implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı



Şekil 4-46: Model 3' ün dördüncü grubunda dikey yükleme ile kortikal kemikte görülen Von Misses stresi dağılımı

- **Gerilme Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

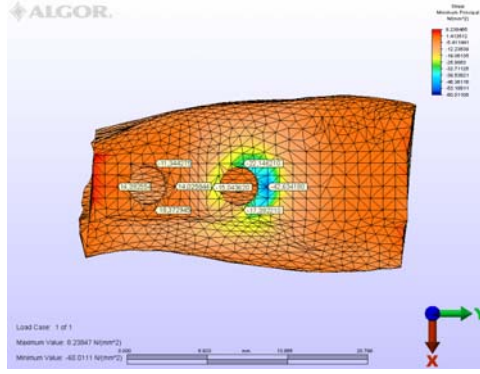
Dikey kuvvet uygulaması sonucu dördüncü grubun kortikal kemikteki maksimum gerilme stresi değeri 2PM implantın mezyalinde 18,74 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-47).



Şekil 4-47: Model 3' ün dördüncü grubunda dikey yükleme ile kortikal kemikte görülen gerilme stresi değerleri

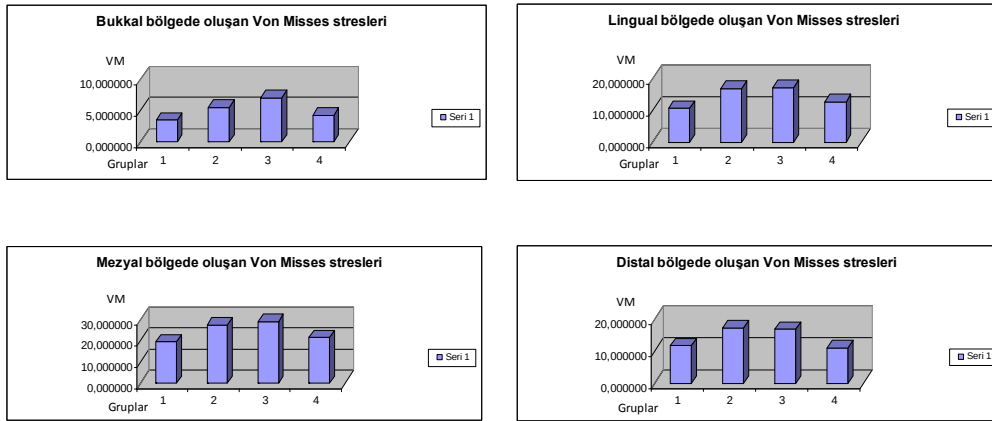
- **Sıkışma Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

Dikey kuvvet uygulaması sonucu ikinci grubun, kortikal kemikteki maksimum sıkışma stresi değeri 1M implantın distalinde -42,63 MPa olarak tespit edilmiştir (Şekil 4-48).

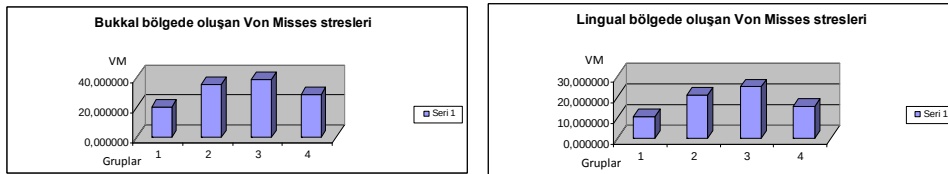


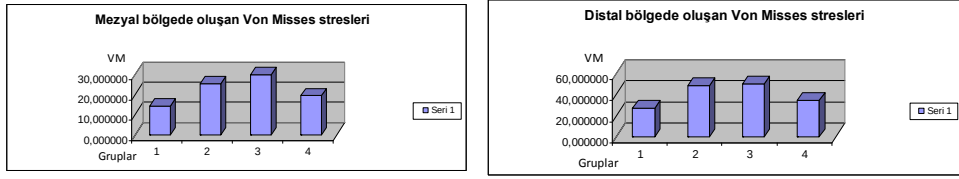
Şekil 4-48: Model 3' ün dördüncü grubunda dikey yükleme ile görülen sıkışma stresi dağılımı

Model 3' ün gruplarında, dikey kuvvetler sonucu dayanak implantların çevresinde oluşan Von Misses stresi değerleri tablo içindeki grafiklerde görülmektedir (Tablo 4-6,4-7).



Tablo 4-6: Model 3' ün gruplarında, 2PM implant bölgesinde dikey kuvvet sonucu oluşan Von Misses stresi dağılımı





Tablo 4-7: Model 3' ün gruplarında, 1M implant bölgesinde dikey kuvvet sonucu oluşan Von Misses stresi dağılımı

4.1.4. Model 4' ün Gruplarında Elde Edilen Bulgular

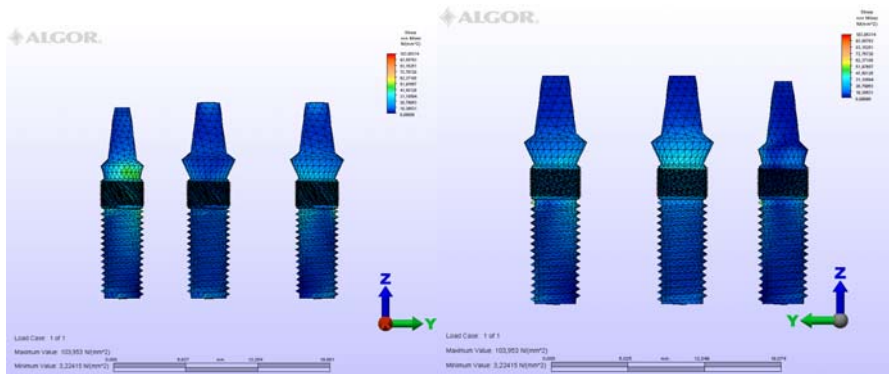
Model 4' ü, üç adet 11 mm' lik titanyum ve zirkonyum implantın desteklediği, tek üyeli Cr-Co ve zirkonyum (Cercon Smart) alt yapılı kuron protezlerine ait dört farklı grup oluşturmaktadır. İmplant lokalizasyonları 2PM, 1M ve 2M olarak alt çene modeline yerleştirilmiştir.

4.1.4.1. Model 4' ün Birinci Grubuna Ait Bulgular

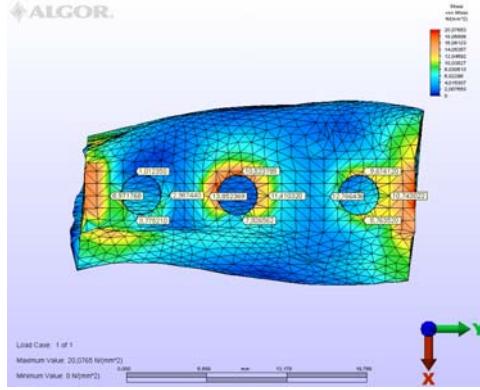
Model 4' ün, birinci grubunda (sTi-Cr-Co) titanyum implantlar, tek üyeli Cr-Co alt yapılı olan simante porselen kuron protezlerini desteklemektedir. İmplant lokalizasyonları 2PM, 1M ve 2M diş bölgeleridir.

• Von Misses Stres Değerlerine Ait Bulgular

Dikey kuvvet uygulaması sonucunda titanyum implantlardaki maksimum Von Misses stres değeri 1M implantın mezyal post bileşiminin boyun bölgesinde 103,95 MPa ve kortikal kemikte 1M implantın mezyalinde Von Misses değeri 13,85 MPa olarak tespit edilmiştir (Şekil 4-49,4-50)



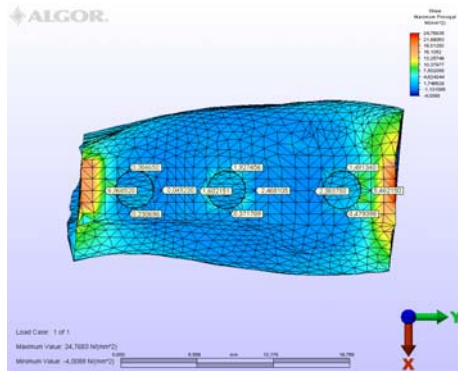
Şekil 4-49: Model 4' ün birinci grubunda dikey yükleme ile titanyum implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı



Şekil 4-50: Model 4' ün birinci grubunda dikey yükleme ile kortikal kemikte görülen Von Misses stresi dağılımı

- Gerilme Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

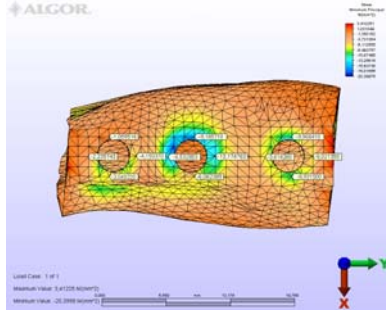
Dikey kuvvet uygulaması sonucu birinci grupta titanyum implantların çevreleyen kortikal kemikteki maksimum gerilme stresi değeri 2PM implantın mezyalinde 6,96 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-51).



Şekil 4-51: Model 4' ün birinci grubunda dikey yükleme ile kortikal kemikte görülen gerilme stresi değerleri

- Sıkışma Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

Dikey kuvvet uygulaması sonucu birinci grubun, kortikal kemikteki maksimum sıkışma stresi değeri 2M implantın bukkalinde -9,96 MPa olarak tespit edilmiştir (Şekil 4-52).



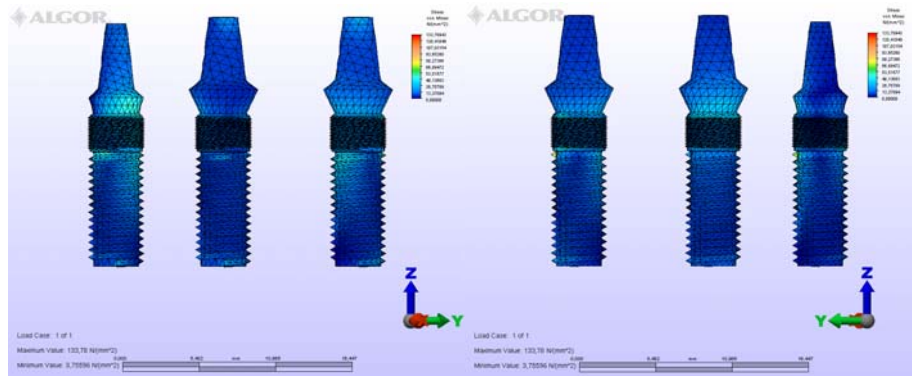
Şekil 4-52: Model 4' ün birinci grubunda dikey yükleme ile kortikal kemikte görülen sıkışma stresi değerleri

4.1.4.2. Model 4' ün İkinci Grubuna Ait Bulgular

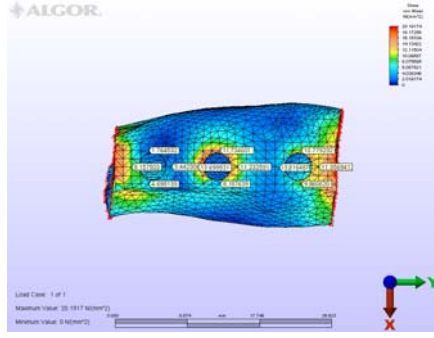
Model 4' ün, ikinci grubunda (sZi-Z) zirkonyum implantlar, tek üyeli zirkonyum (Cercon Smart) alt yapılı olan simante kuron protezlerini desteklemektedir. İmplant lokalizasyonları 2PM, 1M ve 2M diş bölgeleridir.

- **Von Misses Stres Değerlerine Ait Bulgular**

Dikey kuvvet uygulaması sonucunda zirkonyum implantlardaki maksimum Von Misses stres değeri 2M implantın post bileşiminin mezyal boyun bölgesinde 133,78 MPa ve kortikal kemikte 2M implantın mezyalinde Von Misses değeri 13,81 MPa olarak tespit edilmiştir (Şekil 4-53,4-54).



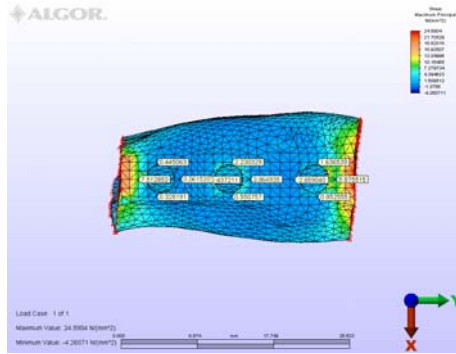
Şekil 4-53: Model 4' ün ikinci grubunda dikey yükleme ile zirkonyum implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı



Şekil 4-54: Model 4' ün ikinci grubunda dikey yükleme ile kortikal kemikte görülen Von Misses stresi dağılımı

- **Gerilme Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

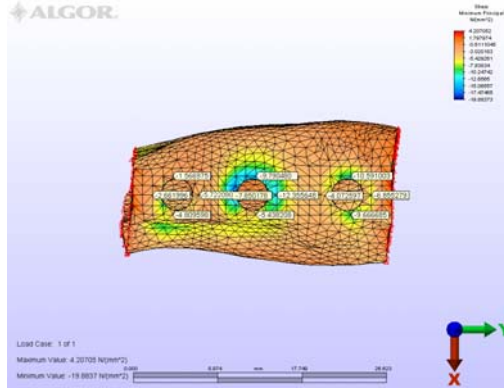
Dikey kuvvet uygulaması sonucu ikinci grubun kortikal kemikteki maksimum gerilme stresi değeri 2PM implantın mezyalinde 7,51 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-55).



Şekil 4-55: Model 4' ün ikinci grubunda dikey yükleme ile kortikal kemikte görülen gerilme stresi değerleri

- **Sıkışma Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

Dikey kuvvet uygulaması sonucu ikinci grubun, kortikal kemikteki maksimum sıkışma stresi değeri 1M implantın distalinde -12,35 MPa olarak tespit edilmiştir (Şekil 4-56).



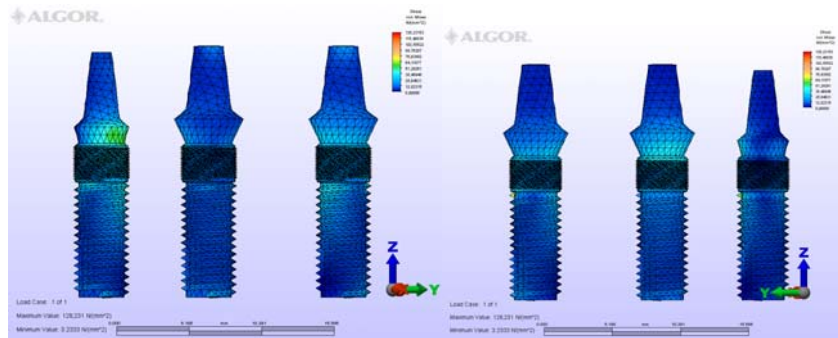
Şekil 4-56: Model 4' ün ikinci grubunda dikey yükleme ile kortikal kemikte görülen sıkışma stresi değerleri

4.1.4.3. Model 4' ün üçüncü Grubuna Ait Bulgular

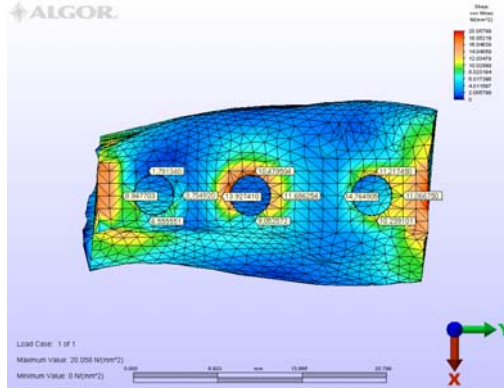
Model 4' ün, üçüncü grubunda (sTi-Z) titanyum implantlar, tek üyeli zirkonyum (Cercon Smart) alt yapılı olan simante porselen kuron protezlerini desteklemektedir. İmplant lokalizasyonları 2PM, 1M ve 2M diş bölgeleridir.

- **Von Misses Stres Değerlerine Ait Bulgular**

Dikey kuvvet uygulaması sonucunda titanyum implantlardaki maksimum Von Misses stres değeri 2M implantın post bileşiminin mezyo-lingual boyun bölgesinde 128,23 MPa ve kortikal kemikte 2M implantın mezyalinde Von Misses değeri 14,76 MPa olarak tespit edilmiştir (Şekil 4-57,4-58).



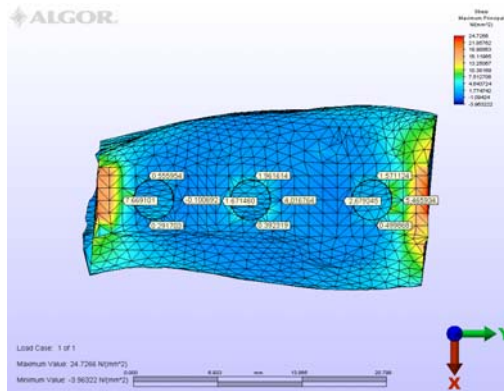
Şekil 4-57: Model 4' ün üçüncü grubunda dikey yükleme ile titanyum implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı



Şekil 4-58: Model 4' ün üçüncü grubunda dikey yükleme ile kortikal kemikte görülen Von Misses stresi dağılımı

- Gerilme Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

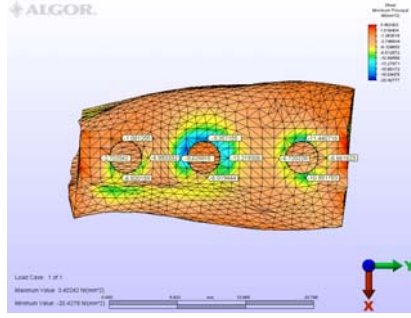
Dikey kuvvet uygulaması sonucu üçüncü grubun kortikal kemikteki maksimum gerilme stresi değeri 2PM implantın mezyalinde 7,66 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-59).



Şekil 4-59: Model 4' ün üçüncü grubunda dikey yükleme ile kortikal kemikte görülen gerilme stresi değerleri

- Sıkışma Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

Dikey kuvvet uygulaması sonucu üçüncü grubun, kortikal kemikteki maksimum sıkışma stresi değeri 1M implantın distalinde -13,22 MPa olarak tespit edilmiştir (Şekil 4-60).



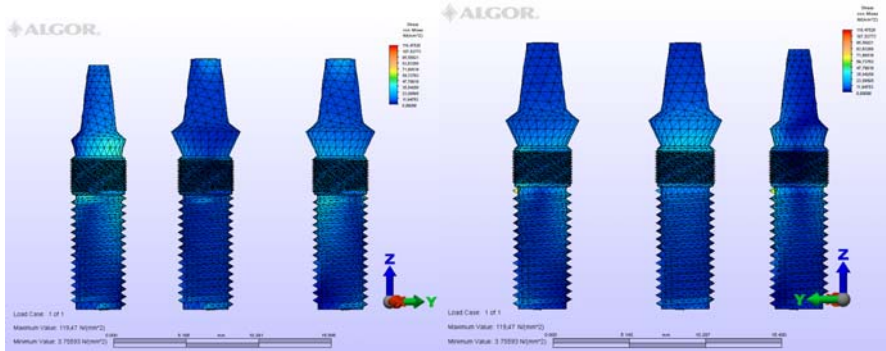
Şekil 4-60: Model 4' ün üçüncü grubunda dikey yükleme ile kortikal kemikte görülen sıkışma stresi değerleri

4.1.4.4. Model 4' ün dördüncü Grubuna Ait Bulgular

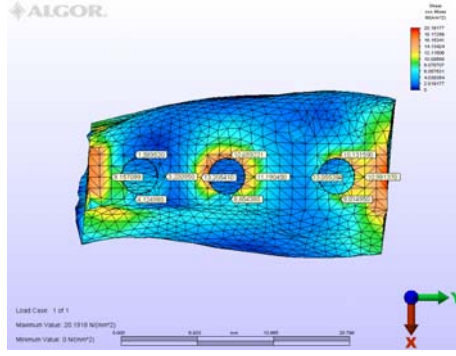
Model 4' ün, dördüncü grubunda (sZi-Cr-Co) zirkonyum implantlar, tek üyeli Cr-Co alt yapıli olan simante porselen kuron protezlerini desteklemektedir. İmplant lokalizasyonları 2PM, 1M ve 2M diş bölgeleridir.

- **Von Misses Stres Değerlerine Ait Bulgular**

Dikey kuvvet uygulaması sonucunda zirkonyum implantlardaki maksimum Von Misses stres değeri 1M implantın post bileşiminin mezyal boyun bölgesinde 119,47 MPa ve kortikal kemikte 2M implantın distalinde Von Misses değeri 13,20 MPa olarak tespit edilmiştir (Şekil 4-61,4-62).



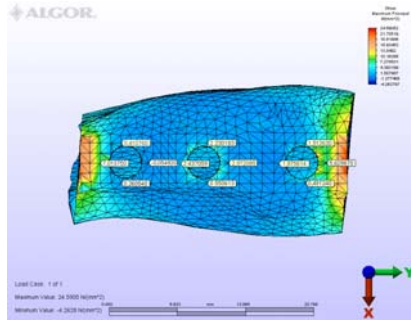
Şekil 4-61: Model 4' ün dördüncü grubunda dikey yükleme ile zirkonyum implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı



Şekil 4-62: Model 4' ün dördüncü grubunda dikey yükleme ile kortikal kemikte görülen Von Misses stresi dağılımı

- Gerilme Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

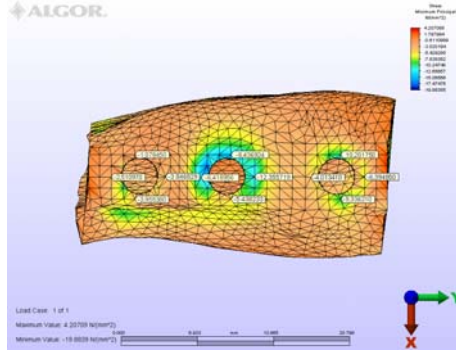
Dikey kuvvet uygulaması sonucu dördüncü grubun kortikal kemikteki maksimum gerilme stresi değeri 2PM implantın mezyalinde 7,01 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-63).



Şekil 4-63: Model 4' ün dördüncü grubunda dikey yükleme ile kortikal kemikte görülen gerilme stresi değerleri

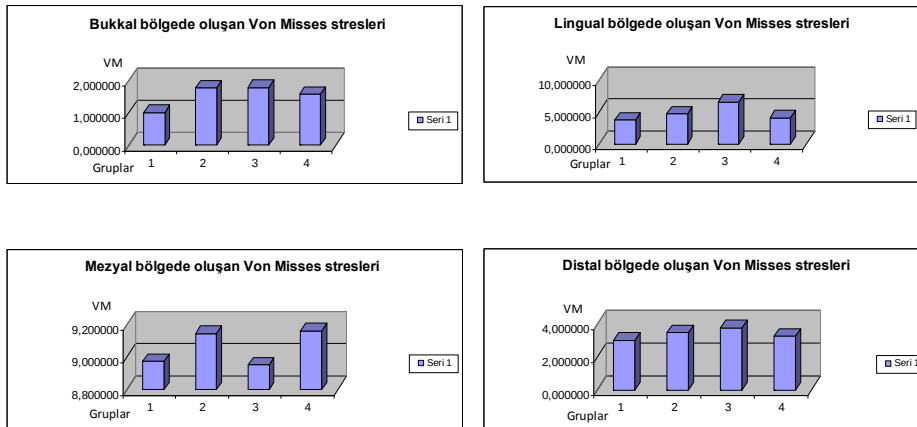
- Sıkışma Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

Dikey kuvvet uygulaması sonucu ikinci grubun, kortikal kemikteki maksimum sıkışma stresi değeri 1M implantın distalinde -12,35 MPa olarak tespit edilmiştir (Şekil 4-64).

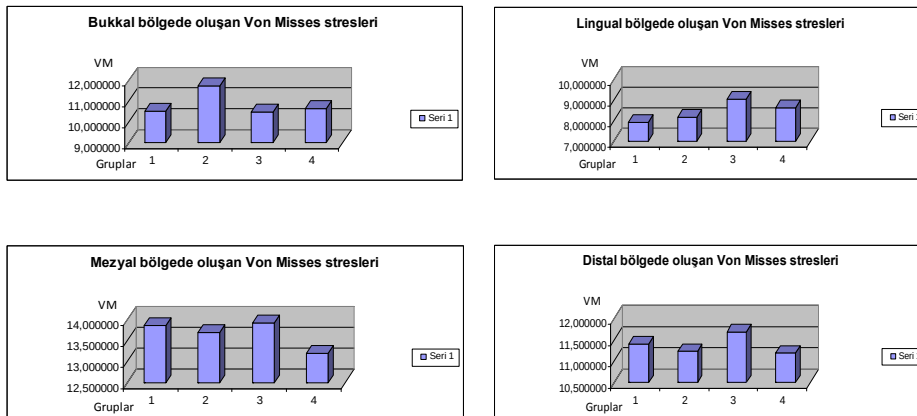


Şekil 4-64: Model 4' ün dördüncü grubunda dikey yükleme ile kortikal kemikte görülen sıkışma stresi değerleri

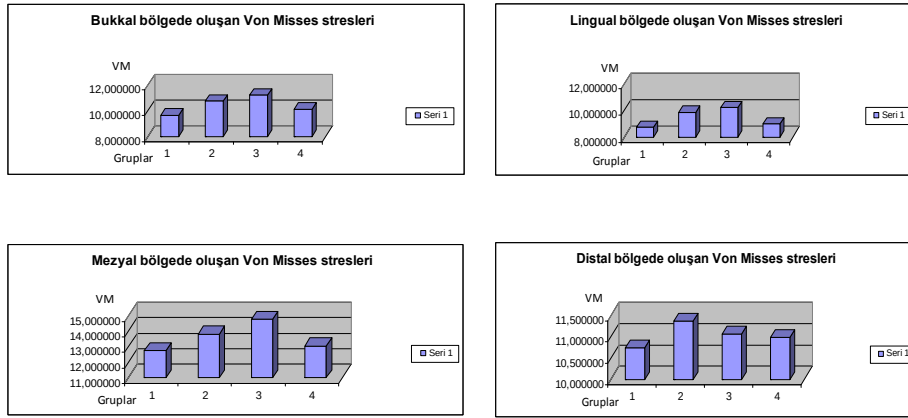
Model 4' ün gruplarında, dikey kuvvetler sonucu dayanak implantların çevresinde oluşan Von Misses stresi değerleri tablo içindeki grafiklerde görülmektedir (Tablo 4-8,4-9,4-10).



Tablo 4-8: Model 4' ün gruplarında, 2PM implant bölgesinde dikey kuvvet sonucu oluşan Von Misses stresi dağılımı



Tablo 4-9: Model 4' ün gruplarında, 1M implant bölgesinde dikey kuvvet sonucu oluşan Von Misses stresi dağılımı



Tablo 4-10: Model 4' ün gruplarında, 2M implant bölgesinde dikey kuvvet sonucu oluşan Von Misses stresi dağılımı

4.2. Oblik Kuvvet Uygulamasıyla Elde Edilen Bulgular

Oblik kuvvetler 2PM diş, bukkal sırt olmak bir yüzeyden, 1M ve 2M dişlere ve bukkal sırtlar olmak üzere iki yüzeyden, 2PM diş için toplam 120 N, 1M ve 2M diş için toplam 240 N olarak uygulanmıştır.

4.2.1. Model 1' in Gruplarında Elde Edilen Bulgular

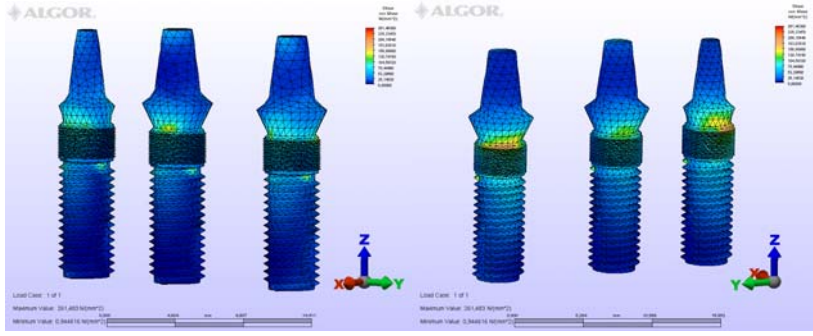
Model 1' i üç adet 11 mm' lik titanyum ve zirkonyum implantın desteklediği, üç üyeli Cr-Co ve zirkonyum (Circon Smart) alt yapılı sabit köprü protezlerine ait dört farklı grup oluşturmaktadır. İmplant lokalizasyonları 2PM, 1M ve 2M olarak alt çene modeline yerleştirilmiştir.

4.2.1.1. Model 1'in Birinci Grubuna Ait Bulgular

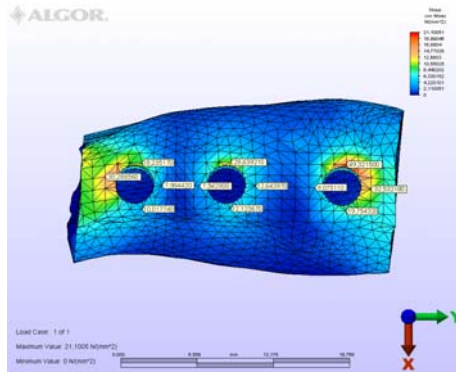
Model 1' in, birinci grubunda (3Ti-Cr-Co) üç titanyum implant, üç üyeli Cr-Co alt yapılı simante porselen köprü protezini desteklemektedir. İmplant lokalizasyonları 2PM, 1 M ve 2M diş bölgeleridir.

• Von Misses Stres Değerlerine Ait Bulgular

Oblik kuvvet uygulaması sonucunda titanyum implantlardaki maksimum Von Misses stres değeri 2M implantın post bileşiminin disto-lingualinde 261,48 MPa ve kortikal kemikte 2M implantın bukkalinde Von Misses değeri 49,32 MPa olarak tespit edilmiştir (Şekil 4-65,4-66).



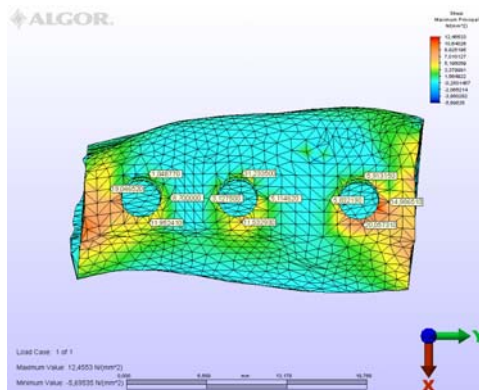
Şekil 4-65: Model 1' in birinci grubunda oblik yüklemde titanyum implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı



Şekil 4-66: Model 1' in birinci grubunda oblik yükleme ile kortikal kemikte görülen Von Misses stresi dağılımı

- Gerilme Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

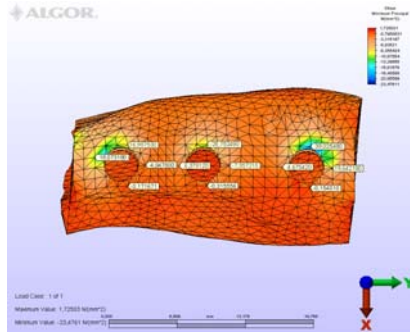
Oblik kuvvet uygulaması sonucu birinci grubun, kortikal kemikteki maksimum gerilme stresi değeri 2M implantın lingualinde 20,05 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-67).



Şekil 4-67: Model 1' in birinci grubunda oblik yükleme ile kortikal kemikte görülen gerilme stresi değerleri

- **Sıkışma Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

Oblik kuvvet uygulaması sonucu birinci grubun, kortikal kemikteki maksimum sıkışma stres değeri 2M implantın bukkalinde -39,02 MPa olarak tespit edilmiştir (Şekil 4-68).



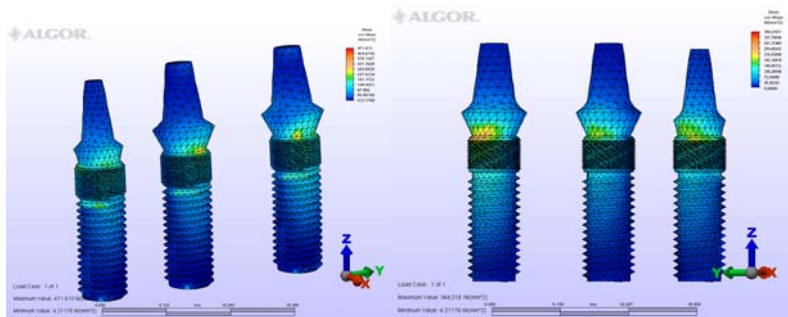
Şekil 4-68: Model 1' in birinci grubunda oblik yükleme ile görülen sıkışma stresi dağılımı

4.2.1.2. Model 1'in İkinci Grubuna Ait Bulgular

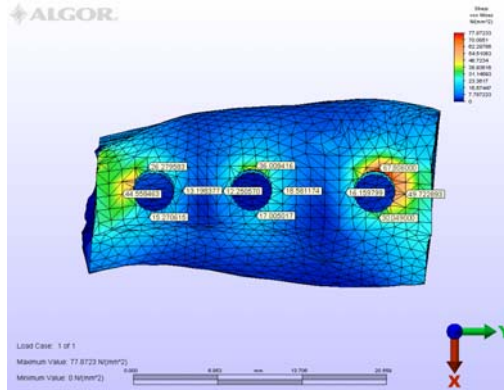
Model 1' in, ikinci grubunda (3Zi-Z) üç zirkonyum implant, üç üyeli zirkonyum (Cercon Smart) alt yapılı simante porselen köprü protezini desteklemektedir. İmplant lokalizasyonları 2PM, 1 M ve 2M diş bölgeleridir.

- **Von Misses Stres Değerlerine Ait Bulgular**

Oblik kuvvet uygulaması sonucunda zirkonyum implantlardaki maksimum Von Misses stres değeri 2M implantın bucco-lingual post bileşiminde 471,61 MPa ve kortikal kemikte 2M implantın bukkalinde Von Misses değeri 67,80 MPa olarak tespit edilmiştir (Şekil 4-69,4-70).



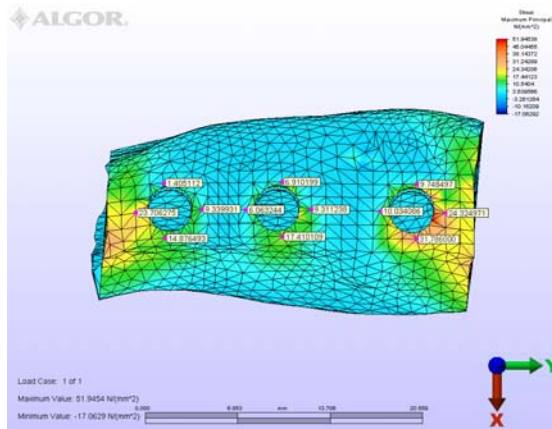
Şekil 4-69: Model 1' in ikinci grubunda oblik yüklemede zirkonyum implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı



Şekil 4-70: Model 1' in ikinci grubunda oblik yükleme ile kortikal kemikte görülen Von Misses stresi dağılımı

- Gerilme Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

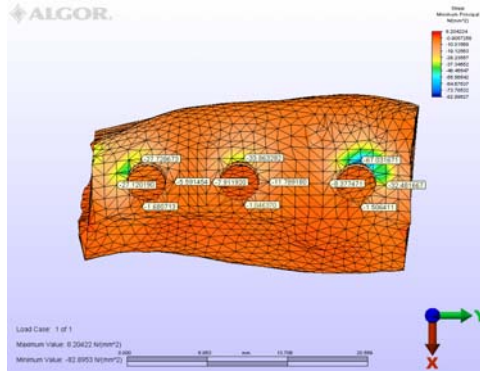
Oblik kuvvet uygulaması sonucu ikinci grubun, kortikal kemikteki maksimum gerilme stresi değeri 2M implantın lingualinde 31,78 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-71).



Şekil 4-71: Model 1' in ikinci grubunda oblik yükleme ile kortikal kemikte görülen gerilme stresi değerleri

- Sıkışma Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

Oblik kuvvet uygulaması sonucu ikinci grubun, kortikal kemikteki maksimum sıkışma stres değeri 2M implantın bukkalinde -67,03 MPa olarak tespit edilmiştir (Şekil 4-72).



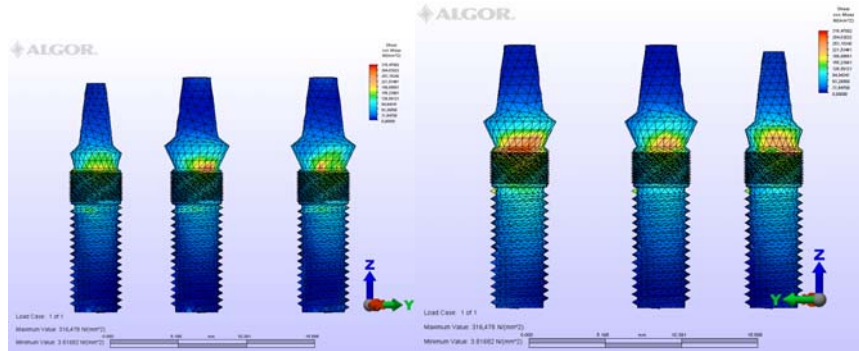
Şekil 4-72: Model 1' in ikinci grubunda oblik yükleme ile görülen sıkışma stresi dağılımı

4.2.1.3. Model 1'in Üçüncü Grubuna Ait Bulgular

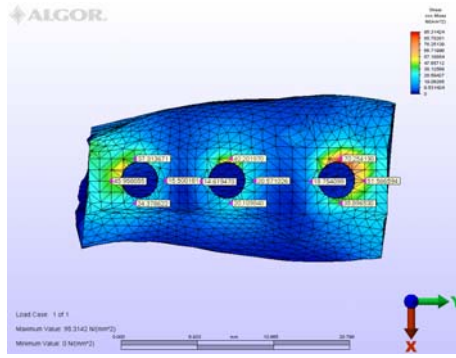
Model 1' in, üçüncü grubunda (3Ti-Z) üç titanyum implant, üç üyeli zirkonyum (Cercon Smart) alt yapılı simante porselen köprü protezini desteklemektedir. İmplant lokalizasyonları 2PM, 1 M ve 2M diş bölgeleridir.

- Von Misses Stres Değerlerine Ait Bulgular**

Oblik kuvvet uygulaması sonucunda titanyum implantlardaki maksimum Von Misses stres değeri 2M implantın bukkal post bileşiminde 316,47 MPa ve kortikal kemikte 2M implantın distalinde Von Misses değeri 70,25 MPa olarak tespit edilmiştir (Şekil 4-73,4-74).



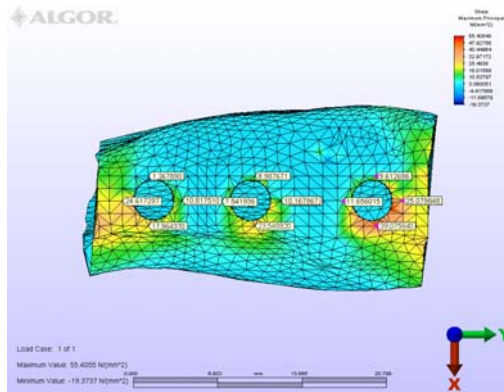
Şekil 4-73: Model 1' in üçüncü grubunda oblik yüklemede titanyum implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı



Şekil 4-74: Model 1' in üçüncü grubunda oblik yükleme ile kortikal kemikte görülen Von Misses stresi dağılımı

- Gerilme Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

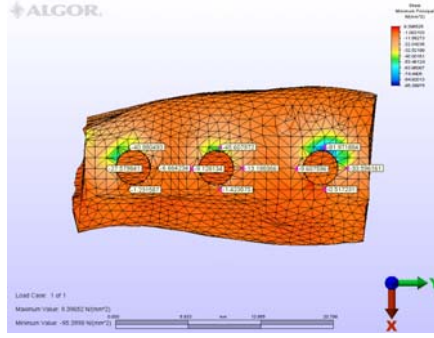
Oblik kuvvet uygulaması sonucu üçüncü grubun, kortikal kemikteki maksimum gerilme stresi değeri 2M implantın lingualinde 39,07 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-75).



Şekil 4-75: Model 1' in üçüncü grubunda oblik yükleme ile kortikal kemikte görülen gerilme stresi değerleri

- Sıkışma Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

Oblik kuvvet uygulaması sonucu üçüncü grubun, kortikal kemikteki maksimum sıkışma stres değeri 2M implantın bukkalinde -81,97 MPa olarak tespit edilmiştir (Şekil 4-76).



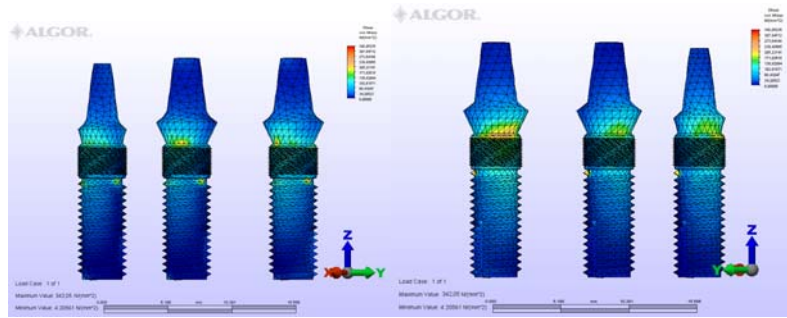
Şekil 4-76: Model 1' in üçüncü grubunda oblik yükleme ile görülen sıkışma stresi dağılımı

4.2.1.4. Model 1'in Dördüncü Grubuna Ait Bulgular

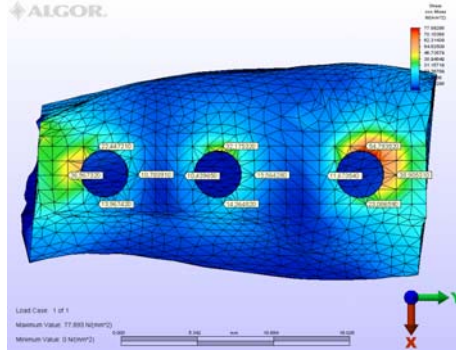
Model 1' in, dördüncü grubunda (3Zi-Cr-Co) üç zirkonyum implant, üç üyeli Cr-Co alt yapılı simante porselen köprü protezini desteklemektedir. İmplant lokalizasyonları 2PM, 1 M ve 2M diş bölgeleridir.

- **Von Misses Stres Değerlerine Ait Bulgular**

Oblik kuvvet uygulaması sonucunda zirkonyum implantlardaki maksimum Von Misses stres değeri 2M implantın bukk-mezyalinde 342,05 MPa ve kortikal kemikte 2M implantın distalinde Von Misses değeri 54,79 MPa olarak tespit edilmiştir (Şekil 4-77,4-78).



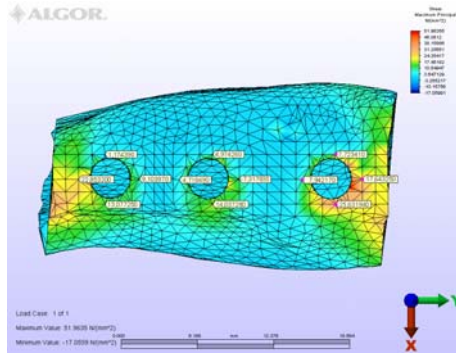
Şekil 4-77: Model 1' in dördüncü grubunda oblik yüklemede zirkonyum implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı



Şekil 4-78: Model 1' in dördüncü grubunda oblik yükleme ile kortikal kemikte görülen Von Misses stresi dağılımı

- **Gerilme Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

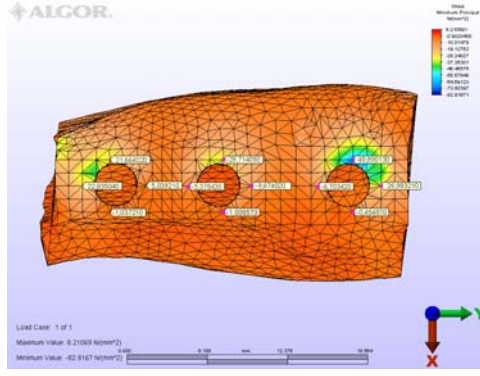
Oblik kuvvet uygulaması sonucu dördüncü grubun, kortikal kemikteki maksimum gerilme stresi değeri 2M implantın lingualinde 25,63 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-79).



Şekil 4-79: Model 1' in dördüncü grubunda oblik yükleme ile kortikal kemikte görülen gerilme stresi değerleri

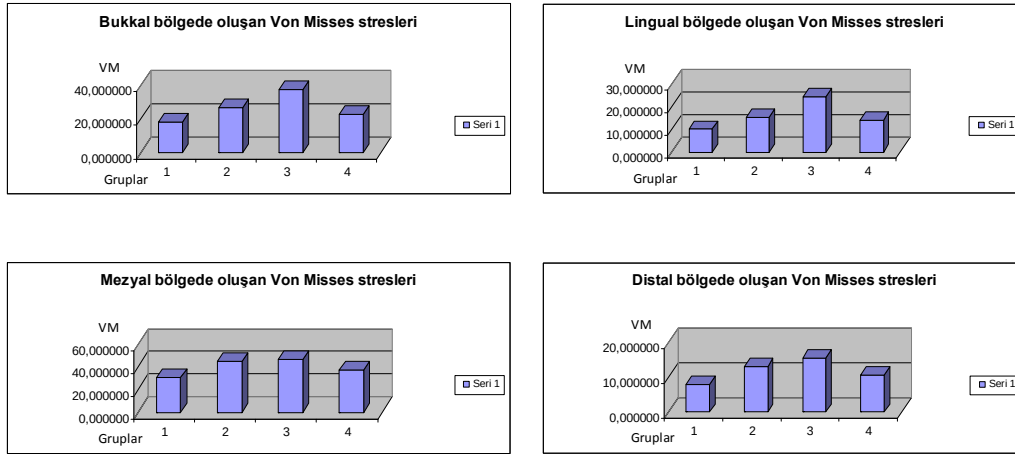
- **Sıkışma Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

Oblik kuvvet uygulaması sonucu dördüncü grubun, kortikal kemikteki maksimum sıkışma stres değeri 2M implantın bukkalinde -48,89 MPa olarak tespit edilmiştir (Şekil 4-80).

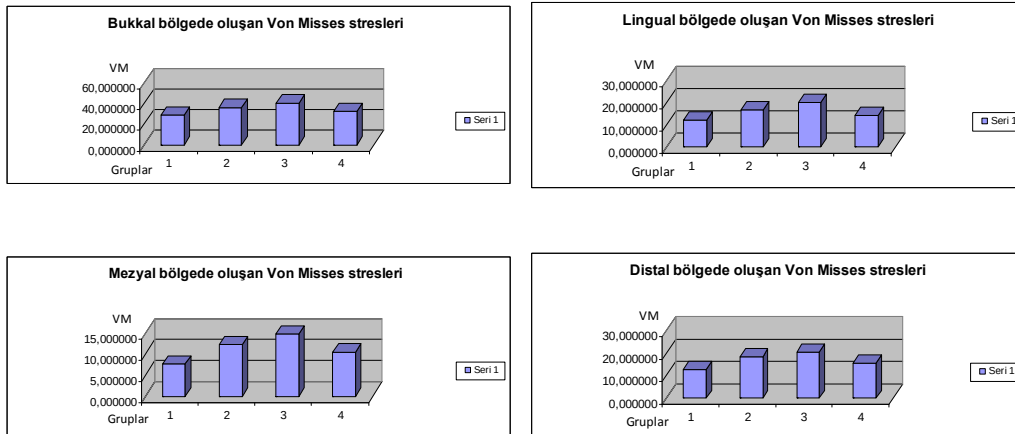


Şekil 4-80: Model 1' in dördüncü grubunda oblik yükleme ile görülen sıkışma stresi dağılımı

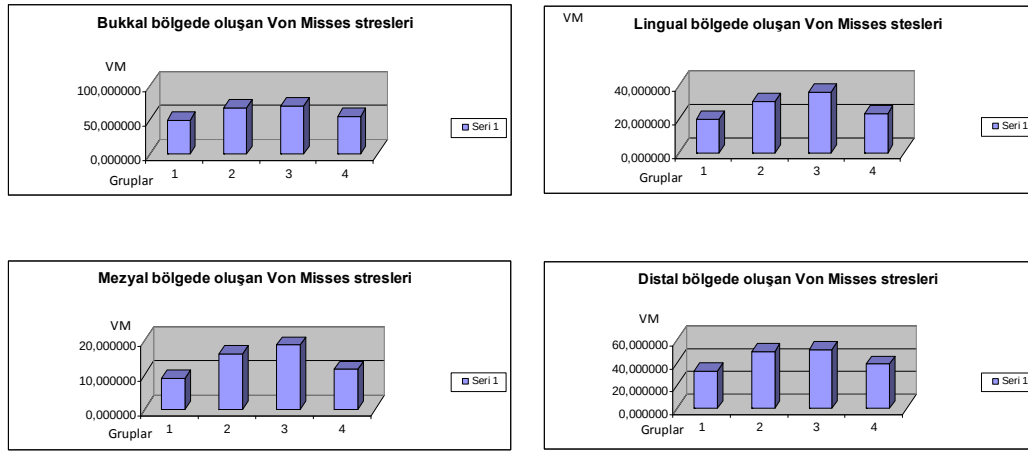
Model 1' in gruplarında, oblik kuvvetler sonucu dayanak implantların çevresinde oluşan Von Misses stresi değerleri tablo içindeki grafiklerde görülmektedir (Tablo 4-11,4-12,4-13).



Tablo 4-11: Model 1' in gruplarında, 2PM implant bölgesinde oblik kuvvet sonucu oluşan Von Misses stresi dağılımı



Tablo 4-12: Model 1' in gruplarında, 1M implant bölgesinde oblik kuvvet sonucu oluşan Von Misses stresi dağılımı



Tablo 4-13: Model 1' in gruplarında, 2M implant bölgesinde oblik kuvvet sonucu oluşan Von Misses stresi dağılımı

4.2.2. Model 2' nin Gruplarında Elde Edilen Bulgular

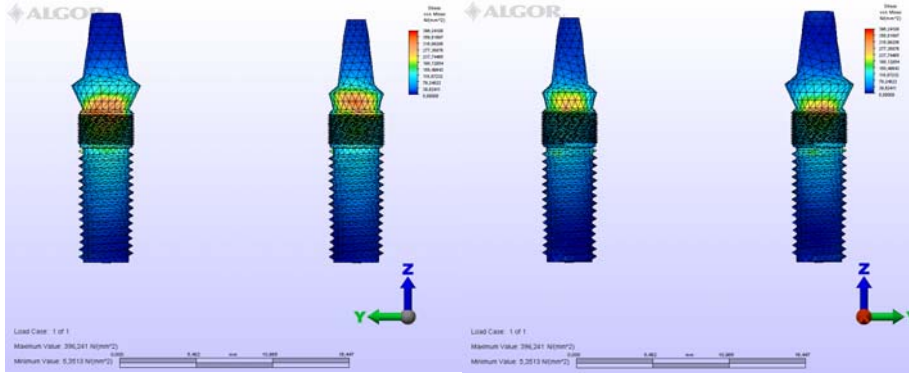
Model 2' yi, iki adet 11 mm' lik titanyum ve zirkonyum implantın desteklediği, üç üyeli Cr-Co ve zirkonyum (Cercon Smart) alt yapıli ortada gövdesi olan sabit köprü protezlerine ait dört farklı grup oluşturmaktadır. İmplant lokalizasyonları 2PM ve 2M olarak alt çene modeline yerleştirilmiştir.

4.2.2.1. Model 2'in Birinci Grubuna Ait Bulgular

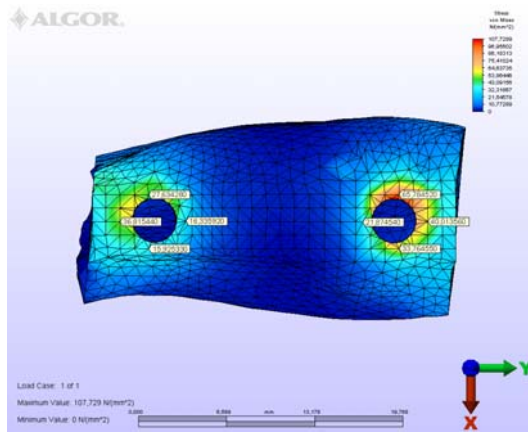
Model 2' in, birinci grubunda (2Ti-Cr-Co) iki titanyum implant, üç üyeli Cr-Co alt yapıli ortada gövdesi olan simante porselen köprü protezini desteklemektedir. İmplant lokalizasyonları 2PM ve 2M diş bölgeleridir.

• Von Misses Stres Değerlerine Ait Bulgular

Oblik kuvvet uygulaması sonucunda titanyum implantlardaki maksimum Von Misses stres değeri 2M implantın post bileşiminin bukkal boyun bölgesinde 396,24 MPa ve kortikal kemikte 2M implantın distalinde Von Misses değeri 65,78 MPa olarak tespit edilmiştir (Şekil 4-81,4-82).



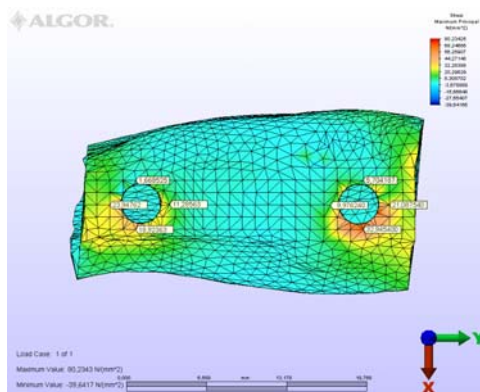
Şekil 4-81: Model 2' nin birinci grubunda oblik yüklemde titanyum implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı



Şekil 4-82: Model 2' nin birinci grubunda oblik yükleme ile kortikal kemikte görülen Von Misses stresi dağılımı

- Gerilme Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

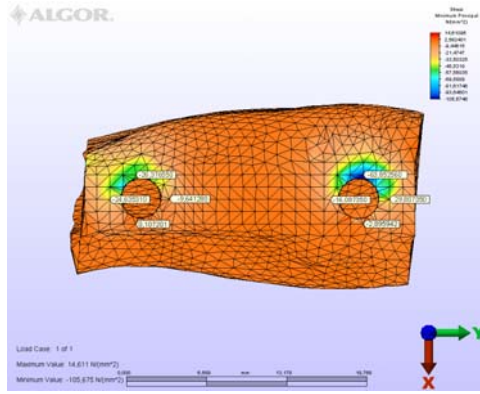
Oblik kuvvet uygulaması sonucu birinci grubun, kortikal kemikteki maksimum gerilme stresi değeri 2M implantın lingualinde 32,94 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-83).



Şekil 4-83: Model 2' nin birinci grubunda oblik yükleme ile kortikal kemikte görülen gerilme stresi değerleri

- **Sıkışma Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

Oblik kuvvet uygulaması sonucu birinci grubun, kortikal kemikteki maksimum sıkışma stres değeri 2M implantın bukkalinde -63,85 MPa olarak tespit edilmiştir (Şekil 4-84).



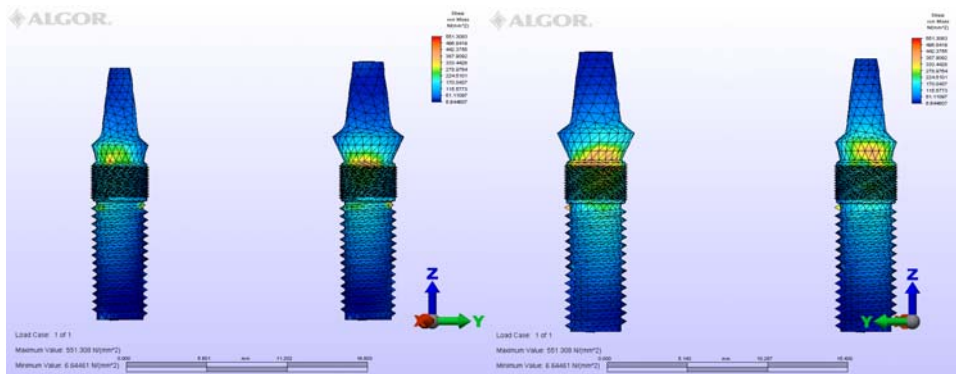
Şekil 4-84: Model 2' nin birinci grubunda oblik yükleme ile kortikal kemikte görülen sıkışma stresi değerleri

4.2.2.2. Model 2'nin İkinci Grubuna Ait Bulgular

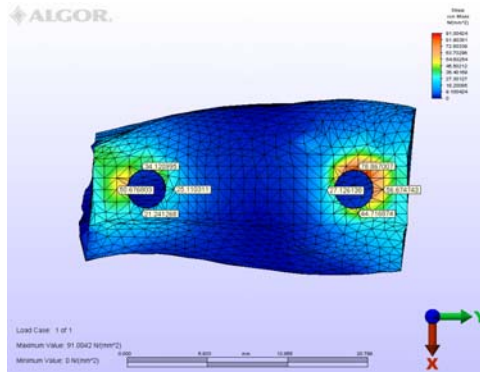
Model 2' nin, ikinci grubunda (2Zi-Z) iki zirkonyum implant, üç üyeli zirkonyum (Cercon Smart) alt yapıli ortada gövdesi olan simante porselen köprü protezini desteklemektedir. İmplant lokalizasyonları 2PM ve 2M diş bölgeleridir.

- **Von Misses Stres Değerlerine Ait Bulgular**

Oblik kuvvet uygulaması sonucunda zirkonyum implantlardaki maksimum Von Misses stres değeri 2M implantın bukkal post bileşiminde 551,30 MPa ve kortikal kemikte 2M implantın bukkalinde Von Misses değeri 78,87 MPa olarak tespit edilmiştir (Şekil 4-85,4-86).



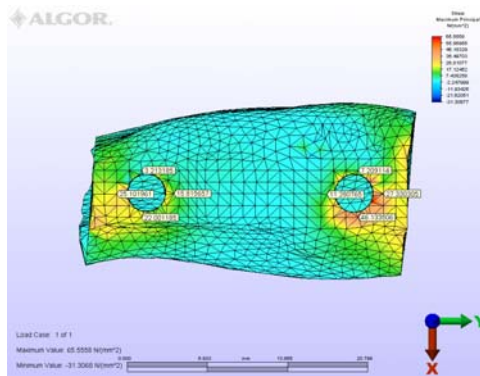
Şekil 4-85: Model 2' nin ikinci grubunda oblik yüklemede zirkonyum implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı



Şekil 4-86: Model 2' nin ikinci grubunda oblik yükleme ile kortikal kemikte görülen Von Misses stresi dağılımı

- Gerilme Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

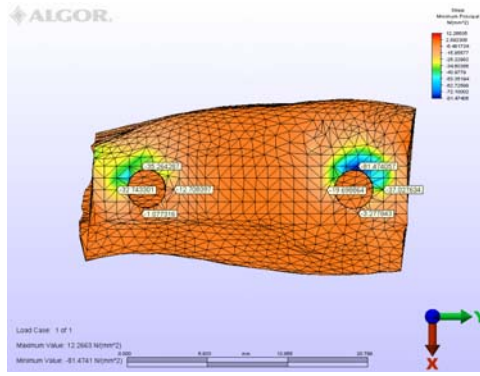
Oblik kuvvet uygulaması sonucu ikinci grubun, kortikal kemikteki maksimum gerilme stresi değeri 2M implantın lingualinde 46,13 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-87).



Şekil 4-87: Model 2' nin ikinci grubunda oblik yükleme ile kortikal kemikte görülen gerilme stresi değerleri

- Sıkışma Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

Oblik kuvvet uygulaması sonucu ikinci grubun, kortikal kemikteki maksimum sıkışma stres değeri 2M implantın bukkalinde -81,47 MPa olarak tespit edilmiştir (Şekil 4-88).



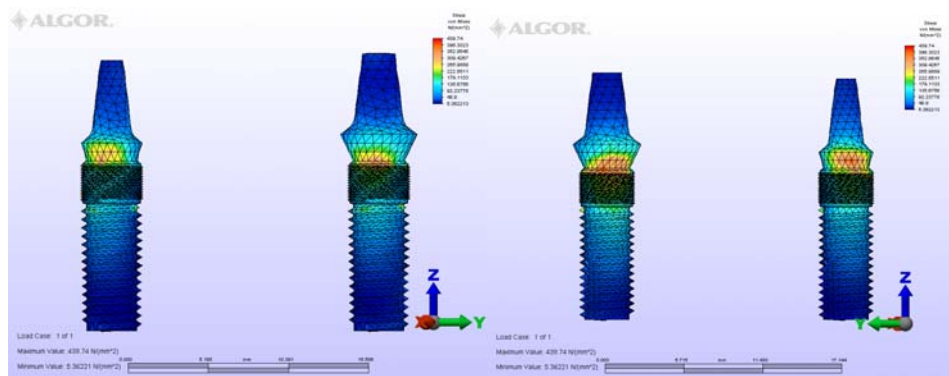
Şekil 4-88: Model 2' nin ikinci grubunda oblik yükleme ile kortikal kemikte görülen sıkışma stresi değerleri

4.2.2.3. Model 2' nin Üçüncü Grubuna Ait Bulgular

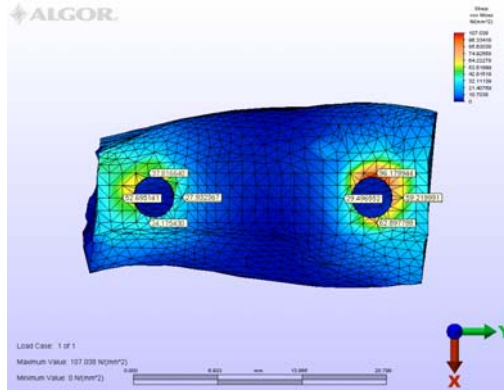
Model 2' nin, üçüncü grubunda (2Ti-Z) iki titanyum implant, üç üyeli zirkonyum (Cercon Smart) alt yapılı ortada gövdesi olan simante porselen köprü protezini desteklemektedir. İmplant lokalizasyonları 2PM ve 2M diş bölgeleridir.

- Von Misses Stres Değerlerine Ait Bulgular**

Oblik kuvvet uygulaması sonucunda titanyum implantlardaki maksimum Von Misses stres değeri 2M implantın bukkal post bağlantı bölgesinde 439,79 MPa ve kortikal kemikte 2M implantın bukkalinde Von Misses değeri 96,18 MPa olarak tespit edilmiştir (Şekil 4-89,4-90).



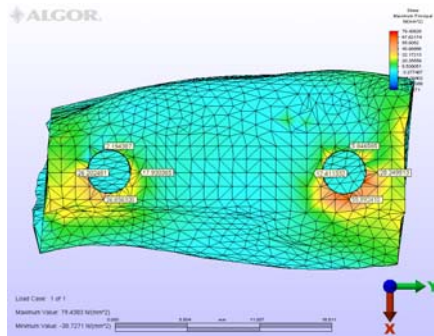
Şekil 4-89: Model 2' nin üçüncü grubunda oblik yüklemede titanyum implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı



Şekil 4-90: Model 2' nin üçüncü grubunda oblik yükleme ile kortikal kemikte görülen Von Misses stresi dağılımı

- Gerilme Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

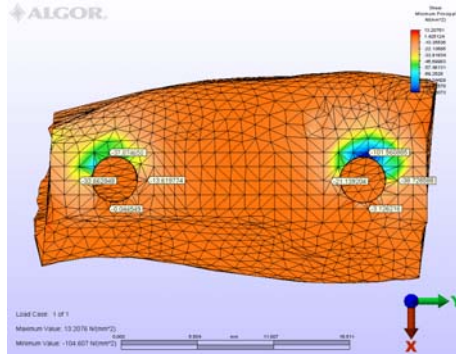
Oblik kuvvet uygulaması sonucu üçüncü grubun, kortikal kemikteki maksimum gerilme stresi değeri 2M implantın lingualinde 55,99 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-91).



Şekil 4-91: Model 2' nin üçüncü grubunda oblik yükleme ile kortikal kemikte görülen gerilme stresi değerleri

- Sıkışma Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

Oblik kuvvet uygulaması sonucu üçüncü grubun, kortikal kemikteki maksimum sıkışma stres değeri 2M implantın bukkalinde -101,56 MPa olarak tespit edilmiştir (Şekil 4-92).



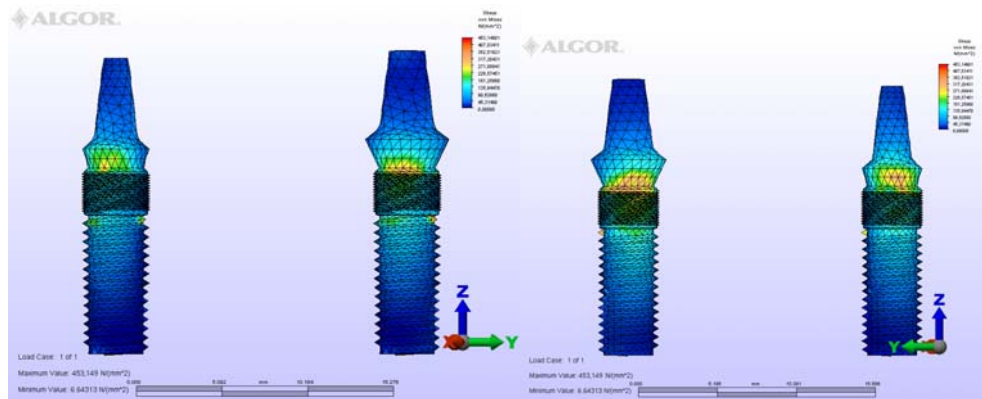
Şekil 4-92: Model 2' nin üçüncü grubunda oblik yükleme ile kortikal kemikte görülen sıkışma stresi değerleri

4.2.2.4. Model 2' nin Dördüncü Grubuna Ait Bulgular

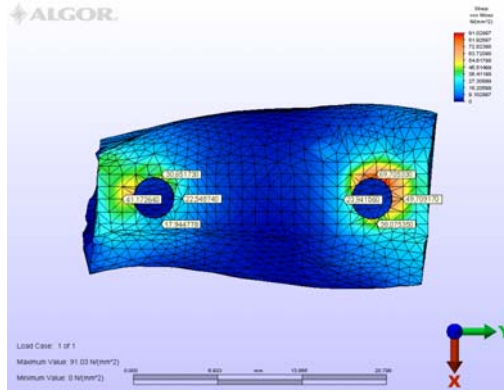
Model 2' nin, dördüncü grubunda (2Zi-Cr-Co) iki zirkonyum implant, üç üyeli Cr-Co alt yapılı ortası gövde olan simante porselen köprü protezini desteklemektedir. İmplant lokalizasyonları 2PM ve 2M diş bölgeleridir.

- Von Misses Stres Değerlerine Ait Bulgular**

Oblik kuvvet uygulaması sonucunda zirkonyum implantlardaki maksimum Von Misses stres değeri 2M implantın bukkal post bağlantı bölgesinde 453,14 MPa ve kortikal kemikte 2M implantın bukkalinde Von Misses değeri 69,70 MPa olarak tespit edilmiştir (Şekil 4-93,4-94).



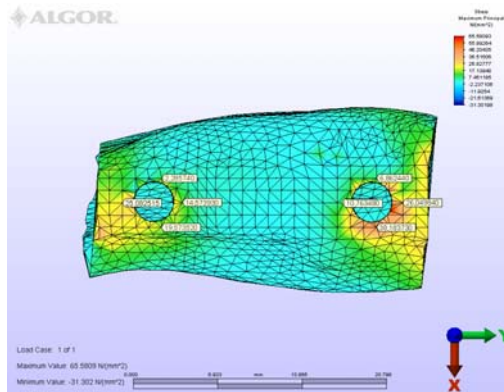
Şekil 4-93: Model 2' nin dördüncü grubunda oblik yüklemede zirkonyum implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı



Şekil 4-94: Model 2' nin dördüncü grubunda oblik yükleme ile kortikal kemikte görülen Von Misses stresi dağılımı

- Gerilme Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

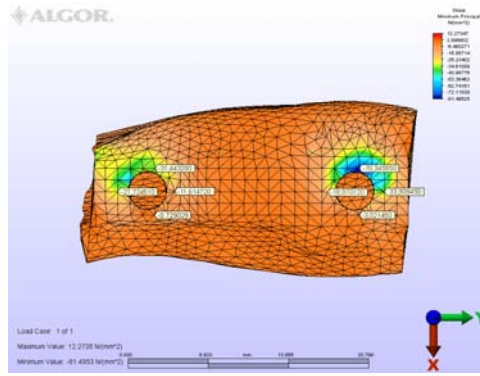
Oblik kuvvet uygulaması sonucu dördüncü grubun, kortikal kemikteki maksimum gerilme stresi değeri 2M implantın lingualinde 38,18 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-95).



Şekil 4-95: Model 2' nin dördüncü grubunda oblik yükleme ile kortikal kemikte görülen gerilme stresi değerleri

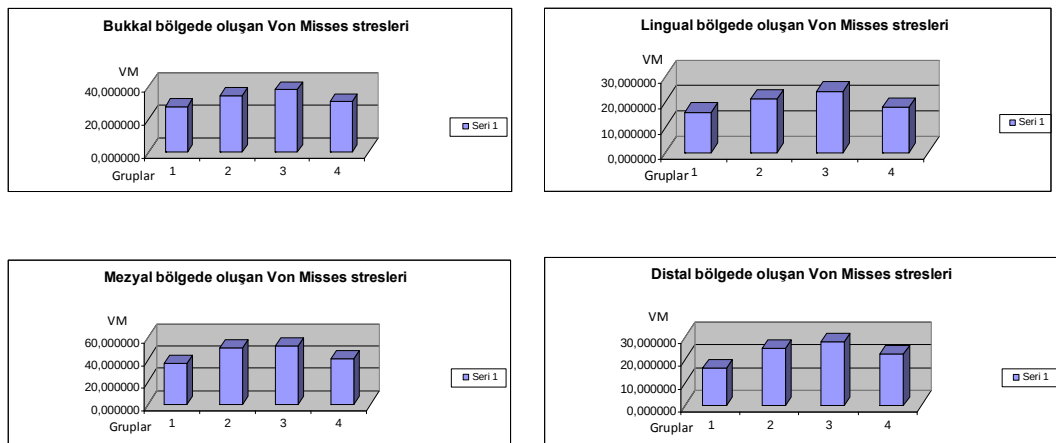
- Sıkışma Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

Oblik kuvvet uygulaması sonucu dördüncü grubun, kortikal kemikteki maksimum sıkışma stres değeri 2M implantın bukkalinde -70,34 MPa olarak tespit edilmiştir (Şekil 4-96).

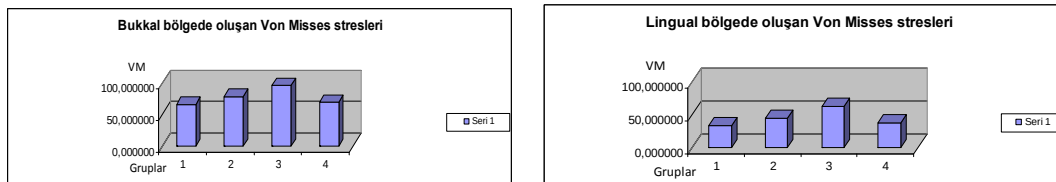


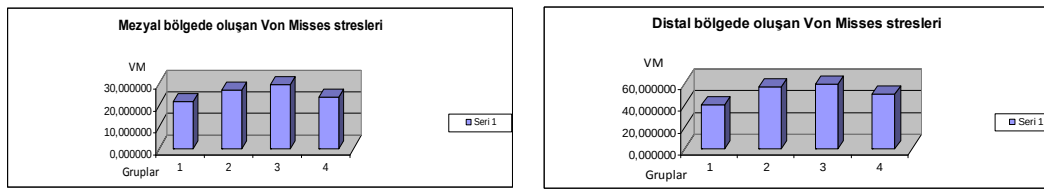
Şekil 4-96: Model 2' nin dördüncü grubunda oblik yükleme ile kortikal kemikte görülen sıkışma stresi değerleri

Model 2' nin gruplarında, oblik kuvvetler sonucu dayanak implantların çevresinde oluşan Von Misses stresi değerleri tablo içindeki grafiklerde görülmektedir (Tablo 4-14,4-15).



Tablo 4-14: Model 2' nin gruplarında, 2PM implant bölgesinde oblik kuvvet sonucu oluşan Von Misses stresi dağılımı





Tablo 4-15: Model 2' nin gruplarında, 2M implant bölgesinde oblik kuvvet sonucu oluşan Von Misses stresi dağılımı

4.2.3. Model 3' ün Gruplarında Elde Edilen Bulgular

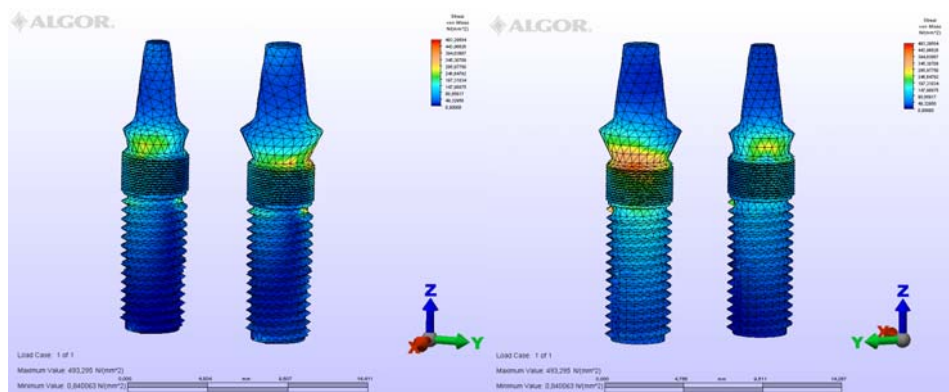
Model 3' ü, iki adet 11 mm' lik titanyum ve zirkonyum implantın desteklediği, üç üyeli Cr-Co ve zirkonyum (Cercon Smart) alt yapılı, distal ikinci molar diş kantileverli olan sabit köprü protezlerine ait dört farklı grup oluşturmaktadır. İmplant lokalizasyonları 2PM ve 1M olarak alt çene modeline yerleştirilmiştir.

4.2.3.1. Model 3' ün Birinci Grubuna Ait Bulgular

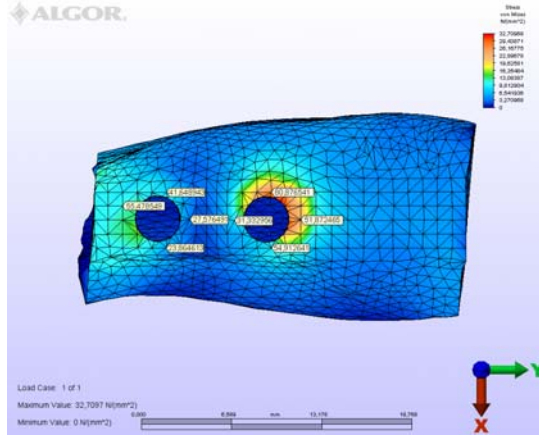
Model 3' ün, birinci grubunda (2Ti-Cr-Co) iki titanyum implant, üç üyeli Cr-Co alt yapılı distal kantileverli olan olan simante porselen köprü protezini desteklemektedir. İmplant lokalizasyonları 2PM ve 1M diş bölgeleridir.

• Von Misses Stres Değerlerine Ait Bulgular

Oblik kuvvet uygulaması sonucunda titanyum implantlardaki maksimum Von Misses stres değeri 2M implantın post bileşiminin disto-bukkal boyun bölgesinde 493,29 MPa ve kortikal kemikte 2M implantın distalinde Von Misses değeri 80,87 MPa olarak tespit edilmiştir (Şekil 4-97,4-98).



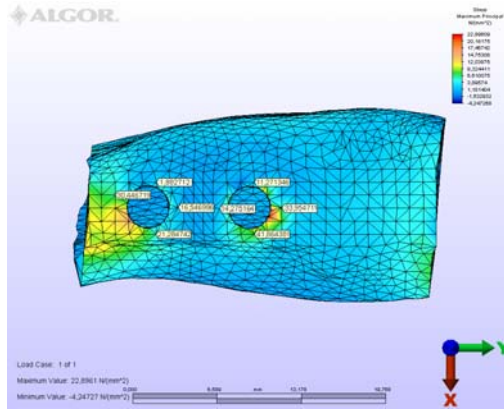
Şekil 4-97: Model 3' ün birinci grubunda oblik yüklemde titanyum implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı



Şekil 4-98: Model 3' ün birinci grubunda oblik yükleme ile kortikal kemikte görülen Von Misses stresi dağılımı

- **Gerilme Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

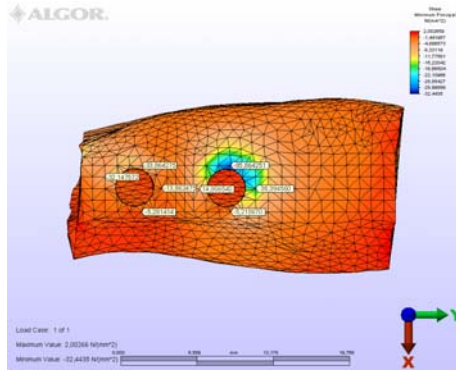
Oblik kuvvet uygulaması sonucu birinci grubun, kortikal kemikteki maksimum gerilme stresi değeri 2M implantın lingualinde 41,86 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-99).



Şekil 4-99: Model 3' ün birinci grubunda oblik yükleme ile kortikal kemikte görülen gerilme stresi değerleri

- **Sıkışma Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

Oblik kuvvet uygulaması sonucu birinci grubun, kortikal kemikteki maksimum sıkışma stres değeri 2M implantın bukkalinde -85,86 MPa olarak tespit edilmiştir (Şekil 4-100).



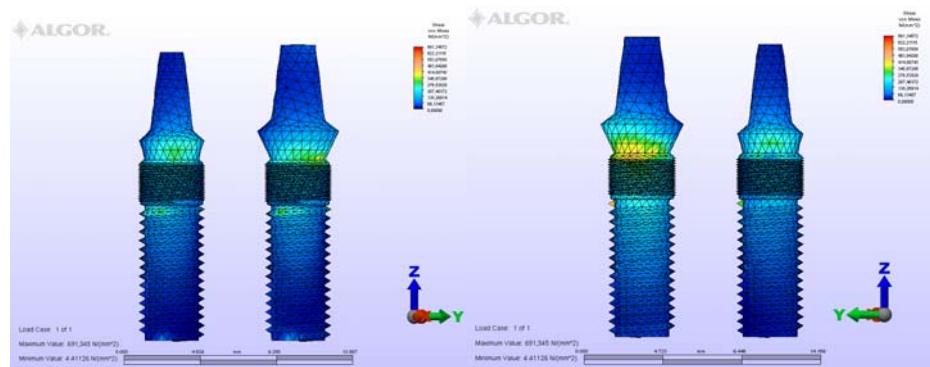
Şekil 4-100: Model 3' ün birinci grubunda oblik yükleme ile kortikal kemikte görülen sıkışma stresi değerleri

4.2.3.2. Model 3' ün ikinci Grubuna Ait Bulgular

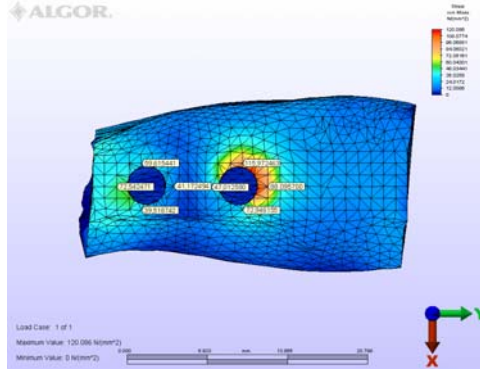
Model 3' ün, ikinci grubunda (2Zi-Z) iki zirkonyum implant, üç üyeli zirkonyum (Cercon Smart) alt yapılı distal kantileveri olan simante porselen köprü protezini desteklemektedir. İmplant lokalizasyonları 2PM ve 1M diş bölgeleridir.

• Von Misses Stres Değerlerine Ait Bulgular

Oblik kuvvet uygulaması sonucunda zirkonyum implantlardaki maksimum Von Misses stres değeri 1M implantın disto-bukkalinde 691,34 MPa ve kortikal kemikte 1M implantın bukkalinde Von Misses değeri 115,97 MPa olarak tespit edilmiştir (Şekil 138-4-101,4-102).



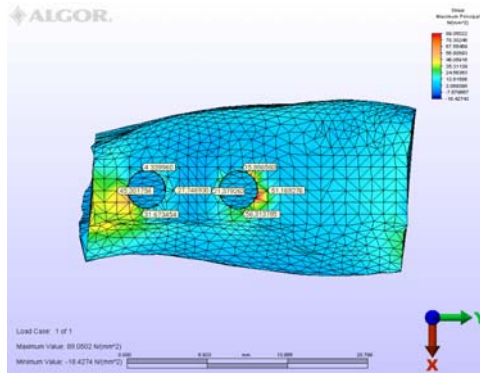
Şekil 4-101: Model 3' ün ikinci grubunda oblik yüklemede zirkonyum implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı



Şekil 4-102: Model 3' ün ikinci grubunda oblik yükleme ile kortikal kemikte görülen Von Misses stresi dağılımı

- **Gerilme Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

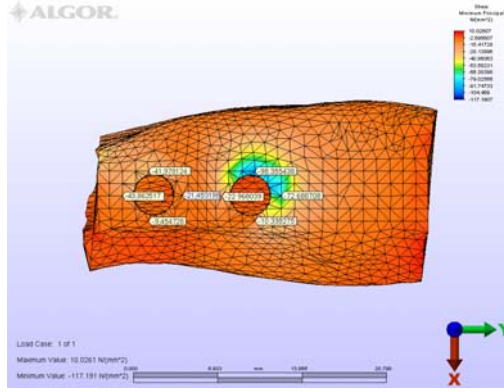
Oblik kuvvet uygulaması sonucu ikinci grubun, kortikal kemikteki maksimum gerilme stresi değeri 2M implantın lingualinde 56,31 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-103).



Şekil 4-103: Model 3' ün ikinci grubunda oblik yükleme ile kortikal kemikte görülen gerilme stresi değerleri

- **Sıkışma Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

Oblik kuvvet uygulaması sonucu ikinci grubun, kortikal kemikteki maksimum sıkışma stres değeri 2M implantın bukkalinde -98,36 MPa olarak tespit edilmiştir (Şekil 4-104).



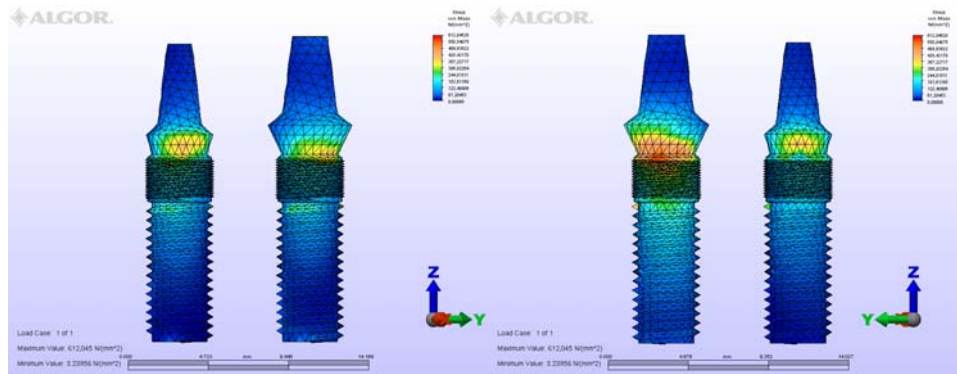
Şekil 4-104: Model 3' ün ikinci grubunda oblik yükleme ile kortikal kemikte görülen sıkışma stresi değerleri

4.2.3.3. Model 3' ün Üçüncü Grubuna Ait Bulgular

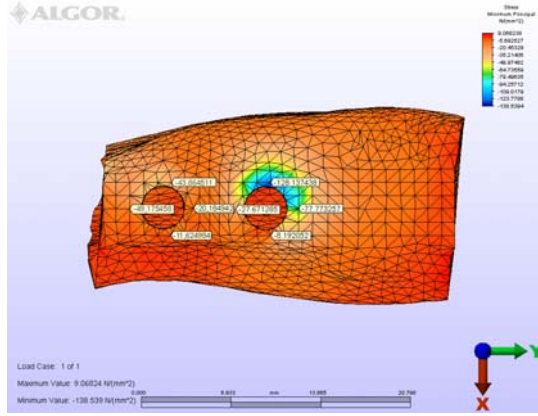
Model 3' ün, üçüncü grubunda (2Ti-Z) iki titanyum implant, üç üyeli zirkonyum (Cercon Smart) alt yapılı distal kantileverli olan simante porselen köprü protezini desteklemektedir. İmplant lokalizasyonları 2PM ve 1M diş bölgeleridir.

- **Von Misses Stres Değerlerine Ait Bulgular**

Oblik kuvvet uygulaması sonucunda titanyum implantlardaki maksimum Von Misses stres değeri 1M implantın bukkal boyun bölgesinde 612,04 MPa ve kortikal kemikte 1M implantın bukkalinde Von Misses değeri 120,99 MPa olarak tespit edilmiştir (Şekil 4-105,4-106).



Şekil 4-105: Model 3' ün üçüncü grubunda oblik yüklemede titanyum implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı



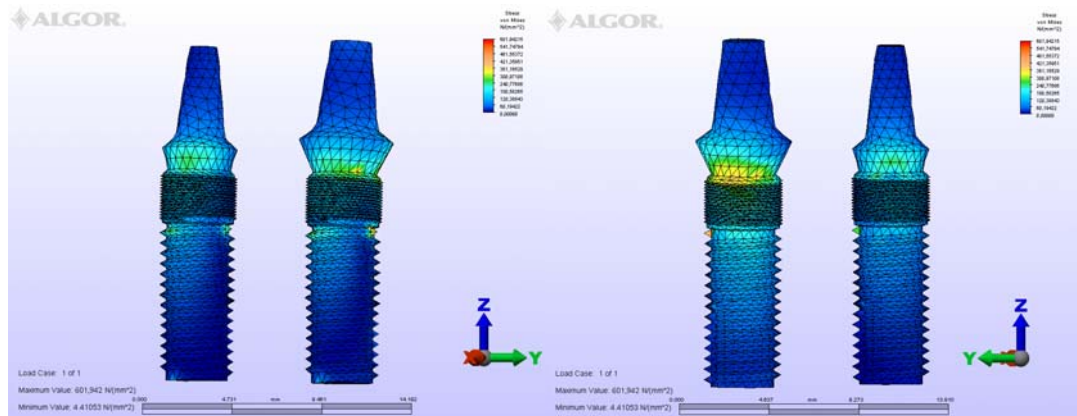
Şekil 4-108: Model 3' ün üçüncü grubunda oblik yükleme ile kortikal kemikte görülen sıkışma stresi değerleri

4.2.3.4. Model 3' ün Dördüncü Grubuna Ait Bulgular

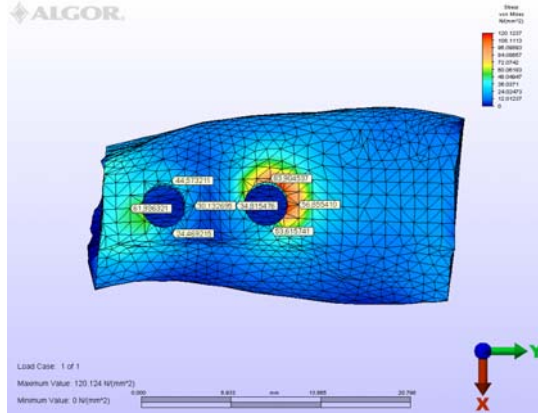
Model 3' ün, dördüncü grubunda (2Zi-Cr-Co) iki zirkonyum implant, üç üyeli Cr-Co alt yapılı distal kantileverli olan olan simante porselen köprü protezini desteklemektedir. İmplant lokalizasyonları 2PM ve 1M diş bölgeleridir

- Von Misses Stres Değerlerine Ait Bulgular**

Oblik kuvvet uygulaması sonucunda zirkonyum implantlardaki maksimum Von Misses stres değeri 1M implantın bukkal boyun bölgesinde 601,94 MPa ve kortikal kemikte 1M implantın bukkalinde Von Misses değeri 83,90 MPa olarak tespit edilmiştir (Şekil 4-109,4-110).



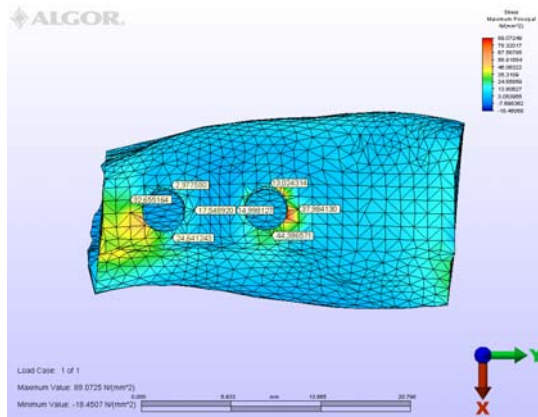
Şekil 4-109: Model 3' ün dördüncü grubunda oblik yüklemede zirkonyum implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı



Şekil 4-110: Model 3' ün dördüncü grubunda oblik yükleme ile kortikal kemikte görülen Von Misses stresi dağılımı

- Gerilme Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

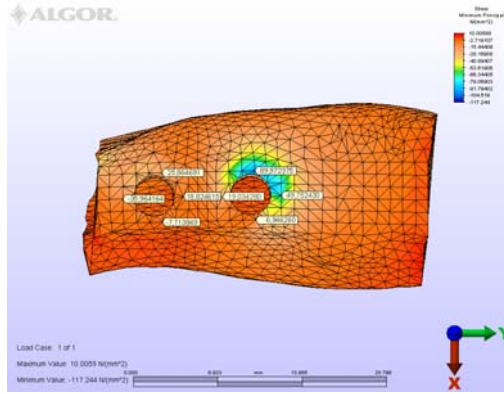
Oblik kuvvet uygulaması sonucu dördüncü grubun, kortikal kemikteki maksimum gerilme stresi değeri 2M implantın lingualinde 44,38 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-111).



Şekil 4-111: Model 3' ün dördüncü grubunda oblik yükleme ile kortikal kemikte görülen gerilme stresi değerleri

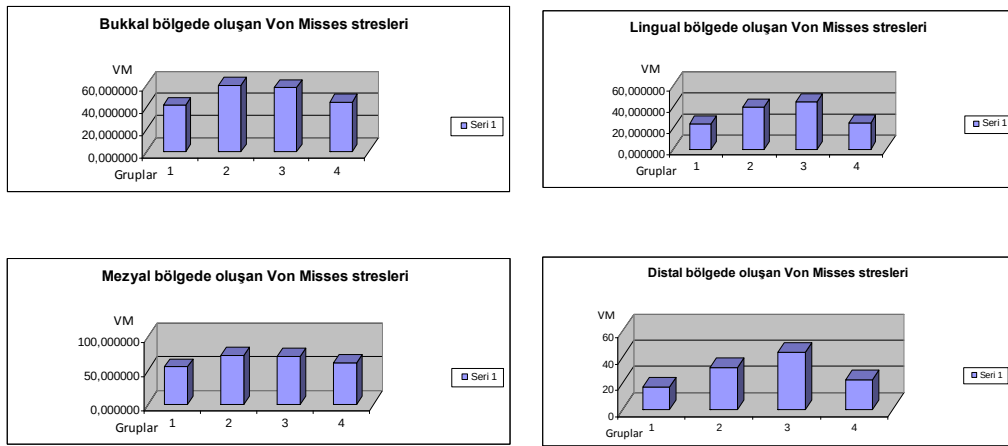
- Sıkışma Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

Oblik kuvvet uygulaması sonucu dördüncü grubun, kortikal kemikteki maksimum sıkışma stres değeri 2M implantın bukkalinde -89,97 MPa olarak tespit edilmiştir (Şekil 4-112).

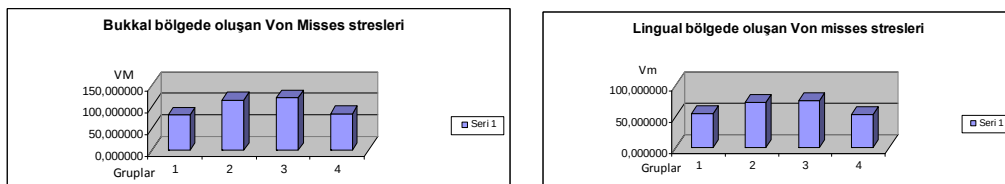


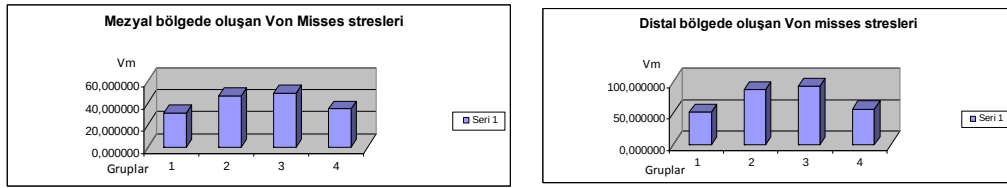
Şekil 4-112: Model 3' ün dördüncü grubunda oblik yükleme ile kortikal kemikte görülen sıkışma stresi değerleri

Model 3' ün gruplarında, oblik kuvvetler sonucu dayanak implantların çevresinde oluşan Von Misses stresi değerleri tablo içindeki grafiklerde görülmektedir (Tablo 4-16,4-17).



Tablo 4-16: Model 3' ün gruplarında, 2PM implant bölgesinde oblik kuvvet sonucu oluşan Von Misses stresi dağılımı





Tablo 4-17: Model 3' ün gruplarında, 1M implant bölgesinde oblik kuvvet sonucu oluşan Von Misses stresi dağılımı

4.2.4. Model 4' ün Gruplarında Elde Edilen Bulgular

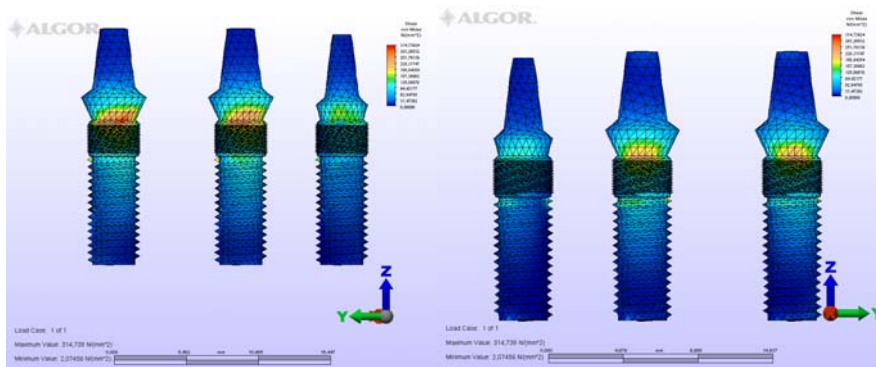
Model 4' ü, üç adet 11 mm' lik titanyum ve zirkonyum implantın desteklediği, tek üyeli Cr-Co ve zirkonyum (Cercon Smart) alt yapıli kuron protezlerine ait dört farklı grup oluşturmaktadır. İmplant lokalizasyonları 2PM, 1M ve 2M olarak alt çene modeline yerleştirilmiştir.

4.2.4.1. Model 4' ün Birinci Grubuna Ait Bulgular

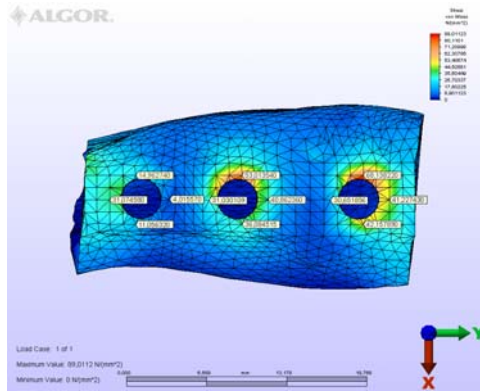
Model 4' ün, birinci grubunda (sTi-Cr-Co) titanyum implantlar, tek üyeli Cr-Co alt yapıli olan simante porselen kuron protezlerini desteklemektedir. İmplant lokalizasyonları 2PM, 1M ve 2M diş bölgeleridir.

• Von Misses Stres Değerlerine Ait Bulgular

Oblik kuvvet uygulaması sonucunda titanyum implantlardaki en yüksek maksimum Von Misses stres değeri 2M implantın post bileşiminin bukkal boyun bölgesinde 314,73 MPa bulunmuştur. Kortikal kemikte sırasıyla, 2M implantın bukkalinde 68,13 MPa, 1M implantın bukkalinde 53,01 MPa, 2PM implantın mezyalinde 31,07 MPa olarak Von Misses değerleri tespit edilmiştir (Şekil 4-113,4-114).



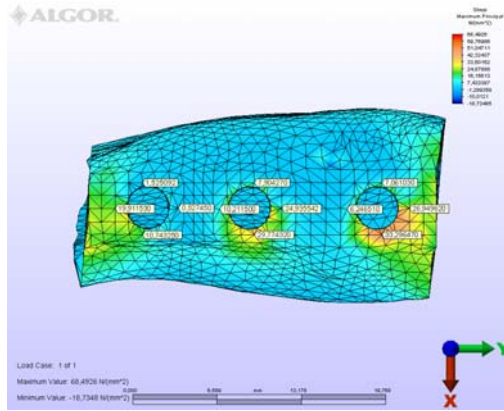
Şekil 4-113: Model 4' ün birinci grubunda oblik yüklemde titanyum implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı



Şekil 4-114: Model 4' ün birinci grubunda oblik yükleme ile kortikal kemikte görülen Von Misses stresi dağılımı

- Gerilme Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

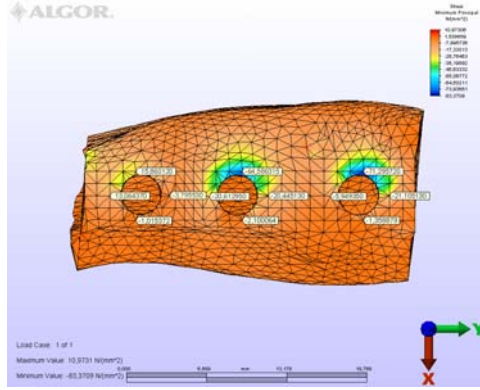
Oblik kuvvet uygulaması sonucu birinci grubun, kortikal kemikteki maksimum gerilme stresi değerleri, 2PM implantın mezyalinde 19,91 MPa, 1M implantın lingualinde 29,77 MPa, 2M implantın lingualinde 33,29 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-115).



Şekil 4-115: Model 4' ün birinci grubunda oblik yükleme ile kortikal kemikte görülen gerilme stresi değerleri

- Sıkışma Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

Oblik kuvvet uygulaması sonucu birinci grubun, kortikal kemikteki maksimum sıkışma stres değerleri, 2PM implantın mezyalinde -15,86 MPa, 1M implantın bukkalinde 64,58 MPa, 2M implantın bukkalinde -71,29 olarak tespit edilmiştir (Şekil 4-116)



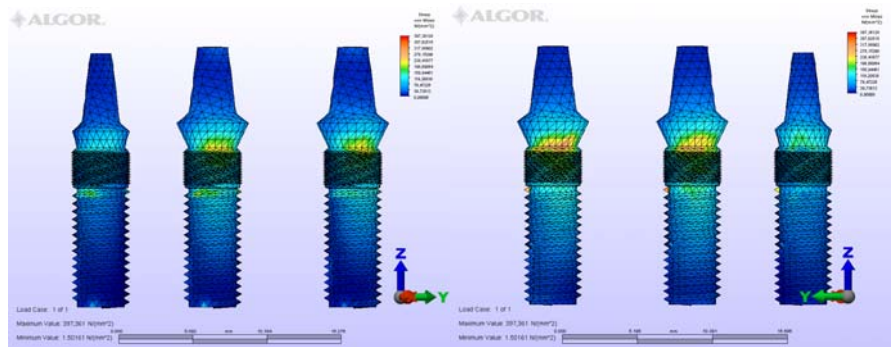
Şekil 4-116: Model 4' ün birinci grubunda oblik yükleme ile kortikal kemikte görülen sıkışma stresi değerleri

4.2.4.2. Model 4' ün İkinci Grubuna Ait Bulgular

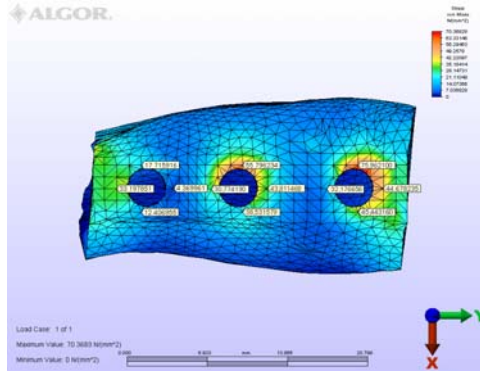
Model 4' ün, ikinci grubunda (sZi-Z) zirkonyum implantlar, tek üyeli zirkonyum (Ceron Smart) alt yapılı olan simante porselen kuron protezlerini desteklemektedir. İmplant lokalizasyonları 2PM, 1M ve 2M diş bölgeleridir.

- **Von Misses Stres Değerlerine Ait Bulgular**

Oblik kuvvet uygulaması sonucunda zirkonyum implantlardaki en yüksek maksimum Von Misses stres değeri 2M implantın post bileşiminin bukkal boyun bölgesinde 397,36 MPa bulunmuştur. Kortikal kemikte sırasıyla, 2M implantın bukkalinde 75,96 MPa, 1M implantın bukkalinde 55,79 MPa, 2PM implantın mezyalinde 33,19 MPa olarak Von Misses değerleri tespit edilmiştir (Şekil 4-117,4-118).



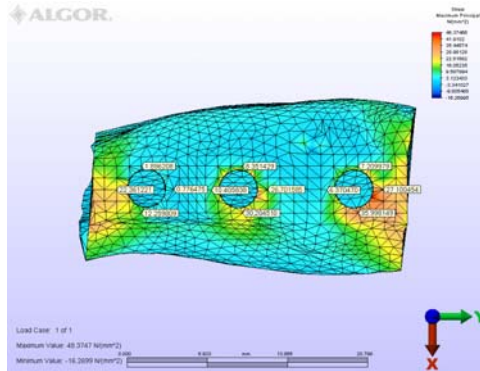
Şekil 4-117: Model 4' ün ikinci grubunda oblik yüklemede zirkonyum implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı



Şekil 4-118: Model 4' ün ikinci grubunda oblik yükleme ile kortikal kemikte görülen Von Misses stresi dağılımı

- **Gerilme Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

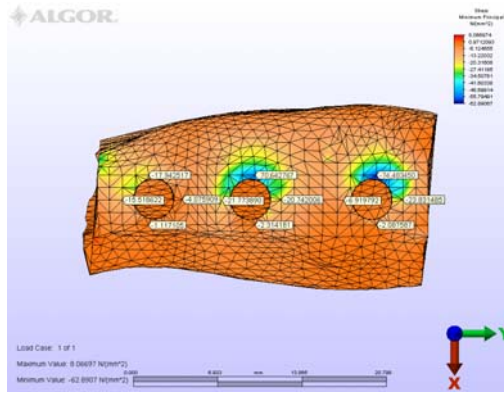
Oblik kuvvet uygulaması sonucu ikinci grubun, kortikal kemikteki maksimum gerilme stresi değerleri, 2PM implantın mezyalinde 22,36 MPa, 1M implantın lingualinde 30,20 MPa, 2M implantın lingualinde 35,99 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-119).



Şekil 4-119: Model 4' ün ikinci grubunda oblik yükleme ile kortikal kemikte görülen gerilme stresi değerleri

- **Sıkışma Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

Oblik kuvvet uygulaması sonucu ikinci grubun, kortikal kemikteki maksimum sıkışma stres değerleri, 2PM implantın bukkalinde -17,94 MPa, 1M implantın bukkalinde 70,64 MPa, 2M implantın bukkalinde -74,48 olarak tespit edilmiştir (Şekil 4-120).



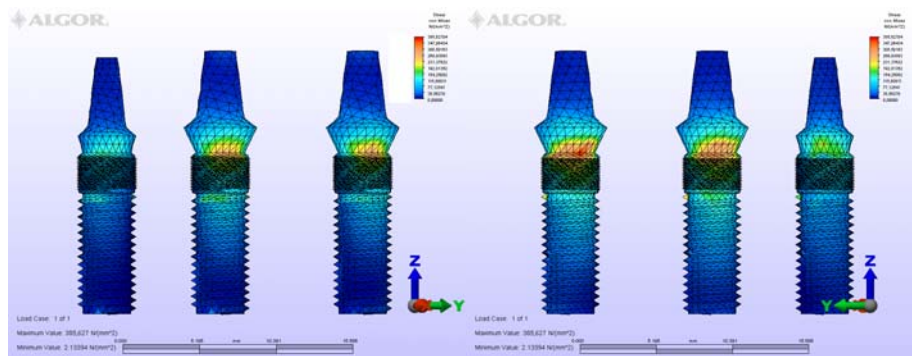
Şekil 4-120: Model 4' ün ikinci grubunda oblik yükleme ile kortikal kemikte görülen sıkışma stresi değerleri

4.2.4.3. Model 4' ün Üçüncü Grubuna Ait Bulgular

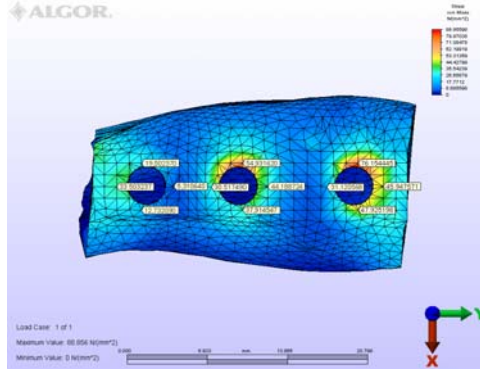
Model 4' ün, üçüncü grubunda (sTi-Z) titanyum implantlar, tek üyeli zirkonyum (Ceron Smart) alt yapıli olan simante porselen kuron protezlerini desteklemektedir. İmplant lokalizasyonları 2PM, 1M ve 2M diş bölgeleridir.

- **Von Misses Stres Değerlerine Ait Bulgular**

Oblik kuvvet uygulaması sonucunda titanyum implantlardaki en yüksek maksimum Von Misses stres değeri 2M implantın post bileşiminin bukkal boyun bölgesinde 385,62 MPa bulunmuştur. Kortikal kemikte sırasıyla, 2M implantın bukkalinde 76,15 MPa, 1M implantın bukkalinde 54,93 MPa, 2PM implantın mezyalinde 33,50 MPa olarak Von Misses değerleri tespit edilmiştir (Şekil 4-121,4-122).



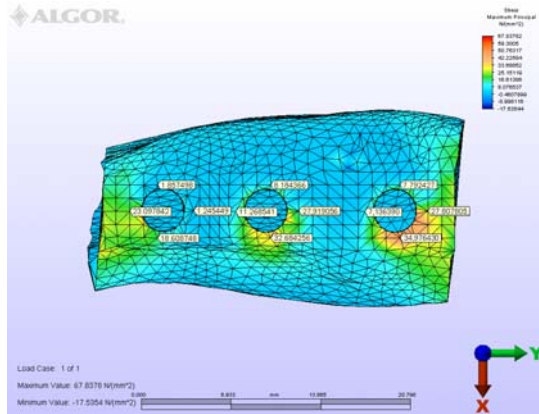
Şekil 4-121: Model 4' ün üçüncü grubunda oblik yüklemede titanyum implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı



Şekil 4-122: Model 4' ün üçüncü grubunda oblik yükleme ile kortikal kemikte görülen Von Mises stresi dağılımı

- Gerilme Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

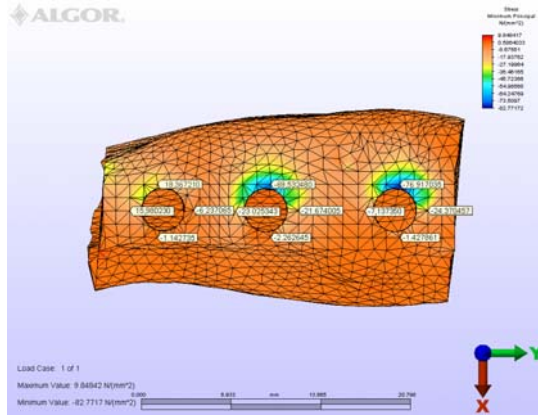
Oblik kuvvet uygulaması sonucu üçüncü grubun, kortikal kemikteki maksimum gerilme stresi değerleri, 2PM implantın mezyalinde 23,09 MPa, 1M implantın lingualinde 32,68 MPa, 2M implantın lingualinde 34,97 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-123).



Şekil 4-123: Model 4' ün üçüncü grubunda oblik yükleme ile kortikal kemikte görülen gerilme stresi değerleri

- Sıkışma Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

Oblik kuvvet uygulaması sonucu üçüncü grubun, kortikal kemikteki maksimum sıkışma stres değerleri, 2PM implantın bukkalinde -18,36 MPa, 1M implantın bukkalinde 69,53 MPa, 2M implantın bukkalinde -76,91 olarak tespit edilmiştir (Şekil 4-124).



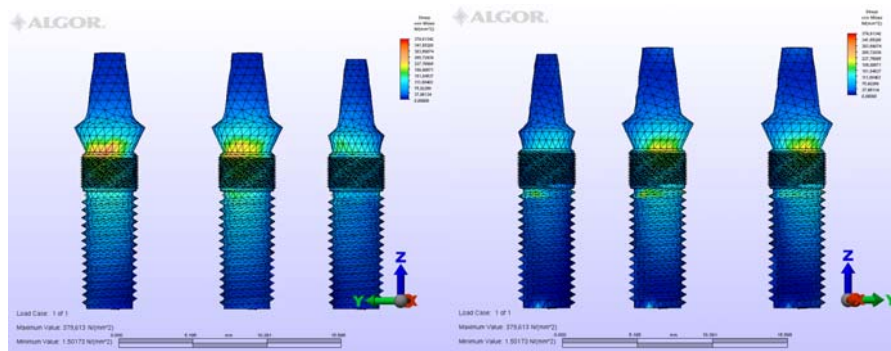
Şekil 4-124: Model 4' ün üçüncü grubunda oblik yükleme ile kortikal kemikte görülen sıkışma stresi değerleri

4.2.4.4. Model 4' ün Dördüncü Grubuna Ait Bulgular

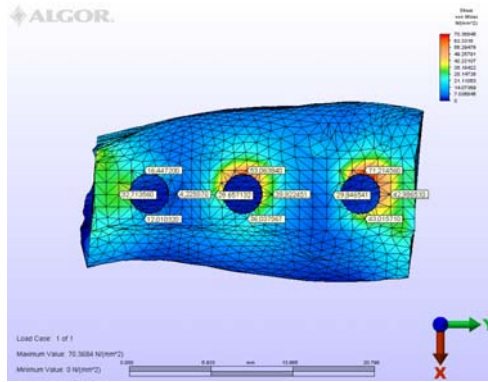
Model 4' ün, dördüncü grubunda (sZi-Cr-Co) zirkonyum implantlar, tek üyeli Cr-Co alt yapılı olan simante porselen kuron protezlerini desteklemektedir. İmplant lokalizasyonları 2PM, 1M ve 2M diş bölgeleridir.

- **Von Misses Stres Değerlerine Ait Bulgular**

Oblik kuvvet uygulaması sonucunda zirkonyum implantlardaki en yüksek maksimum Von Misses stres değeri 2M implantın post bileşiminin bukkal boyun bölgesinde 379,61 MPa bulunmuştur. Kortikal kemikte sırasıyla, 2M implantın bukkalinde 71,21 MPa, 1M implantın bukkalinde 53,06 MPa, 2PM implantın mezyalinde 32,71 MPa olarak Von Misses değerleri tespit edilmiştir (Şekil 4-125,4-126).



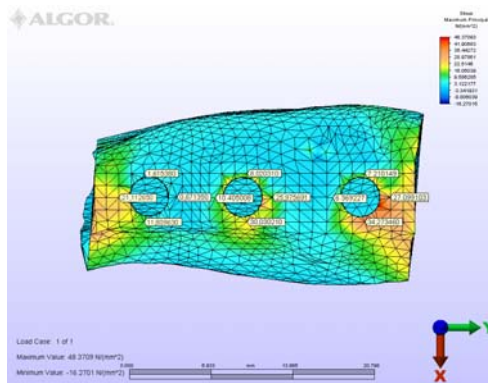
Şekil 4-125: Model 4' ün dördüncü grubunda oblik yüklemde zirkonyum implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı



Şekil 4-126: Model 4' ün dördüncü grubunda oblik yükleme ile kortikal kemikte görülen Von Misses stresi dağılımı

- Gerilme Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

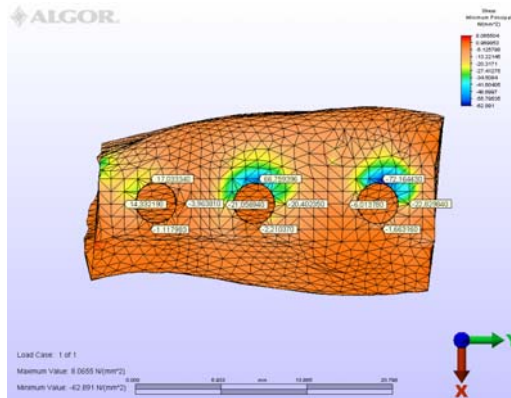
Oblik kuvvet uygulaması sonucu dördüncü grubun, kortikal kemikteki maksimum gerilme stresi değerleri, 2PM implantın mezyalinde 21,11 MPa, 1M implantın lingualinde 30,03 MPa, 2M implantın lingualinde 34,27 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-127).



Şekil 4-127: Model 4' ün dördüncü grubunda oblik yükleme ile kortikal kemikte görülen gerilme stresi değerleri

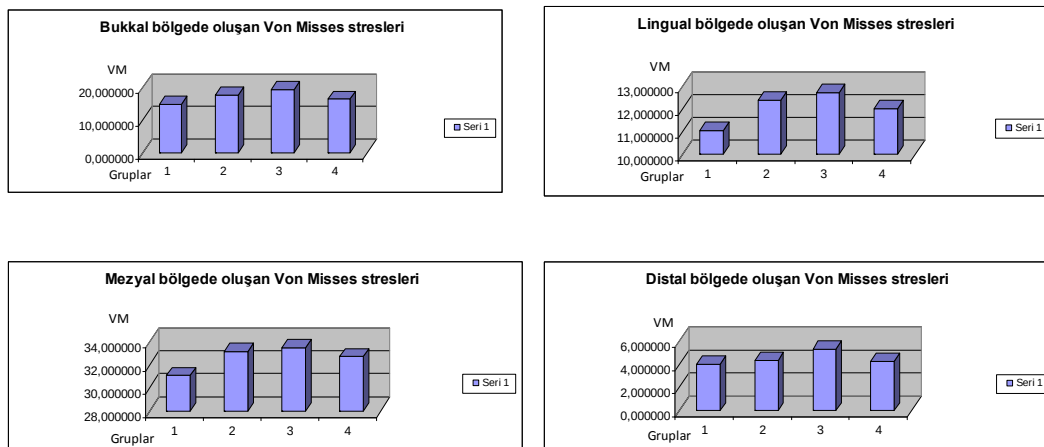
- Sıkışma Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

Oblik kuvvet uygulaması sonucu dördüncü grubun, kortikal kemikteki maksimum sıkışma stres değerleri, 2PM implantın bukkalinde -17,03 MPa, 1M implantın bukkalinde 66,75 MPa, 2M implantın bukkalinde -72,16 olarak tespit edilmiştir (Şekil 4-128).

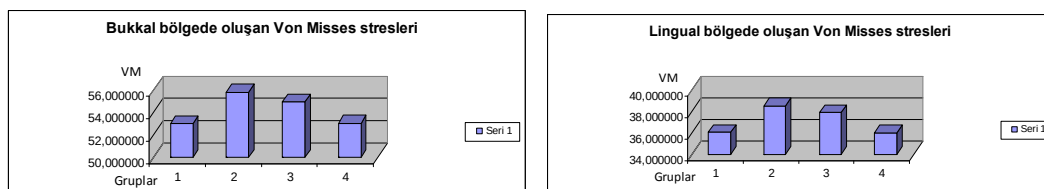


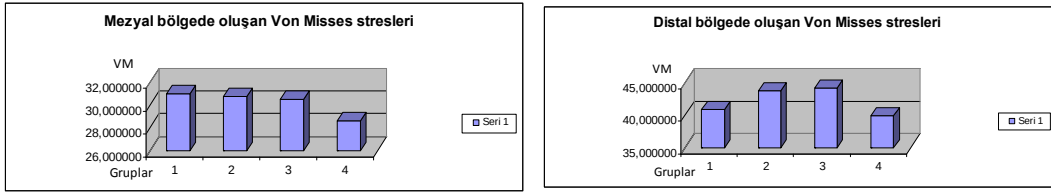
Şekil 4-128: Model 4' ün dördüncü grubunda oblik yükleme ile kortikal kemikte görülen sıkışma stresi değerleri

Model 4' ün gruplarında, oblik kuvvetler sonucu dayanak implantların çevresinde oluşan Von Misses stresi değerleri tablo içindeki grafiklerde görülmektedir (Tablo 4-18,4-19,4-20).

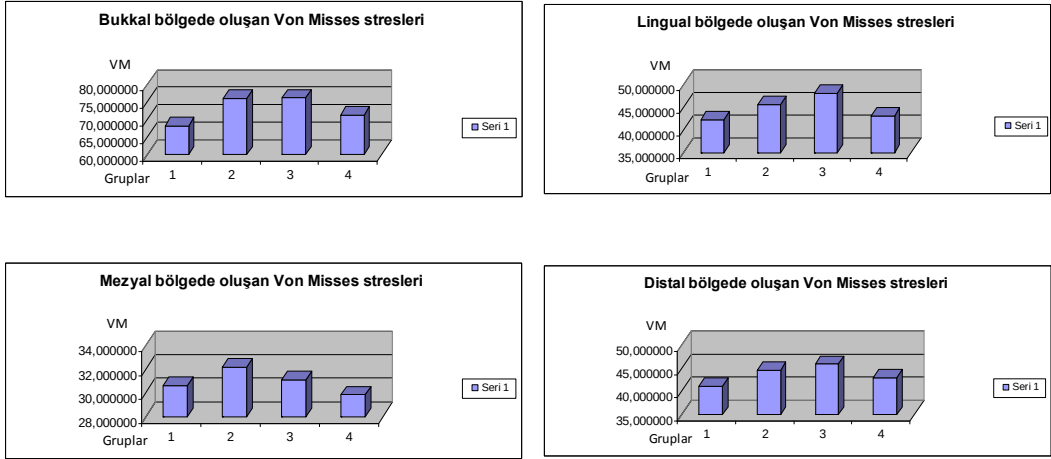


Tablo 4-18: Model 4' ün gruplarında, 2PM implant bölgesinde oblik kuvvet sonucu oluşan Von Misses stresi dağılımı





Tablo 4-19: Model 4' ün gruplarında, 1M implant bölgesinde oblik kuvvet sonucu oluşan Von Misses stresi dağılımı



Tablo 4-20: Model 4' ün gruplarında, 2M implant bölgesinde oblik kuvvet sonucu oluşan Von Misses stresi dağılımı

5. TARTIŞMA

Çalışmamızın amacı farklı implant materyalleri ve lokalizasyonları, farklı üst yapı materyalleri ve tiplerinin alt çene kemiğinde oluşturacağı stres değerlerinin karşılaştırılmasıdır. Sonlu elemanlar analizi çalışmaları, metal ve seramik materyallerinin başarısı hakkında bilgi vermek için sıkça başvurulmuş bir yöntemdir. Bu yüzden kullanacağımız ve uygulayacağımız materyal ve metod gerçeğe uygun olmalıdır. Sonlu elemanlar analizinin en önemli avantajı çok kısa sürede yapılabilmesi, tekrar edilebilmesi ve parametrelerinin standardize edilebilmesidir (20,21,22,23,24).

Seramik restorasyonların günümüz diş hekimliğinde metal ve metal destekli protezlerin yerine kullanımı gittikçe artmaktadır. Metal destekli restorasyonların başarısına benzer oranlarda olduğu araştırmacılar tarafından tespit edilmiştir (10,12). Aynı zamanda implant üstü sabit protetik restorasyonlarda, kullanılan seramik içerikli postlar başarı ile kullanılmaktadır (139). Klinikte, titanyum implantların ön bölgede ince fenotipteki dişetine sahip bireylerin rehabilitasyonunda, yansıyan grimsi görüntüsü dezavantaj olmaktadır (112,117,133). Bunun sonucu estetiğin ön planda olduğu vakaların tedavisinde hasta ve hekim açısından tatminkar sonuçlar elde edilememektedir.

Yapılan titanyum ve zirkonyum implantların osseointegrasyon oranlarının benzer bulunması, implant materyali olarak kullanılabileceğini kanıtlamıştır (133, 139). Rochietta ve ark. tavşan femurlarına çift taraflı olarak üç farklı yüzey özelliğinde zirkonyum implantları ve kontrol grubu olarak da asitle pürüzlendirilmiş titanyum implantları yerleştirmişlerdir. Histolojik kesitler ve tork değer testleri için, üçüncü haftada hayvanlar eks edilmiştir. Çalışma 16 tavşan ve 110 implant üzerinden gerçekleştirilmiştir. Histolojik kesitlerde ve geri çevirme tork değerleri arasında farklı yüzeye sahip zirkonyum ve titanyum implantlar arasında anlamlı fark tespit etmemişlerdir (309). Biyo-uyumu yapılan çalışmalar ile kanıtlanan zirkonyum materyalinin, estetiğin önemli olduğu ön bölgede zirkonyum implant kullanımı cazip hale gelmektedir (209,210,212). Zirkonyumun mekanik ve yüzey özellikleri konusundaki çelişkiler nedeniyle osseointegrasyon süreci ve uzun dönem başarısı üzerine etkileri tam olarak aydınlatılamamıştır (203, 204, 206).

Klinik çalışmalar sonucunda kemik rezorpsiyonun en yoğun olduğu bölge implantın boyun bölgesi olarak tespit edilmiştir. Rezorpsiyonun etken faktörünün anlaşılabilmesi amacıyla, araştırmacılar farklı hipotezler ortaya atmıştır. Yapılan hayvan çalışmaları ve klinik çalışmalar sonucunda, aşırı okluzal kuvvetlerin varlığında kemik rezorpsiyonunun artacağı bunun sonucu olarak da implant kayıplarının oluşabileceği belirtilmiştir (3,268,270) Çalışmamızda okluzal yüklerin yoğun olduğu serbest sonlanan mandibulada, farklı implant ve üst yapı materyallerine gelen çiğneme kuvvetlerinin kemikte oluşturduğu stres değerleri karşılaştırılmıştır.

Uzun dönemde başarılı sonuçların elde edilmesi ile implant uygulamaları günümüzde yaygınlaşmıştır. Kullanılan implant ve üst yapı materyallerine bağlı olarak kemik üzerinde oluşabilecek olumsuz etkenlerin önlenbilmesine yönelik çalışmalar yoğunlaşmıştır. İyileşme dönemini komplikasyonsuz geçirerek protez uygulaması yapılan implantların başarısızlığında en önemli neden, ağız ortamındaki biyomekanik kavramların ve materyal özelliklerinin tam olarak anlaşılabilmesidir (270). Çene kemiği ve implant-kemik ara yüzü değişken yapılardır. Kemik içindeki implant ve üst yapıların ağız içinde bulunduğu sürece farklı biyomekanik ve fizyolojik etkilere maruz kaldığı, bu sebepten dolayı oluşan değişimlerin implant uygulamalarındaki başarıyı olumsuz etkileyebildiği bildirilmektedir (271). Bu sebeple, günümüzde bu alanda yapılan çalışmalar biyomekanik kavramlar üzerinde yoğunlaşmıştır.

Yapılan çalışmalarda osseointegrasyonun ve uzun dönem başarısının implant boyun bölgesindeki krestal kemik seviyesinin korunmasına bağlı olduğu gözlenmiştir. İmplant tedavilerinde krestal kemiğin korunması, biyolojik olarak uyumlu ve okluzal kuvvetleri dengeli bir şekilde krestal bölgedeki kemiğe iletebilecek uygun materyal seçimine bağlıdır (25). Çalışmamızda okluzal kuvvetler ve yüzeyler yapılan çalışmalar rehber alınarak belirlenmiştir.

Bu nedenle komplikasyonsuz cerrahi uygulaması sonrası, ideal implant materyali ve uygun protez materyali kullanılmalı, doğru bir planlama yapılmalı, sonrasında ağızda oluşan okluzal kuvvetlerin etkileri dikkate alınmalıdır. Yerleştirilen implant ve kullanılan protez materyalinin okluzal yüklere maruz kaldığında, oluşan gerilimlerin biyolojik dokular tarafından nasıl karşılandıklarının belirlenmesinin, implant destekli tedavi planlamasında en önemli yol gösterici olacağı düşünülmektedir. Bu amaçla gerilim analiz yöntemleri bir çok çalışmada kullanılmıştır (51).

İmplant destekli protezlere bağı olarak kemikte dağılan stresi değerlendirmek amacıyla iki ve üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemleri kullanılmıştır. Literatürde iki boyutlu yerine üç boyutlu sonlu elemanlar analizinin kemikteki üçüncü boyutta oluşabilecek gerilim dağılımını gerçeğe daha yakın olarak verebileceği bildirilmiştir (273). Bu yüzden çalışmamızda farklı materyalden yapılmış üst yapı ve implantların çevresindeki kemik dokusunda meydana gelen gerilimlerin tespit edilmesinde daha detaylı bir yöntem olan üç boyutlu sonlu elemanlar gerilme analiz yöntemi tercih edilmiştir.

Sonlu elemanlar analizi yönteminde malzeme özellikleri, modelin sınır koşulları, ara yüz tanımlamaları ve modelin gerçek yapıya benzerliği, sonuçları etkileyen faktörlerdir. Matematiksel modeller ile bilgisayar kullanılarak çözümleme yapılabileceği gibi kontrol mekanizması da hassas sonuçlar elde edilmesini sağlar. Ancak analizde gerçek cismin ya da fenomenin matematiksel modelleri kullanıldığından dolayı doğal davranışın bütün detayları tam olarak belirlenemez (274).

Bunun yanında kolaylıkla test koşulları, parametreler ve geometri değiştirilebilir ve istenilen bir zamanda test tekrarlanabilir. Matematiksel modellerle yapılan testlerle sağlanabilen bu avantajların, in vivo testlerde elde edilmesi imkansızdır. Bu nedenle test edilmiş ve doğruluğu kanıtlanmış matematiksel modeller kullanılarak yapılan analizler, materyal ya da restorasyon dizaynının incelenmesinde kullanışlı bir yöntemdir (274).

İki boyutlu olan analizler, basit yapılar için daha uygundur (275). Dijital görüntüleme tekniklerindeki, bilgisayar programlarındaki ve hesaplamalarındaki ilerlemeler sonlu elemanlar stres analizi ile biyolojik dokuların üç boyutlu olarak daha iyi değerlendirilmesini sağlamıştır (276). İki boyutlu sistemlerde, düzlemin dışındaki deformasyonlar, gerilim ve gerinimler önemsizdir. Bu durum maliyeti azaltır, ancak daha fazla hataya neden olur (276). Dental implantlarda çiğneme kuvvetinin simetrik olmayan yüklemesinin etkisini değerlendirmek için üç boyutlu modellemenin kullanılması iki boyutlu modellemeye göre daha iyi bir klinik gerçeklik sağlamaktadır (265).

Literatürde kemik modellemesi farklı şekillerde yapılmıştır. Wang, 42 mm uzunluğunda, 11 mm genişliğinde ve 21 mm yüksekliğinde kemik bloğu kullanmış, kortikal kemik kalınlığını 2 mm olarak belirlemiştir (142,177). Bir diğer çalışmada 23,4

mm yüksekliğinde, 12,8 mm genişliğinde ve 9 mm kalınlığında kemik bloğu ve 1,3 mm kalınlığında kortikal kemik modellenmiştir (176). Birbirinden farklı kemik boyutlarına sahip çok sayıda çalışma vardır (277,278). Bu çalışmaların hepsinin ortak özelliği tüm mandibula yerine sadece implantlar ve implantları çevreleyen kemik dokusunun modellenmesidir. Böylece ihmal edilebilir düzeyde kuvvet iletimi olan bölgeler modellenmemiş olur, asıl ilgilenilen kısımda ise ayrıntılı modelleme işlemi yapılarak eleman ve düğüm sayısı arttırılabilir. Teixeira, modelleme aşamasında implanttan 4,2 mm'den uzağa yapılan kemik modellemelerinin sonlu elemanlar stres analizi sonuçlarını anlamlı olarak etkilemediğini göstermiştir (279). Bu nedenlerden dolayı istenilen bölgenin gerçek anatomik yapısının elde edilebilmesi açısından alt çenenin tamamının katı modeli oluşturulduktan sonra çalışmamızda yalnızca implant alanları ve üst yapılarını içeren bölgenin modellenmesi tercih edildi. Bu yöntemin, anatomik yapıların birebir olarak simüle edilebilmesinden dolayı klinik koşulları daha doğru şekilde yansıttığı düşünülmektedir.

Yapılan literatür araştırmaları sonlu elemanlar gerilme analizi metodunun kırılğan vernik, strain gauge ve fotoelastik gerilme analizi gibi deneysel metodlara göre daha avantajlı olduğunu göstermiştir (261). Kırılğan vernik metodunda sayısal değerler elde edilememesi, fotoelastik gerilme analizi metodunda incelenecek olan modellerin yapıldığı materyalin özelliklerinin gerçeğe uygun olmaması, strain gauge metodunda ise sadece gaugelerin yapıştırıldığı bölgelerde ölçüm yapılabilmesi gibi olumsuz özellikler, sonlu elemanlar gerilme analiz metodunu diğer metodlara kıyasla üstün hale getirmektedir (280).

Sonlu elemanlar analizi yönteminin güvenilirliğini etkileyen önemli bir faktör eleman ve düğüm noktası sayısıdır. Sayı arttıkça elde edilen sonuçların doğruluğu da artmakta, sayı azaldıkça çok daha genel bilgiler elde edilmektedir. Bununla birlikte, eleman ve düğüm noktası sayısı arttıkça analiz süresi de uzamaktadır. Bu nedenle yapılan çalışmaların pek çoğunda eleman ve düğüm noktası sayısı sınırlı tutulmuştur (96,51). Çalışmamızda kullanılan modellerde ortalama 430000 eleman ve 75000'in üzerinde düğüm noktası mevcuttur. Bu sayılar, sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak yapılan çalışmaların büyük çoğunluğunda kullanılan eleman ve düğüm noktası sayısının çok üzerindedir (51,95).

Sonlu elemanlar metodu ile sabit köprü, implantlar ve destek kemiğin her bölgesinde gerilim bölgelerinin ve sayısal değerlerinin hesaplanması mümkündür. Çalışmamızda farklı malzeme özelliklerinin doğru verilmesi ile kemik, implantlar ve sabit köprü tiplerinin mümkün olduğunca gerçeğe yakın simülasyonu sağlanabilmektedir (281). Sato ve ark. (282) sonlu elemanlar analizinde kullanılabilecek gerçeğe uygun modellerin elde edilmesi üzerine çalışmışlardır. Çalışmalarında eleman boyutlarının 300-600 μm arasında seçilmesi, modellemede ve bilgisayar hesaplama süresi için uygun olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmamızda modellerde kullanılan eleman boyutları 173-300 μm arasında değişmektedir.

İmplant ile kemik ilişkisinde kortikal kemiğin çok önemli olduğu belirtilmiştir. Doğal dişin mikro hareketliliği nedeniyle okluzal kuvvet sonucu oluşan gerilimlerin periodonsiyum boyunca kök çevresindeki alveol kemiğinde dağıldığı, implantta ise gerilimlerin boyun bölgesindeki kortikal kemikte yoğunlaştığı bilinmektedir. Ayrıca kortikal kemiğin elastiklik modülü trabeküler kemikten daha düşüktür. Dolayısıyla teorik olarak, başarısızlık oluşacağında implanttan ziyade kortikal kemikte veya implant ile olan bağlantısında oluşması daha kuvvetli bir olasılıktır (71). Buna bağlı olarak çalışmada hem kuvvet dağılımının daha etkili olabilmesi için protez yapısında, hem de gerilimlerin yoğun olacağı düşünülen krestal kemik bölgelerinde oldukça yüksek sayıda eleman kullanılması analizin doğruluğu açısından tercih edilmiştir.

Sonlu elemanlar metodunun planlama aşamasında, ağız ortamındaki kuvvet dağılımını sağlamak amacıyla dikey, horizontal ve oblik kuvvetler verilerek gerçekçi sonuçlar elde edilebilmektedir (283). Okluzal yüzeyin tasarımı stres dağılımını etkileyebildiği için yükleme noktaları fonksiyon esnasında alt dişlerin temas ettiği yerler olarak seçilmektedir (43).

Dental implantlara sonlu elemanlar stres analizi uygulanırken sadece aksiyel ve horizontal yükler göz önüne alınmamalı, oblik yükler de düşünülmelidir. Gerçekte çiğneme esnasındaki kuvvetler dinamiktir ve okluzal yüzeye oblik olarak gelir. Oblik yükler okluzal kuvvetleri daha iyi yansıtır (284). Bu amaçla çalışmamızda dikey ve 30° lik oblik yük uygulaması tercih edilmiştir. Çalışmamızda uygulanan okluzal kuvvetler bukkal sırtlara, santral ve distal fossalara uygulanmıştır (43). Dişlerde görülen farklı geometrik oluşumlar yük dağılımında etkili olabilmektedir. Bu nedenle

çalışmamızda modellenen diş geometrisi gerçek morfolojiyi ayrıntısıyla yansıtamayabilir.

Sonlu elemanlar analizi ile yapılan çalışmalardaki en önemli dezavantaj, doğal yapıların taklit edilebilmesi amacıyla ağız içinde büyük değişiklikler gösterebilen bir takım faktörlerin sabit olarak kabul edilmesi zorunluluğudur (285). Çalışmamızda alt çene kemiği, homojen, izotropik ve lineer elastisiteye sahip bir yapı olarak kabul edilmiştir. Oysa alt çene kemiği transversal yönde izotropiktir ve homojen olmayan bir yapıdır (285). Model oluşturma amacıyla kullanılan tomografik görüntülerde kortikal kemik kalınlığı kemiğin değişik bölgelerinde 1 ve 3 mm arasında değişiklik göstermektedir (47).

Literatürde posterior mandibulada sabit protezler üzerinde yapılan sonlu eleman analizlerinde en yüksek stres değerleri özellikle oblik kuvvetler altında, kortikal kemik tabakasında gözlemlenmiştir. Çalışmamızda oblik kuvvet uygulanması ile, kemik bölgesinin kortikal tabakasındaki stres değerleri, dikey kuvvetlere oranla daha yüksek tespit edilmiştir. (286,287).

Akagawa ve ark. çalışmasında implantın bütün yüzeyleri için toplam kemik temas alanı % 68,8 olarak alınarak yeni bir sonlu elemanlar stres analiz modeli oluşturulmuş ve yük altında stresin kortikal ve trabeküler kemiğe uniform olarak dağıldığı görülmüştür. İmplant makro ve mikro geometrisinin değişmesi ya da kişisel özellikler gibi faktörler kemik temas miktarını etkiler ve değiştirir (288,289,290,291). Piattelli ve ark. (292) implant-kemik temas oranını % 60 olarak belirlemişlerdir. Degidi ve ark. (293) ise asitle pürüzlendirilmiş yüzeye sahip implantlarda % 61,3' lük kemik teması tespit etmişlerdir. Wilson ve ark. (294) implant yerleştirilecek bölgedeki periodontal defekt boyutunun oluşan kemik-implant temas miktarını etkilediğini bildirmişlerdir. Steigenga ve ark.'nın (295) çalışmasında implant makro dizaynı, Hure ve ark. (296) ise farklı yüzeylere sahip iki implantı incelemişler ve kemik-implant temas yüzdesi açısından ikisi arasında önemli bir fark olmadığını bulmuşlardır. Dolayısıyla kemik-implant teması birçok faktörden etkilenmektedir ve araştırma sonuçları farklılık göstermektedir. Öte yandan Papavasiliou ve ark. (297) üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi ile implant etrafındaki 4 farklı kemik temas miktarını değerlendirmişler ve bütün modellerde en yüksek streslerin kortikal kemikte oluştuğunu

bildirmişlerdir. Miyata ve ark. (298) ve İsidor (40) maymunlarda yaptıkları in vivo çalışmalarda aşırı okluzal yüklerin kortikal kemikte kayıplara yol açtığını görmüşlerdir.

Doğada bulunan hiçbir malzeme % 100 homojen ve izotropik değildir ve organik maddelerin canlı sistem içinde homojen ve izotropik olması beklenemez. Bir organizmaya ait her hangi bir dokunun iç yapısı ve izotropisi belli sınırlar içerisinde sayılamayacak kadar çok etken ile değişebilmektedir. Sonlu elemanlar stres analizi modelleri çoğunlukla peri-implant dokuyu doğru şekilde yansıtmazlar. İmplantların çevresinde normalde porlar içeren trabeküler kemik bulunduğu için implant-kemik teması % 100 değildir. Yapılan histolojik ve histomorfometrik çalışmalarda implant kemik temas oranları ortalama % 41 ile % 69 arasında tespit edilmiştir (299).

Kortikal kemikteki bu farklılıkların hazırladığımız modele birebir olarak aktarılması teknik olarak mümkün olmadığından kortikal kemik kalınlığı her tarafta ortalama 1,5 mm kabul edilmiştir. Buna bağlı olarak çalışmamızdan elde edilen sonuçlar değerlendirilirken kortikal kemik kalınlığı arttığında kemikte oluşacak gerilimlerin azalacağı, kalınlık azaldığında ise gerilimlerin artacağı göz ardı edilmemelidir. Buna ilave olarak implantların % 100 oranında osseointegre olduğu düşünülmüştür. Oysa histolojik veriler % 100 kemik-implant birleşiminin olmadığını göstermektedir (279). Bu yüzden diğer çalışmalarda olduğu gibi bu çalışmada da sonlu elemanlar metodunun, yöntemine ait bir takım kısıtlamaları olduğu kabul edilmelidir.

Çalışmamızda trabeküler peri-implant kemik morfolojisi göz ardı edildi ve %100 kemik teması olduğu varsayılarak sadece elastisite modülü değiştirildi (spongiöz kemik, kortikal kemikten 10 kat daha küçük olarak alındı). Bu durum stresin alveolar krette yoğunlaşmış olarak bulunması sonucunu doğurabilir. Bu durumda malzemenin homojen ve izotrop olduğu düşünülüp, ortalama değerler kullanmak in vitro deney sonuçlarının gerçeğe yaklaşımını engellemeyecektir (143). Bu nedenle çalışmamızda kullanılan modellerde kortikal ve trabeküler kemikler homojen ve izotropik olarak değerlendirilmiştir. (300).

Çalışmamızda elde edilen stres değerleri, seçilen farklı materyallerin özellikleri nedeniyle değişkenlik göstermektedir. Modellenen kırılma özellikteki alt çene kemik bloğunun değerlendirilmesinde, gerilme ve sıkışma (Max Asal Stres ve Min asal Stres) streslerinden yararlanılmıştır. Titanyum, Cr-Co ve zirkonyum biçimlendirilebilir ve dövülebilir materyallerde daha güvenli sonuç veren Von Misses Stres değerleri

kullanılmıştır. Von Misess Stres değerleri bileşke stres değerleridir. Yapı içerisinde stresin yoğunlaştığı yerleri gösterirken stresin gerilme veya sıkışma olduğu hakkında fikir vermemektedir (284).

Alt çenede diş çekimini takiben ortaya çıkan kemik rezorpsiyonunun ilk aşaması kemiğin bukko-lingual genişliğinin lingual yönde azalmasıdır. Buna bağlı olarak kemikte meydana gelen açılanma bazı durumlarda implantların idealin dışında açılı olarak yerleştirilmesini zorunlu kılar. Buna ilave olarak posterior bölgede submandibular fossa gibi anatomik oluşumlar implantların açılı olarak yerleştirilmesine neden olabilir (25). Doğal posterior dişlerin ark üzerinde bukko-lingual yöndeki açılanmaları incelendiğinde 1. küçük azı dişinin okluzal düzleme dik olduğu, 2. küçük azı dişinden itibaren ise arkaya doğru gidildikçe artacak şekilde lingual yönde bir açılanmanın söz konusu olduğu anlaşılmaktadır (301). Çalışmamızda implant açılanmasının kemik üzerinde oluşan gerilimlere etkisinin incelenmesi amaçlanmadığından yukarıda sayılan bu faktörler göz önüne alınmayıp implantlar ideal kemik koşullarında olduğu gibi çene kemiğine dik olacak şekilde yerleştirilmiştir.

Sonlu elemanlar yönteminde kullanılacak matematiksel modelde gerçek cismin tamamının mı yoksa yalnızca çalışılacak bölgenin mi modellenmesi gerekliliği tam olarak açıklanmamıştır. Bu konunun aydınlatılması amacı ile Meijer ve ark.'nın yaptığı çalışmada, alt çenenin tamamının kullanıldığı üç boyutlu, sadece mental foramenler arası bölgenin üç boyutlu ve yalnızca mental foramenler arası bölgenin oluşturduğu iki boyutlu modellerden oluşan, 4 farklı matematiksel model kullanılmıştır (284). Stres analizi sonrasında mental foramenler arası bölgenin kullanıldığı üç boyutlu modelin yeterli olduğunu ve benzer çalışmalarda alt çenenin tamamının modellenmesi yerine çalışılacak olan bölgenin daha detaylı modellenmesinin daha az zaman alıcı ve daha kolay olması nedeniyle yeterli olacağını bildirmişlerdir.

Sonlu elemanlar yönteminin kullanıldığı ve alt çenenin tamamının veya yarısının modellendiği çalışmalarda, sınır koşulu olarak çiğneme kaslarının bağlantı bölgelerinden modelin sabitlenmesi tercih edilmiştir (147). Bütün çiğneme kaslarının kullanılarak hazırlanan sınır koşulu daha gerçekçi sonuçlar verse de, bu durum modelleme ve hesaplama zamanının uzamasına neden olacaktır. Bu nedenlerden dolayı çalışmamızda sadece ilgili bölgeye bağlanan kaslar düşünülerek sınır koşulları hazırlandı.

Sonlu elemanlar yönteminde çözümlerin alınmasındaki zamanın kısaltılması açısından, model geometrilerinde bazı basitleştirmelere gidilmesi, bu tip çalışmaların pek çoğunda uygulanan bir yöntemdir (302-304). Ancak yapılan bu basitleştirmeler elde edilecek sonuçların doğruluğunu olumsuz yönde etkileyebileceğinden, çalışmamızda farklı materyallerden yapılmış implant ve üç üyeli sabit bölümlü protez çeşitleri dahil bütün öğeler geometrik olarak gerçeğe uygun şekilde hazırlanmıştır.

Çalışmamızda genel bilgiler kısmında detaylı olarak anlatıldığı üzere krestal kemik rezorpsiyonu implantların uzunluğu, genişliği, yüzey şekli, kemik yoğunluğu gibi çok sayıda faktörün etkisi altındadır. Meijer ve ark. (46,47) iki boyutlu sonlu elemanlar gerilme analizi yardımıyla gerçekleştirdikleri çalışmada alt çenede farklı implant uzunluklarının gerilim dağılımına etkisini incelemişler ve implant uzunluğunun kemik üzerindeki gerilim oluşumunda anlamlı bir etkiye sahip olmadığı sonucuna varmışlardır. Benzer şekilde Sertgöz ve ark. (305) üç boyutlu gerilme analiziyle yaptıkları çalışmada maksimum Von-Mises gerilimlerinin implant uzunluğuna bağlı olarak değişmediğini belirtmişlerdir. Yapılan çalışmalar sonucunda, implant uzunluğunun krestal kemik kaybında önemli bir etken olmadığı belirtilmiştir. Herşeye rağmen implant uzunluğu yeterli primer stabilitenin elde edilmesinde ve implantın tork kuvvetlerine karşı yeterli dirence sahip olmasında etkili bir faktördür (274,276). Mejer ve ark. iki boyutlu sonlu elemanlar analizinde farklı boyda implant ve kemik yüksekliği kullanarak implant boyunun strese etkisini incelemişlerdir. Sonuç olarak uygulanan 100 N' luk çiğneme kuvveti altında uzun ve kısa implantlar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır (306). Stegaroiu ve ark. 2 destekli ve 3 destekli köprülerin kemikte oluşturdukları stresleri incelemişler ve iki destekli köprü kullanımında stres oluşumunun daha fazla olduğunu bulmuşlardır (49). Çiğneme kuvvetlerinin oluşturduğu streslerin karşılanabilmesi için posterior bölgede minimum implant çapının 4 mm olması gerektiğini belirtmişlerdir (50). İplikçioğlu ve ark. yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmasında 4.1 mm çapında 8 mm uzunluğunda implantların posterior serbest sonlanan vakaların sabit protetik tedavisinde kullanılabileceğini tespit etmişlerdir (307). İmplant uzunluğuna oranla krestal kemikte oluşan gerilimleri etkileyen en önemli faktör implantın çapıdır. Yapılan çalışmalar, yüzey alanını arttırmada implant çapının, boya göre daha etkili olduğunu göstermektedir. Doğal dişlerin aksine implantlar kökün apikal 2/3' lük kısmında rotasyon hareketi yapmamakta ve gerilimler direkt olarak krestal kemik bölgesinde yoğunlaşmaktadır. Bu nedenle krestal bölgedeki gerilimleri azaltmanın en etkin

yöntemlerinden biri implant çapının artırılmasıdır (93). Yapılan çalışmalarda molar dişler için en az 4 mm çapındaki implantların kullanılması tavsiye edildiğinden çalışmamızda mevcut kemiğin bukkal-lingual genişliğine bağlı olarak 4 mm çapında ve 11 mm uzunluğunda implantlar kullanılmıştır. Ancak daha geniş çaplı implantların kullanımında çalışmamızda elde edilen gerilim değerlerinden daha düşük değerler elde edilebileceği göz ardı edilmemelidir.

Klinik çalışmalar sonucunda Tip I ve Tip II kemikte (kemik kalitesi sınıflaması, Lekholm ve Zarb) implantların uzun dönem başarısının daha iyi olduğu tespit edilmiştir. Kansellöz kemik yoğunluğunun fazla olduğu Tip IV kemiklerde başarısızlık oranının arttığı gözlenmiştir. Kansellöz kemiğin elastik modülüs değeri kemik yoğunluğundaki porositeyle doğrudan ilişkilidir (263,271).

Kemikte oluşan gerilimleri etkileyen diğer bir faktör de implantların yerleştirildiği bölgedeki kemik yoğunluğudur. Kemik yoğunluğu arttıkça kemikte oluşan gerilimler azalmaktadır. Yapılan çalışmalar alt çene posterior bölgede D2 ve D3 kemik yoğunluklarıyla sıklıkla karşılaşıldığını göstermektedir (25). Bu yüzden çalışmamızda D2 kemik yoğunluğuna tekabül eden elastiklik modülü ve Poisson oranları kullanılmıştır.

Çiğneme kuvvetleri sonucu oluşan stresler, implant ve üst yapılarının uzun dönem başarısını etkilemektedir. Bundan dolayı çiğneme kuvvetlerini kompanse edebilen, implant ve komşu kemiğe dengeli yük dağılımı yapabilecek protezler, tedavinin başarısı için çok önemlidir (23,24,25).

Literatürde yapılan diğer çalışmalarda dikey kuvvetler dişlerin santral fossalarına tek noktadan uygulanmıştır. Çalışmamızda dikey kuvvetlerin tek bir nokta yerine fonksiyonel tüberkül sırtları, distal ve santral fossa alanlarına uygulanmasıyla, çalışmamızda kullanılan yükleme şeklinin klinik durumu daha doğru yansıttığı düşünülmektedir.

Bu nedenle, daha önce yapılmış çalışmalardan farklı olarak, çalışmamızda farklı materyallerden yapılmış implant ve üst yapıları, üç üyeli üç implant destekli, üç üyeli iki implant destekli, üç üyeli distal kantileverli iki implant destekli, tek kuronlar şeklinde 4 farklı tipte sabit protez, gerçek görüntüye oldukça yakın şekilde modellenmiştir. Materyal farklılığının ve protez tipinin kortikal kemikteki stres dağılımına etkisi incelenmiştir. Protez üzerindeki tüm yapılar, klinik koşulları gerçeğe

en yakın şekilde taklit edebilmek amacıyla doğal diş morfolojisinde modellenmiştir. Modeller oluşturulurken cisimlerin boyutsal oranlarının gerçekçi olmasına ve sonuçları etkileyecek hataların oluşmamasına dikkat edilmiştir. Ancak üç boyutlu modellemesi yapılan yapıların karmaşık geometriler içermesi ve değişkenlerin çok oluşu düğüm ve eleman sayısını arttırmaktadır. Düğüm ve eleman sayısındaki artışın analiz süresini uzatma gibi olumsuz bir etkisi bulunmakla beraber, analiz sonunda daha gerçekçi sonuçlara ulaşılmasını sağlaması açısından, klinik koşulları daha doğru yansıtmaktadır.

Carlsson ve ark. yaptıkları çalışmada doğal diş dentisyonu ve parsiyel diş eksikliklerinin implant destekli sabit protezleri ile tedavisinde çiğneme fonksiyonlarının benzer özellikte olduğunu bulmuşlardır. Stern ve ark. 1. küçük azı dişinde 18-470 N, 2. küçük azı dişinde 230-665 N ve 1. büyük azı dişinde 205-1100 N tespit etmişlerdir. Merickse ve ark. implant tedavisi tamamlanmış parsiyel dişsiz hastalarda okluzal yük ilişkisini incelemişlerdir. Okluzal yüklerin ikinci küçük azı ve büyük azı dişlerinde 210 ile 400 N ve 130 ile 395 N değerleri arasında olduğunu tespit etmişlerdir. Çalışmamızda bu sınır değerler içerisinde okluzal kuvvetler uygulanmıştır (26,47,49).

Radyografik görüntüleme sayesinde implantların mesial ve distal bölgesindeki kemik rezorpsiyonları değerlendirilerek başarı kriterleri değerlendirilebilmektedir (41). Clelland ve ark. implant boyun bölgesinde oluşan streslerin mesial ve distal bölgelere kıyasla bukkal-lingual alanda daha fazla oluştuğunu belirtmişlerdir (308). Çalışmamızda implant boyun bölgelerinde oluşan sıkışma ve gerilme değerlerinin diğer çalışmalar ile benzer olarak, oblik kuvvetlerde bukkal-lingual alanlarda yoğunlaştığı gözlemlenmiştir.

Rangert ve ark. 39 hastada görülen implant kırıklarının % 90' nı posterior alanda tespit etmişlerdir. Yapılan 3 üyeli köprülerde kırıkların % 77' sinde, hastaların parafonksiyonel alışkanlığının olduğu ve dar çaplı implantlarda görüldüğünü tespit etmişlerdir. Sonuç olarak kantilever destekli protezlerde, brüksizm ve aşırı okluzal kuvvetlerin oluşacağı durumlarda dikkatli bir planlama gerektiğini vurgulamışlardır. Çalışmamızda distal kantileverli köprü tipinde diğer köprü tiplerine oranla kortikal kemikte daha yüksek stres değerleri tespit edilmiştir (43).

Buser ve ark. ITI implantları ile yaptıkları çalışmada iki implant kullanılarak planlanan 3 üyeli köprülerin güvenle kullanılabileceğini belirtmişlerdir (307). Çalışmamızda birinci modelde kortikal kemikte oluşan stres, ikinci modele oranla iki model arasında anlamlı bir fark tespit edilmemiştir.

Klinik olarak yaygın şekilde yapılan iki implant destekli 3 üyeli farklı tipteki sabit köprüler çalışmamızda değerlendirilmiştir. Çalışmamızda titanyum ve zirkonyum implant destekli olacak şekilde, üç farklı tipte köprü ve tek kuronlar dört farklı grup olarak modellenmiştir. Gruplar kıyaslandığında, titanyum ve zirkonyum implant destekli Cr-Co alt yapılı porselen köprülerin, zirkonyum köprülere göre anlamlı derecede daha az stres oluşumuna neden olduğu tespit edilmiştir.

Williams ve ark. kantileverli protezlerde Cr-Co alt yapılı sabit köprü protezlerinin sonlu elemanlar analiz çalışmalarını yapmışlardır. Cr-Co alaşımının yüksek elastik modülü değeri ile stres iletimini tüm alt yapıya eşit olarak yayarak yüksek stres oluşmasını engelleyebildiği tespit edilmiştir (310). Çalışma modellerimizde Cr-Co destekli üst yapıların, zirkonyum üst yapılara oranla kortikal kemikte oluşturdukları stres anlamlı derecede az bulunmuştur.

Cr-Co alaşımları yüksek çekme direncine ve bütün dental alaşımlar içerisinde en yüksek elastik modülüne sahiptir (49). Sabit parsiyel protezin alt yapısında kullanılan Cr-Co alaşımının esnekliği yüksek altın içerikli alaşımın esnekliğinden azdır (50). Alaşımın elastik modülünün yüksek olması esnemeyi önemli derecede azaltır, stresin daha düzgün dağıtılmasını ve daha etkili bir yük transferi sağlar. Williams ve ark. Cr-Co ve altın alaşımlarını kullanarak osseointegre implantlara bağlanan kantileverli protezlerde stresin etkisini sonlu elemanlar stres analizi ile karşılaştırdıkları çalışmalarında, Cr-Co alaşımının stresleri azalttığı sonucuna varmışlardır (310). Sertgöz, implant üst yapısı olarak rijid ya da esnek bir materyalin kullanılmasının implantta oluşan stres üzerine etkisi olmadığını, ancak protetik komplikasyonların önlenmesi için rijid (Cr-Co) materyallerin kullanımının etkili olduğunu belirtmiştir. Aynı çalışmada biyomekanik açıdan en uygun materyallerin, alt yapı için Cr-Co ve okluzal yüzey için ise porselen olduğu belirtilmiştir (305). Çalışmamızda implant destekli Cr-Co alaşımlı üst yapılarda stres değerleri, zirkonyum üst yapıları modellere kıyasla daha düşük çıkarak diğer çalışmalara benzerlik göstermektedir.

Titanyum ve zirkonyum implantların desteklediği, farklı üst yapı protezlerinin kemikte oluşturduğu stresleri değerlendiren ve karşılaştıran az sayıda çalışma bulunmaktadır (127,311). Çalışmamızda zirkonyum implant ve üst yapıların, titanyum implant ve metal porselen üst yapılar ile farklı kombinasyonları karşılaştırılmıştır.

Çalışmamızda yüksek stres değerleri, zirkonyum ve Cr-Co alt yapılı kantileverli köprülerin distal dayanağındaki kortikal kemik alanında tespit edilmiştir. Bu bulgu daha önce yapılmış çalışmalar ile benzer bulunmuştur (312,313,49).

Papavasiliou ve ark. yaptıkları çalışmada farklı kemik tipinin stres dağılımına etkisini araştırmışlardır. Krestal kemikte oluşan streslerin, her koşulda spongiöz kemikten daha fazla olduğunu tespit etmişlerdir (74,314,315). Çalışmamızda, daha önce yapılan çalışmalarda görülen benzer sonuçlar bulunmuştur. Streslerin implantın boyun bölgesinde oluşması, implant ve kemiğin rijit bağlantısından kaynaklanmaktadır. Kortikal kemiğin elastik modulünün spongiöz kemikten yüksek olması, maruz kalınan kuvvetlere daha fazla direnç göstermesine sebep olmaktadır. Bunun sonucu olarak stres toplamı spongiöz kemikten fazla olmaktadır (314).

Wang ve ark. farklı implant üst yapı materyallerinin, 2 diş eksikliği olan alt çene posteriorda, bağlanan iki üyeli ve tek kuronlar olarak kullanılması sonucu kemikte oluşan stresleri sonlu elemanlar yöntemi ile incelemişlerdir. Uygulanan dikey kuvvetlerde tek kuronlar olarak yapılan implant destekli protezlerde boyun bölgesinde oluşan stresin, bağlanan ikili köprü protezlerde oluşan stresten daha az olduğunu tespit etmişlerdir. Materyal olarak kullanılan reçine esaslı, altın alaşımı ve porselen üst yapıları arasında uygulanan kuvvetler sonucunda anlamlı fark bulamamışlardır. Yatay kuvvetlerde iki üyeli üst yapının kemikte oluşturduğu streslerin, tek kuron protezlerden daha az olduğu belirtilmiştir (316). Çalışmamızda üç implant destekli sabit köprülerin, tek kuronlara oranla kortikal kemikte oluşturduğu streslerin daha az olduğu görülmüştür.

Doğal dişlerde çiğneme fizyomekaniği incelendiğinde çiğneme sistemi 3. sınıf kaldıraç sistemine benzetilebilir. 3. sınıf kaldıraç sistemine göre molar dişlerdeki çiğneme etkinliği kesici, kanin ve küçük azı dişlerinden daha fazladır. Arkaya doğru gidildiğinde dişler üzerine gelen okluzal kuvvetler de artmaktadır. 2. Büyük azı dişinin 1. Büyük azı dişine oranla daha büyük okluzal kuvvetlere maruz kalması 3. sınıf kaldıraç prensibi ile açıklanabilir (25). Daha fazla kuvvete maruz kalan dişin çevresindeki kemikte ortaya çıkan gerilim de doğal olarak büyük olacaktır. Çalışmamızda bu duruma benzer olarak distale doğru kemikte oluşan streslerin arttığı tespit edilmiştir.

Kuvvetler dişler arasındaki aproksimal temas noktaları aracılığı ile ark boyunca yayılmaktadır. 2. Küçük azı dişine gelen okluzal kuvvetlerin bir kısmı aproksimal temas noktası yoluyla önce 1. Küçük azı dişine sonra ise ark boyunca yayılarak 2. Küçük azı dişinin çevresindeki kortikal kemikte oluşan gerilimlerin azalmasına neden olmaktadır (93). İmplantüstü protezlerde 2. Büyük azı dişi ark üzerindeki en son diş olup distalinde aproksimal temas noktası yoktur. Bu faktörün de bu bölgede kortikal kemikte oluşan gerilim yoğunlaşmasına katkıda bulunduğunu düşünmekteyiz.

Çalışmanın sonucunda oblik kuvvetler altında, implantların çevresinde ortaya çıkan gerilim miktarının dikey kuvvete oranla oldukça yüksek olduğu bulunmuştur. Bu sonuç, oblik kuvvetlerin implantlar üzerinde istenmeyen makaslama ve devrilme kuvvetleri yarattığını savunan diğer çalışmalarla benzerlik göstermektedir (295,304).

Çalışmamızda modellenen farklı tipte sabit protezlerde en yüksek stres değerleri, uygulanan oblik kuvvetler sonucu tüm modellerde bukkal bölgede gözlenmiştir. Elde ettiğimiz bulgular daha önce yapılmış çalışmalarla benzerlik göstermektedir (20,60, 306,308,311,312). Stres oluşumunun önlemesinde uygun materyal seçiminin yanında geniş çaplı implant uygulaması, protez tipleri, kemik kalite ve kantitesi, okluzal yüzeylerde yapılacak değişiklikler etkili olabilmektedir. Çalışmamızda kullanılan farklı materyallerden implant ve farklı tipteki sabit köprülerin kullanılması, elde edilen bulgulardaki değişkenlikler açısından önemlidir.

Protez alt yapı materyalinin Cr-Co olduğu gruplar, alt yapıları zirkonyum gruplara oranla kortikal kemikte oluşturdukları stresler daha düşük bulunmuştur. Protez alt yapısı Cr-Co köprü protezlerin titanyum implantların (3Ti-Cr-Co, 2Ti-Cr-Co) desteklediği gruplar arasında, dikey kuvvette stres değerleri arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Tek kuronları destekleyen titanyum ve zirkonyum implantlarda Cr-Co ve zirkonyum alt yapılar arasında anlamlı bir fark tespit edilmemiştir.

In vitro çalışmamızın sonuçları şu şekilde ana başlıklar altında sıralanabilir:

SONUÇLAR

1. Titanyum ve zirkonyum implantların desteklediği Cr-Co alt yapılı köprü protezlerinin kortikal kemikte oluşturdukları stres değerlerinin zirkonyum alt yapılı köprü protezlere göre daha düşük olduğu tespit edilmiştir.

2. Titanyum ve zirkonyum implantların desteklediği zirkonyum protezlerin oluşturduğu stres değerleri, zirkonyum implantlarda daha düşük olduğu gözlenmiştir. Fakat aralarında anlamlı bir fark tespit edilmemiştir.
3. Sabit köprü protezlerinde zirkonyum üst yapı kullanımı tüm köprü modellerinde kortikal kemikte en yüksek stres değerlerinin oluşmasına neden olmuştur.
4. Uygulanan oblik kuvvetler tüm modellerde, dikey kuvvetlere oranla kortikal kemikte daha yüksek stres değerleri oluşturmuştur.
5. Titanyum ve zirkonyum implantların desteklediği Cr-Co ve zirkonyum alt yapılı tek kuronlara dikey kuvvet uygulandığında, kortikal kemiğe ilettikleri stres değerleri, birbirine yakın bulunmuştur. Tek kuron protezlerinde üst yapı materyal farklılıklarında oluşan stresler dikey kuvvet uygulamasında birbirilerine oranla ciddi farklılıklar göstermemiştir.
6. Posterior bölgede zirkonyum köprü uygulaması yerine, tek kuronlar şeklinde yapılacak planlama ile kortikal kemikte oluşabilecek streslerin azaltılabileceği çalışmamızın sonuçlarında tespit edilmiştir.
7. Kantileverli protezlerde oluşan stresler tüm modellerde en yüksek bulunmuştur. Zirkonyum protezlerde kemikte oluşan stresler Cr-Co alt yapılardan çok yüksek bulunmuştur.
8. Oklüzyon kuvvetlerinin yoğun olduğu posterior alanlarda üst yapı olarak Cr-Co materyalini seçmek kemikte oluşacak streslerin azaltılmasını sağlayabilir.
9. Titanyum implant destekli Cr-Co alt yapılı köprü restorasyonlarında, model 1 ve model 2 arasında dikey kuvvet uygulaması sonucu oluşan stres değerleri model 2' de daha az bulunmuştur. Cr-Co alaşımının elastik modül özelliği, gelen oklüzal kuvvetleri içinde abzorbe edebileceğini, bu sayede stres iletiminin azaltılabileceği düşünülebilir.

10. Bu sonuç doğrultusunda, köprü desteği kadar köprü protezlerinde uygun materyal seçiminin kortikal kemiğe stres iletiminde önemli rol oynadığı anlaşılmaktadır.
11. Kantileversiz Cr-Co alt yapılı üç üyeli köprü protezlerinde, 2 yerine 3 implant kullanılmasıyla posterior bölgede dikey yüklemelerde kemikte oluşturdıkları streslerin benzer bulunmuştur. Çalışmamızdan elde edilen sonuçlarla, kapanış bozukluğu ve parafonksiyonel alışkanlığı olmayan bireylerde iki implantın desteklediği üç üyeli köprülerin klinikte kullanılabileceği söylenebilir.

6. KAYNAKLAR

1. Yamamichi N, Itose T, Neiva R, Wang HL. Long-term evaluation of implant survival in augmented sinuses: a case series. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2008 Apr;28(2):163-9.
2. Blanes RJ, Bernard JP, Blanes ZM, Belser UC. 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. *Clin Oral Implants Res*. 2007 Dec;18(6):707-14. Epub 2007 Aug 13.
3. István V, Katalin N. [Long term (10 years) experience of immediate implant placement] *Fogorv Sz*. 2009 Dec;102(6):217-22. Hungarian.
4. Şahin S, Çehreli M, Yalçın E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses. Review. *J Dent* 2002; 30: 271-282
5. Kohal RJ, Finke HC, Klaus G. Stability of Prototype Two-Piece Zirconia and Titanium Implants after Artificial Aging: An In Vitro Pilot Study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2008 Sep 9.
6. Rieger MR, Fareed K, Adams WK, Tanquist RA. Bone stress distribution for three endosseous implants. *J Prosthet Dent*. 1989 Feb;61(2):223-8. Review.
7. O'Brien, W.J. (2002). Dental Porcelain, In; *Dental Materials and Their Selection*, Third Ed. Quintessence Publishing Co, Inc; Chicago. p. 210-224.
8. Raigrodski, A.J. ,Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *Journal of Prosthetic Dentistry*, (2004) 92, 557-562
9. Heydecke, G., Sierraalta, M., Razzoog, M.E. (2002). Evolution and use of aluminum oxide single-tooth implant abutments: a short review and presentation of two cases. *International Journal of Prosthodontics*, 15(5), 488-493.
10. Ingber, A., Prestipino, V. High-strength ceramic abutment provides esthetic, functional alternative. *Dental Implantology* (1991). Update, 2, 82–83.

11. Andersson, B., Glauser, R., Maglione, M., Taylor, A. (2003). Ceramic implant abutments for short-span FPDs: a prospective 5-year multicenter study. *International Journal of Prosthodontics*, 16 (6), 640–646
12. Sierraalta M, Razzoog ME. Load to Fracture of Procera Zirconia Bridges. *J Dent Res* 2006;85(Spec Iss A):abstract 1871.
13. Sowka M, Thompson VP, Rekow ED, Stappert CF. Damages Modes and Fatigue Analysis of Y-TZP Three-Unit Fixed-Partial-Dentures. *J Dent Res* 2007;86
14. Balmer S, Mericske-Stern R. Implant-supported bridges in the edentulous jaw. Clinical aspects of a simple treatment concept. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 2006;116:728-739.
15. Koutayas SO, Vagkopoulou T, Pelekanos S, Koidis P, Strub JR. Zirconia in Dentistry: Part 2. Evidence-based Clinical Breakthrough. *Eur J Esthet Dent*. 2009 Winter;4(4):348-80.
16. Lima EM, Koo H, Vacca Smith AM, Rosalen PL, Del Bel Cury AA. Adsorption of salivary and serum proteins, and bacterial adherence on titanium and zirconia ceramic surfaces. *Clin Oral Implants Res*. 2008 Aug;19(8):780-5.
17. Sierraalta M, Razzoog ME. A maxillary anterior partially edentulous space restored with a one-piece zirconia implant fixed partial denture: a clinical report. *J Prosthet Dent*. 2009 Jun;101(6):354-8.
18. Craig, R.G. (2002). *Restorative Dental Materials*. 11th Ed. Mosby Company, Toronto
19. Farah, J.W., Craigh, R.G., Sikarski. E. (1973). Photoelastic and finite element stress analysis of a restores axisymmetric first molar. *Journal of Biomechanics*, 6, 511-520.
20. Akça K, Çehreli MC, İplikçioğlu H. A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. *Int. J. Prosthodont* 2002; 15: 115–121
21. Balatlıoğlu A. Akrilik kaideli ve yumuşak astarlı tam protezlerde ve destek dokularında gerilme dağılımlarının üç boyutlu sonlu eleman gerilme analizi ile incelenmesi. (Doktora tezi) İstanbul: İstanbul Üniversitesi, 2000.

22. Hancı M., Bozdağ E., Arpacı A. Biyomekanik. İstanbul: Logos Yayıncılık, 2000:10–55.
23. DeVree JH, Ptres MC, Plasschaert AJ. A comparison of photoelastic and finite stress analysis in restored tooth structure. *J Oral Rehabil* 1983; 10(6): 505–17 .
24. Farah JW, Craig RG, Sikarskie. Photoelastic and finite element stress analysis of a restored axisymetric first molar. *J Biomechanics* 1973; 6: 511–520.
25. Misch CE: Misch CE: Dental Implant Prosthetics. Mosby Inc, St Louis, 2005.
26. Lobbezoo F, Brouwers JEIG, Cune MS, Naeije M. Dental implants in patients with bruxing habits. Review Article. *J Oral Rehabil* 2006; 33: 152–159.
27. Albrektsson T, Branemark P-I, Zarb G., Albrektsson T(eds): Bone tissue response In *Tissue Integrated Prostheses*, Quintessence 1985
28. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark P-I. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981; 10: 387-416.
29. Pham AN, Fiorellini JP, Paquette D, Williams RC, Weber HP. Longitudinal radiographic study of crestal bone levels adjacent to non-submerged dental implants. *J Oral Implantol*.1994;20:26–34.
30. Jung YC, Han CH, Lee KW. A 1-year radiographic evaluation of marginal bone around dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996;11:811–818.
31. McKinney RV, Steflik DE, Koth DL. Evidence for a junction epithelial attachment to ceramic dental implants: a transmission electronmicroscopic study. *J Periodontol* 1985; 56: 579-591.
32. Goodacre CJ, Kan JY, Rungcharassaeng K. Clinical complications of osseointegrated implants. *J Prosthet Dent*. 1999;81:537–552.
33. Lekholm U, Gunne J, Henry P, Higuchi K, Linde'n U, Bergstro'm C, van Steenberghe D. Survival of the Bra°nemark implant in partially edentulous jaws: a 10-year prospective multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1999;14:639–645.
34. Weber HP, Crohin CC, Fiorellini JP. A 5-year prospective clinical and radiographic study of non-submerged dental implants. *Clin Oral Implants Res*. 2000;11:144–153.

35. Astrand P, Almfeldt I, Brunell G, Hamp SE, Hellem S, Karlsson U. Non-submerged implants in the treatment of the edentulous lower jaw. A 2-year longitudinal study. *Clin Oral Implants Res.* 1996;7:337–344.
36. Frost HM. Wolff's law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *Angle Orthod* 1994; 64: 1775-1788.
37. Soydan N. Genel Histoloji. İ.Ü. Yayın No: 3349, D.F. Yayın No: 56, İstanbul, 1985.
38. Yu W. Overloading as a risk factor in implant failure. [http:// members.aos.org.au / files/ RiskAssessmentforimplants.pdf](http://members.aos.org.au/files/RiskAssessmentforimplants.pdf) search, 17.07.2006.
39. Roberts WE. Fundamental principles of bone physiology, metabolism and loadinf. *Osseointegration in oral rehabilitation. An introductory textbook.* London: Quintessence; 1993. 163-4.
40. Isidor F. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. *Clin Oral Implants Res.* 1996;7:143–152.
41. Buser D, Mericske-Stern R, Bernard JP, Behneke A, Behneke N, Hirt HP, Belser UC, Lang NP. Long-term evaluation of non-submerged ITI implants. Part 1: 8-year life table analysis of a prospective multi-center study with 2359 implants. *Clin Oral Implants Res.* 1997;8:161–172.
42. Ferrigno N, Laureti M, Fanali S, Grippaudo G. A long-term follow-up study of non-submerged ITI implants in the treatment of totally edentulous jaws. Part I: Ten-year life table analysis of a prospective multicenter study with 1286 implants. *Clin Oral Implants Res.* 2002;13:260–273.
43. Rangert BR, Sullivan RM, Jemt TM. Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997;12:360–370.
44. Schwarz MS. Mechanical complications of dental implants. *Clin Oral Implants Res.* 2000;11(Suppl. 1):156–158.
45. Wiskott HW, Belser UC. Lack of integration of smooth titanium surfaces: a working hypothesis based on strains generated in the surrounding bone. *Clin Oral Implants Res.* 1999;10:429–444.

46. Meijer HJ, Starmans FJ, Steen WH, Bosman F. Location of implants in the interforaminal region of the mandible and the consequences for the design of the superstructure. *J Oral Rehabil.* 1994;21:47–56.
47. Meijer HJ, Starmans FJ, Bosman F, Steen WH. A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *J Oral Rehabil.* 1993;20:147–157.
48. Sato T, Kusakari H, Miyakawa O. Three dimensional finite element analysis of bone around dental implants in posterior mandibular region: biomechanics of implant connections. *J Jpn Prosthodont Soc.* 1996;40:682–694 [in Japanese, with English abstract].
49. Stegaroiu R, Sato T, Kusakari H, Miyakawa O. Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1998;13:82–90.
50. Stegaroiu R, Kusakari H, Nishiyama S, Miyakawa O. Influence of prosthesis material on stress distribution in bone and implant: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1998;13:781–790.
51. Akca K, Iplikcioglu H. Finite element stress analysis of the effect of short implant usage in place of cantilever extensions in mandibular posterior edentulism. *J Oral Rehabil.* 2002;29:350–356.
52. Albrektsson T, Zarb GA. Current interpretations of the osseointegrated response: Clinical significance. *Int J Prosthodont* 1993; 6(2): 95-105.
53. Adell R, Lekholm U, Rockler B. Marginal tissue reactions at osseointegrated titanium fixtures (1): a 3-year longitudinal prospective study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1986; 15: 39-52.
54. Ünsal, M.K.: The clinical measurement of stress and strain induced in Branemark implant fixtures and abutments during the fitting of a cast beam and during the application of simulated functional loads. (PhD Thesis), University of Sheffield, Sheffield, England, 1994.
55. Hobo S, Ichida E, Garcia LT. Osseointegration and occlusal rehabilitation. Quintessence Publ. Co.,Ltd., Tokyo, 1989

56. Duyck J, Naert I, Van OH, Ronold HJ, Vander SJ, Ellingsen JE. The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an experimental study. *Clin Oral Implant Res* 2001; 12: 207-18.
57. Bergmann B. Evaluation of the results of treatment with osseointegrated implants by the Swedisch National Board of Health and Welfare. *J Prosthet Dent* 1983;50:114.
58. Brandes R, Beamer B, Holt SC, Kornman K, Lang NP. Clinicalmicroscopic observation of ligature enduced "Periimplantitis" around osseointegrated implants. *J Dent Res* 1988;67:287.
59. Schroeder A, Pohler O, Sutter F. Gewebsreaktion auf ein Titanhohlzylinderimplantat mit Titan-Spritzschichtoberfläche. *Schweiz Monatsschr Zahnheilkd* 1976;86:713
60. Rangert B, Krogh PH, Langer B. Bending overload and implant fracture: A retrospective clinical analysis. *Int J Oral Maxillofac Imp.* 10(3):326-34, 1995
61. Van der Weijden GA, Van Bommel KM, Renvert S, Implant therapy in partially edentulous, periodontally compromised patients: A review. *J Clin Periodontol* 32(5):506-11, 2005
62. Hultin M, Gustaffson A, Hallstrom H, Johansson HA, Ekfeldt A, Klinge M. Microbiological findings and host response in patients with peri-implantitis. *Clin Oral Implants Res.* 13(4):349-58, 2002
63. Covani U, Marconcini S, Crespi R, Barone A, Bacterial plaque colonization around dental implant s surface. *Imp Dent*, 15(3):298-304, 2006
64. Spiekermann H, Donath K, Hassell T, Jovanovic S, Richter J. *Implontolgy* 1st edition
65. Teugheis W, Van Assche N, Sliepen I, Quirynen M. Effect of material characteristic and or surface topography on biofilm development *Clin Oral Implants Res.* 2006 Oct; 17 Suppl 2:68-81
66. Wennerberg A, Albrektsson T. Effects of titanium surface topography on bone integration: a systematic review. *Clin Oral Implants Res.* 2009 Sep;20 Suppl 4:172-84. Review.

67. Ulm C., Kneissel M., Solar P., Matejka M., Schneider B., Donath K. Characteristic features of trabecular bone in edentulous maxillae. *Clin Oral Impl Res* 1999; 10: 459-467.
68. Lundgren D., Laurell L. Occlusal force patten during chewing and biting in dentitions restored with fixed bridges of cross-arch extension. II.Unilateral posterior two-unit cantilevers. *J Oral Rehabil* 1986; 13: 191-203.
69. Kingsmill V.J., Boyde A. Variation in the apparent density of human mandibular bone with age and dental status. *J Anat.* 1998; 192: 233-244.
70. Venturelli A. A modified surgical protocol for placing implants in the maxillary tuberosity: clinical results at 36 months after loading with fixed partial dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996 Nov-Dec; 11 (6): 743-9.
71. Skalak R, Brunski JB, Mendelson M: A method for calculating the distribution of vertical forces anobg variable stiffness abutments supporting a dental prosthesis. In Langrana NA, Friedman MH,
72. Shigley JE, Mishke CR: *Mechanical Engineering Design*, ed 5. New York, McGraw-Hill, 1989, pp 325-382
73. Rangert B, Gunne J, Sullivan DY: Mechanical aspects of a Branemark implant connected to a natural tooth: An invitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 6:177-186, 1991
74. Hoshaw SJ, Brunski JB, Cochran GVB: Mechanical loading of Branemark fixtures affects interfacial bone medeling and remodeling. *Int J Oral Maxillofac Implants* 9:345-360, 1994
75. El Wakad M: *Measurement and Prediction of Loading on Dental Implants: Transducer Design and Finite Element Modeling.* Dissertation, Department of Biomedical Enginnering, Rensselaer Polythecnic Institute, Troy, NY, 1988
76. Carr AB, Brunski JB, Labishak J, Bagley B: Preload comparison between as-received and cast-to-implant cylinders. *J Dent Res* 73:190, 1993.
77. Brunski JB, Schock RB: Mechanical behavior of a fibrous tissue inteface of an endosseous dental implant. *Transactions of the 5th Annual Meeting of the society for Biomaterials*, 41, 1990

78. Brunski JB, Skalak R: Biomechanics of osseointegration and dental prostheses. In Naert I, van Steenberghe D, Worthington P : Osseointegration in Oral Rehabilitation. London, Quintessence, Inc, 1993, pp 133-156.
79. Block MS, Kent JN, Guerra LR. Implants in Dentistry, Saunders company, 1997
80. Lewinstein I, Banks-Sills L, Eliasi R. Finite element analysis of a new system(IL) for supporting an implant retained cantilever prosthesis. Int. J Oral Maxillofacial Implants 10:355-366,1995.
81. Kregzde M. A method of selecting the best implant prosthesis design option using three-dimensional finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Implants 1993; 8: 662-673.
82. Merz B.R., Hunenbart S., Belser U.C. Mechanics of the implant-abutment connection: An 8-degree taper compared to a butt joint connection. Int J Oral Maxillofac Implants 2000; 15(4): 519-526.
83. Rodriguez A.M., Aquilino S.A., Lund P.S. Cantilever and implant biomechanics: a review of the literature. Part 1. J Prosthodont 1994; 3(1): 41-46.
84. Widmark G., Andersson B., Andrup B., Carlsson G.E., Ivanoff C., Lindvall A.M. Rehabilitation of patients with severely resorbed maxillae by means of implants with or without bone grafts. A 1-year follow-up study. Int J Oral Maxillofac Implants 1998; 13: 474-482
85. Schwartz-Arad D., Chaushu G. Full-Arc Restoration of the jaw with fixed ceramometal prosthesis. Int J Oral Maxillofac Implants 1998; 13: 819-825.
86. McCabe J.F. Dişhekimliği Maddeler Bilgisi (çeviren: M. Nayır). İstanbul: İ.Ü. Basımevi ve Film Merkezi, 1999: 4-24.
87. Haraldson T, Carlsson GE, Ingervall B. Functional state, bite force and postural muscle activity in patients with osseointegrated oral implant bridges. Acta Odontol Scan 1979; 37: 195-206.
88. Haraldson T, Zarb G. A 10 year follow-up study of masticatory system after treatment with osseointegrated implant bridges. Scand J Dent Res 1988; 96: 243–252.
89. Brunski JB. Biomaterials and biomechanics in dental implant design. Int J Oral Maxillofac Implants 1988; 3: 85-97.

90. Craig, R.G.: Restorative Dental Materials. Eighth Edition, C.V.Mosby Co., St.Louis, 1989.
91. Bakke M, Holm B, Jensen BL, Michler L, Möller E. Unilateral, isometric bite force in 68 year old women and men related to occlusal factors. Scand J Dent Res 1990; 98: 149-158.
92. Tylman, SD.Theory and practice of crown and fixed partial prosthodontics. The CV Mosby Company, Saint Louis, 1970.
93. Misch CE. Contemporary implant dentistry. St.Louis:Mosby-Year Book Inc, 1993.
94. Mericske-Stern R, Zarb GA. In vivo measurements of some functional aspects with mandibular fixed prostheses supported by implants. Clin Oral Implant Res 1996; 7: 153-61.
95. Haraldson T, Jemt T, Lekholm U. Oral function in subjects with overdentures supported by osseointegrated implants. Scand J Dent Res 1988; 96: 235-242.
96. Akça K. Mandibuler Kennedy I ve II vakalarında uygulanan implant destekli sabit protezlerde kemiğin farklı bukkal-lingual açılanmasından kaynaklanan streslerin üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile araştırılması.(Doktora tezi) Ankara: Hacettepe Üniversitesi, 1998.
97. Tunalı B. Multi-Disipliner bir yaklaşımla oral implantolojiye giriş. İstanbul 1996.
98. Hobo S, Ichida E, Garcia LT (1990) Osseointegration and occlusal rehabilitation, First Edition, Quintessence Pub Co Inc. Tokyo.
99. Özdemir, T. (1998). Oral İmplantoloji, In; Tam Protezler, Çalikkocaoglu, S. Protez Akademisi ve Gnatoloji Derneği Yayınları, 3. Baskı, İstanbul,
100. Kovács DG, Kovács E [Survey of the subperiosteal implant using panoramic roentgenography] Dtsch Zahnarztl Z. 1965 Sep 1;20(9):1077-84. German.
101. The Academy of Prosthodontics. (2005). Glossary of Prosthodontic Terms. Journal of Prosthetic Dentistry. 94 (1), 10–92.
102. Sandallı P, Grafelmann H, Özdemir T (2000), İmplant üstü protezler, In; Oral İmplantoloji, Ed, Sandallı P, Erler Maatbaacılık, Birinci Baskı, İstanbul.

103. Gahlert M, Gudehus T, Eichom S, Steinhauser E, Kniha H, Erhardt W. Biomechanical and histomorphometric comparison between zirconia implants with varying surface textures and a titanium implant in the maxilla of miniature pigs. *Clin. Oral Impl. Res.* 18, 2007; 662-668
104. Sandhaus S. [The Cerasand endosseous implant] *Actual Odontostomatol (Paris)*. 1987 Dec; 41(160 Spec No): 607-26.
105. Schulte, W. Heimke, G. Das Tübinger Sofortimplantat, Quintess. *Zahnaerztl. Lit.* 27, Ref 5456, 1976
106. Schulte, W., Kleineikenscheidt, H., Schareyka, R., and Heimke, G., Konzept und Prüfung des Tübinger Sofortimplantates, *Dtsch, Zahne rztl. Z.*, 33, 319, 1987
107. Schulte, W. Heimke, G. Das Tübinger Sofortimplantat, Quintess. *Zahnaerztl. Lit.* 27, Ref 5456, 1976
108. Anneroth G, Ericsson AR, Zetterqvist L. Tissue integration of Al₂O₃-ceramic dental implants (Frialit)--a case report. *Swed Dent J.* 1990; 14(2): 63-70. 10.
109. D'Hoedt B, Schulte W. A comparative study of results with various endosseous implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1989 Summer; 4(2): 95-105.
110. Schulte, W., d'Hoedt, B., and Heimke, G., Endosseous implants of aluminium oxide ceramics – a 5 year study in human, in *Proc. Int. Congr. Implantology and biomaterials in Stomatology*, Kyoto, 1980.
111. Steflik DE, McKinney RV, Sisk AL, Koth DL, Singh BB, Parr GR . Ultrastructural investigations of the bone and fibrous connective tissue interface with endosteal dental implants. *Scanning Microsc.* 1990 Dec; 4(4): 1039-47; discussion on 1047-8. Review.
112. Steflik DE, McKinney RV Jr, Koth DL. Ultrastructural comparisons of ceramic and titanium dental implants in vivo: a scanning electron microscopic study. *J Biomed Mater Res.* 1989 Aug; 23(8): 895-909.
113. Steflik DE, Koth DL, Robinson FG, McKinney RV, Davis BC, Morris CF, Davis QB. Prospective investigation of the single-crystal sapphire endosteal dental implant in humans: ten-year results. *J Oral Implantol.* 1995; 21(1): 8-18.
114. Fartash B, Arvidson K. Long-term evaluation of single crystal sapphire implants as abutments in fixed prosthodontics. *Clin Oral Implants Res.* 1997 Feb; 8(1): 58-67.

115. Fartash B, Hultin M, Gustafsson A, Asman B, Arvidson K. Markers of inflammation in crevicular fluid from peri-implant mucosa surrounding single crystal sapphire implants. *Clin Oral Implants Res.* 1997 Feb;8(1):32-8.
116. Zinelis S, Thomas A, Syres K, Silikas N, Eliades G. Surface characterization of zirconia dental implants. *Dent Mater.* 2010 Apr;26(4):295-305. Epub 2009 Dec 16.
117. Stadlinger B, Hennig M, Eckelt U, Kuhlisch E, Mai R. Comparison of zirconia and titanium implants after a short healing period. A pilot study in minipigs. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2010 Feb 19. [Epub ahead of print]
118. Thomsen P, Larsson C, Ericson LE, Sennerby L, Lausmaa J, Kasemo B. Structure of the interface between rabbit cortical bone and implants of gold, zirconium and titanium. *J Mater Sci Mater Med.* 1997 Nov;8(11):653-65.
119. Kulakov OB, Doktorov AA, D'iakova SV, Denisov-Nikol'skii IuI, Grotz KA: [Experimental study of osseointegration of zirconium and titanium dental implants]: *Morfologiya.* 2005;127(1):52-5.
120. Akagawa Y, Hosokawa R, Sato Y, Kamayama K: Comparison between freestanding and tooth-connected partially stabilized zirconia implants after two years' function in monkeys: a clinical and histologic study. *J Prosthet Dent.* 1998 Nov;80(5):551-8.
121. Cranin AN, Schnitman PA, Rabkin SM, Onesto EJ. Alumina and zirconia coated vitallium oral endosteal implants in beagles. *J Biomed Mater Res.* 1975 Jul;9(4):257-62.
122. Iwakiri K, Iwaki H, Minoda Y, Ohashi H, Takaoka K. Alumina inlay failure in cemented polyethylene-backed total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 2008 May;466(5):1186-92. Epub 2008 Feb 21.
123. Aspenberg P, Albrektsson T, Thorngren KG. Local application of growth-factor IGF-1 to healing bone. Experiments with a titanium chamber in rabbits. *Acta Orthop Scand.* 1989 Oct;60(5):607-10.
124. Albrektsson T, Eriksson AR, Jacobsson M, Kålebo P, Strid KG, Tjellström A. Bone repair in implant models: a review with emphasis on the harvest chamber for bone regeneration studies. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1989 Spring;4(1):45-54. Review.

125. Barth E, Johansson C, Albrektsson T . Histologic comparison of ceramic and titanium implants in cats. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1990 Fall;5(3):227-31. Erratum in: *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991 Spring;6(1):10.
126. Akagawa Y, Ichikawa Y, Nikai H, Tsuru H.: Interface histology of unloaded and early loaded partially stabilized zirconia endosseous implant in initial bone healing. *J Prosthet Dent*. 1993 Jun;69(6):599-604.
127. Kohal RJ, Weng D, Bachle M, Strub JR.: Loaded custom-made zirconia and titanium implants show similar osseointegration: an animal experiment. *J Periodontol*. 2004 Sep;75(9):1262-8.
128. Sennerby L, Dasmah A, Larsson B, Iverhed M: Bone tissue responses to surface-modified zirconia implants: A histomorphometric and removal torque study in the rabbit. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005, 7(Suppl 1):S13-20
129. Smith DC: Dental implants: materials and design considerations. *Int J Prosthodont* 1993, 6:106-17.
130. Triplett RG, Frohberg U, Sykaras N, Woody RD: Implant materials, design, and surface topographies: their influence on osseointegration of dental implants. *J Long Term Eff Med Implants* 2003, 13:485-501.
131. Buser D, Broggini N, Wieland M, Schenk RK, Denzer AJ, Cochran DL, Hoffmann B, Lussi A, Steinemann SG: Enhanced bone apposition to a chemically modified SLA titanium surface. *J Dent Res* 2004, 83:529-33.
132. Cochran DL, Buser D, ten Bruggenkate CM, Weingart D, Taylor TM, Bernard JP, Peters F, Simpson JP: The use of reduced healing times on ITI implants with a sandblasted and acid-etched (SLA) surface: early results from clinical trials on ITI SLA implants. *Clin Oral Implants Res* 2002, 13:144-53.
133. Stadlinger B, Hennig M, Eckelt U, Kuhlisch E, Mai R. Comparison of zirconia and titanium implants after a short healing period. A pilot study in minipigs. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2010 Feb 19. [Epub ahead of print]
134. Piconi C, Maccauro G, Muratori F, Brach del Prever E: Alumina and zirconia ceramics in joint replacements. *Journal of Applied Biomaterials & Biomechanics* 2003, 1:19-32.

135. Dubruille JH, Viguier E, Le Naour G, Dubruille MT, Auriol M, Le Charpentier Y: Evaluation of combinations of titanium, zirconia, and alumina implants with 2 bone fillers in the dog. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999, 14:271-7.
136. Koch FP, Weng D, Krämer S, Biesterfeld S, Jahn-Eimermacher A, Wagner W. Osseointegration of one-piece zirconia implants compared with a titanium implant of identical design: a histomorphometric study in the dog. *Clin Oral Implants Res*. 2010 Jan 13. [Epub ahead of print]
137. Bachle M, Butz F, Hubner U, Bakaliniš E, Kohal RJ: Behavior of CAL72 osteoblast-like cells cultured on zirconia ceramics with different surface topographies. *Clin Oral Implants Res* 2007, 18:53-9.
138. Zhu J, Yang DW, Ma F Feasibility study of a partially hollow configuration for zirconia dental implants.. *J Oral Maxillofac Surg*. 2010 Feb;68(2):399-406.
139. Li J, Fartash B, Hammarström L, Hermansson L: Effect of macrotexture produced by laser beam machining on the retention of ceramics implant in bone in vivo. *Mater in Medicine* 1994, 5:760-763.
140. Agliardi E, Panigatti S, Clericò M, Villa C, Malò P. Immediate rehabilitation of the edentulous jaws with full fixed prostheses supported by four implants: interim results of a single cohort prospective study. *Clin Oral Implants Res*. 2010 Jan 22. [Epub ahead of print]
141. O'Brein WJ (1989) Dental materials properties and their selection. Quintessence Publishing Co. Inc. Chicago.
142. Wang TM, Leu LJ, Wang J, Lin LD. Effects of prosthesis materials and prosthesis splinting on peri-implant bone stress around implants in poor-quality bone: a numeric analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2002 Mar-Apr;17(2):231-7.
143. Eskitaşcıoğlu G, Üşümez A, Sevimay M, Soykan E, Ünsal E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three dimensional finite element study, *J Prosthet Dent*, 91, 114-50.
144. Adachi, M., Mackert, J.R., Parry, E.E., Fairhurst, C.W. (1990). Oxide Adherence and Porcelain Bonding to Titanium and Ti-6Al-4V Alloy. *J Dental Research*, 69, 1230-1235.

145. Jones, D.W. (1985). Development of Dental Ceramics. *Dent Clin North Am*, 29, 621-644.
146. MacCulloch, W.T. (1968). Advances of Dental Ceramics. *British Dental Journal*, 16, 361-365.
147. McLean, J.W. (1979). *The Science and Art of Dental Ceramics Volume I*. Berlin: Quintessence Publishing Co, Inc.
148. O'Brein, W.J. (1985). High Expansion Feldspar Porcelain and Magnesia Core Materials. *Ceramic Engineering and Science Proceedings*, 6, 1-18.
149. Akın, E. (1999). *Dishekimliginde Porselen*. (3. Baskı). İstanbul: İstanbul Üniversitesi Yayınları.
150. Binns, D. (1983). The Chemical and Physical Properties of Dental Porcelain, In: McLean, J.W. Berlin: Quintessence Publishing Co, Inc.
151. Claus, H. (1985). Structural Analyses of Ceramometallic Systems, The Mechanism of the Ceramometallic Bond. *Quintessence Dent Technol*, 9, 673-681.
152. Barghi, N., Lorenzana, R.E. (1982). Optimum thickness of opaque and body porcelain. *J Prosthet Dent*, 48, 429-431.
153. Belger, L. (1986). *Kuron-Köprü Protezleri*. İstanbul: İ.Ü. Fen Fakültesi Döner Sermaye İşletmesi Prof. Dr. Nazım Terzioğlu Basım Atölyesi.
154. McLean, J.W. (1980). *The Science and Art of Dental Ceramics Volume II*. Berlin: Quintessence Publishing Co, Inc.
155. Silver, M., Klein G., Howard, M.C. (1960). An Evaluation and Comparison of Porcelains Fused to Cast Metals. *J Prosthet Dent*, 10, 1055-1064.
156. Silver, M., Howard, M.C., Klein G. (1961). Porcelain Bonded To A Cast Metal Understructure. *J Prosthet Dent*, 11, 132-145.
157. Tuccillo, J.J., Cascone, P.J. (1983). The Evaluation of Porcelain Fused To Metal Alloy Systems. McLean, J.W.: *Dental Ceramics, First ISC*. 347-371. Berlin: Quintessence Publishing.

158. DeHoff PH, Barrett AA, Lee RB, Anusavice KJ. Thermal compatibility of dental ceramic systems using cylindrical and spherical geometries. *Dent Mater*. 2008 Jun;24(6):744-52. Epub 2007 Oct 18.
159. Fan PL, Stanford JW. Ceramics: their place in dentistry. *Int Dent J*. 1987 Dec;37(4):197-200.
160. Al-Marzok MI, Al-Azzawi HJ. The effect of the surface roughness of porcelain on the adhesion of oral *Streptococcus mutans*. *J Contemp Dent Pract*. 2009 Nov 1;10(6):E017-24.
161. Naylor, W.P. (1992). *Introduction to Metal Ceramic Technology*. Illinois: Quintessence Publishing Co, Inc.
162. Yamamoto, M. (1985). *Metal-Ceramics*. Illinois: Quintessence Publishing Co, Inc.
163. Arman Y, Zor M, Güngör MA, Akan E, Aksoy S. Elastic-plastic finite elements analysis of transient and residual stresses in ceramo-metal restorations. *J Biomech*. 2009 Sep 18;42(13):2104-10. Epub 2009 Jul 31.
164. Anusavice, K.J. (1985). Noble Metal Alloys for Metal Ceramic Restorations. *Dent Clin North Am*, 29, 789-803.
165. Bertolotti, R.L. (1984). Selection of Alloys for Today's Crown and Fixed Partial Denture Restorations. *J Am Dent Assoc*, 108, 959-966.
166. Johnston, F.J., Philips, R.W, Dykema, R.W. (1963). The Porcelain Veneered Gold Crown. *Dent Clin North Am*, 853-864.
167. Shillingburg, H.T., Hobo, H., Fisher, D.W. (1973). Preparation Design and Magrin Distortion in Porcelain Fused to Metal Restorations, 29, 276-284.
168. Bowers, J.E., Vermilyea, S.G., Griswold, W.H. (1985). Effect of Metal Conditioners on Porcelain –Alloy Bond Strength. *J Prosthet Dent*, 54, 201-203.
169. Daftary, F., Donovan, T. (1986). Effect of Four Pretreatment Techniques on Porcelain to Metal Bond Strength. *J Prosthet Dent*, 56, 535-539.
170. Shillingburg, H.T., Hobo, H., Whitsett, L.D., Jacobi, R., Brackett, S.E. (1997). *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*. (3. Baskı). Illinois: Quintessence Publishing Co, Inc.

171. Fairhurst, C.W., Lockwood, P.E., Ringle, R.D., Thompson, W.O. (1992). The Effect of Glaze on Porcelain Strength. *Dent Mater*, 8, 203-207.
172. Griggs, J.A., Thompson, J.Y., Anusavice, K.J. (1995). Effect of Flaw Size and Auto-Glaze Treatment on Porcelain Strength. *J Dent Res*, 74, 214-218.
173. Piconi C, Maccauro G (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 20: 1-25
174. Christel P., Meunier A., Heller M., Torre J.P., Peille C.N.: Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide partially-stabilized zirconia. *J. Biomed. Mater. Res.*, 23: 45–61, 1989.
175. Urano J. Nippon Kyosei Shika Gakkai Zasshi [Development of zirconia ceramic bracket for orthodontic use. A study of bond strength]. 1988 Sep;47(3):549-59. Japanese.
176. Ender A, Mörmann WH, Mehl A. Efficiency of a mathematical model in generating CAD/CAM-partial crowns with natural tooth morphology. *Clin Oral Investig*. 2010 Feb 9. [Epub ahead of print]
177. Wang YG, Lv PJ, Wang Y, Sun YC, Zhao YJ. [Methodology of computer-aided design of automatic artificial tooth selection for complete denture.] *Beijing Da Xue Xue Bao*. 2010 Feb 18;42(1):108-10. Chinese.
178. Wittneben JG, Wright RF, Weber HP, Gallucci GO. A systematic review of the clinical performance of CAD/CAM single-tooth restorations. *Int J Prosthodont*. 2009 Sep-Oct;22(5):466-71. Review.
179. Kohorst P, Brinkmann H, Dittmer MP, Borchers L, Stiesch M. Influence of the veneering process on the marginal fit of zirconia fixed dental prostheses. *J Oral Rehabil*. 2010 Jan 5. [Epub ahead of print]
180. Tetè S, Mastrangelo F, Bianchi A, Zizzari V, Scarano A. Collagen fiber orientation around machined titanium and zirconia dental implant necks: an animal study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009 Jan-Feb;24(1):52-8.
181. Ferguson SJ, Langhoff JD, Voelter K, von Rechenberg B, Scharnweber D, Bierbaum S, Schnabelrauch M, Kautz AR, Frauchiger VM, Mueller TL, van Lenthe

GH, Schlottig F. Biomechanical comparison of different surface modifications for dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2008 Nov-Dec;23(6):1037-46.

182. Faria AM, Collins KE, Collins CH. Preparation and characterization of poly (methyltetradecylsiloxane) stationary phases immobilized by gamma radiation onto zirconized silica. *J Chromatogr A*. 2007 Jul 13;1156(1-2):51-9. Epub 2006 Nov 7.

183. LaVerne JA. H₂ formation from the radiolysis of liquid water with zirconia. *J Phys Chem B*. 2005 Mar 31;109(12):5395-7.

184. Lian J, Zhang J, Namavar F, Zhang Y, Lu F, Haider H, Garvin K, Weber WJ, Ewing RC. Ion beam-induced amorphous-to-tetragonal phase transformation and grain growth of nanocrystalline zirconia. *Nanotechnology*. 2009 Jun 17;20(24):245303. Epub 2009 May 26.

185. Sato K, Abe H, Ohara S. Selective growth of monoclinic and tetragonal zirconia nanocrystals. *J Am Chem Soc*. 2010 Mar 3;132(8):2538-9.

186. Curran DJ, Fleming TJ, Towler MR, Hampshire S. Mechanical properties of hydroxyapatite-zirconia compacts sintered by two different sintering methods. *J Mater Sci Mater Med*. 2009 Dec 27. [Epub ahead of print]

187. Quinn JB, Quinn GD. A practical and systematic review of Weibull statistics for reporting strengths of dental materials. *Dent Mater*. 2010 Feb;26(2):135-47. Epub 2009 Nov 28. Review.

188. Chambers SD, McDermott MT, Lucy CA. Covalently modified graphitic carbon-based stationary phases for anion chromatography. *Analyst*. 2009 Nov;134(11):2273-80. Epub 2009 Sep 2.

189. Yi YF, Wang C, Wen N, Lin YZ, Tian JM. [Structure and properties of colored dental tetragonal zirconia stabilized by yttrium ceramics] *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*. 2009 Oct;27(5):473-8. Chinese.

190. Antolino NE, Hayes G, Kirkpatrick R, Muhlstein CL, Frecker MI, Mockensturm EM, Adair JH. Lost Mold-Rapid Infiltration Forming of Mesoscale Ceramics: Part 2, Geometry and Strength Improvements. *J Am Ceram Soc*. 2009;92(Suppl 1):S70-S78.

191. Karakoca S, Yilmaz H. Influence of surface treatments on surface roughness, phase transformation, and biaxial flexural strength of Y-TZP ceramics. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2009 Nov;91(2):930-7.
192. Taskonak B, Griggs JA, Mecholsky JJ Jr, Yan JH. Analysis of subcritical crack growth in dental ceramics using fracture mechanics and fractography. *Dent Mater*. 2008 May;24(5):700-7. Epub 2007 Sep 12.
193. Papanagiotou HP, Morgano SM, Giordano RA, Pober R. In vitro evaluation of low-temperature aging effects and finishing procedures on the flexural strength and structural stability of Y-TZP dental ceramics. *J Prosthet Dent*. 2006 Sep;96(3):154-64.
194. De Kler M, de Jager N, Meegdes M, van der Zel JM. Influence of thermal expansion mismatch and fatigue loading on phase changes in porcelain veneered Y-TZP zirconia discs. *J Oral Rehabil*. 2007 Nov;34(11):841-7.
195. Huang H, Zhang FQ, Sun J, Gao L. [Effect of three kinds of rare earth oxides on chromaticity and mechanical properties of zirconia ceramic] *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*. 2006 Jun;41(6):327-30. Chinese.
196. Zhang Y, Ma L. Optimization of ceramic strength using elastic gradients. *Acta Mater*. 2009 May 1;57(9):2721-2729.
197. Shijo Y, Shinya A, Gomi H, Lassila LV, Vallittu PK, Shinya A. Studies on mechanical strength, thermal expansion of layering porcelains to alumina and zirconia ceramic core materials. *Dent Mater J*. 2009 May;28(3):352-61.
198. Chai J, Chong KH. Probability of failure of machined zirconia dental ceramic core materials. *Int J Prosthodont*. 2009 Jul-Aug;22(4):340-1.
199. Radovic I, Corciolani G, Magni E, Krstanovic G, Pavlovic V, Vulicevic ZR, Ferrari M. Light transmission through fiber post: the effect on adhesion, elastic modulus and hardness of dual-cure resin cement. *Dent Mater*. 2009 Jul;25(7):837-44. Epub 2009 Feb 11.
200. Zhang Y, Kim JW. Graded structures for damage resistant and aesthetic all-ceramic restorations. *Dent Mater*. 2009 Jun;25(6):781-90. Epub 2009 Feb 1.

201. Aboushelib MN, Feilzer AJ, Kleverlaan CJ. Bridging the gap between clinical failure and laboratory fracture strength tests using a fractographic approach. *Dent Mater.* 2009 Mar;25(3):383-91. Epub 2008 Oct 15.
202. Song HY, Sarkar SK, Kim MS, Min YK, Mo YH, Lee BT. Fabrication of bioglass infiltrated Al(2)O (3)-(m-ZrO (2)) composites. *J Mater Sci Mater Med.* 2009 Jan;20(1):265-9. Epub 2008 Sep 3.
203. Yuzugullu B, Celik C, Erkut S, Ozcelik TB. The effects of extraoral porcelain polishing sequences on surface roughness and color of feldspathic porcelain. *Int J Prosthodont.* 2009 Sep-Oct;22(5):472-5.
204. Plengsombut K, Brewer JD, Monaco EA Jr, Davis EL. Effect of two connector designs on the fracture resistance of all-ceramic core materials for fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent.* 2009 Mar;101(3):166-73.
205. Koutayas SO, Vagkopoulou T, Pelekanos S, Koidis P, Strub JR. Zirconia in Dentistry: Part 2. Evidence-based Clinical Breakthrough. *Eur J Esthet Dent.* 2009 Winter;4(4):348-80.
206. Curran DJ, Fleming TJ, Towler MR, Hampshire S. Mechanical properties of hydroxyapatite-zirconia compacts sintered by two different sintering methods. *J Mater Sci Mater Med.* 2009 Dec 27. [Epub ahead of print]
207. Presser V, Keuper M, Berthold C, Nickel KG. Experimental determination of the Raman sampling depth in zirconia ceramics. *Appl Spectrosc.* 2009 Nov;63(11):1288-92.
208. Roualdes O, Duclos ME, Gutknecht D, Frappart L, Chevalier J, Hartmann DJ. In vitro and in vivo evaluation of an alumina-zirconia composite for arthroplasty applications. *Biomaterials.* 2010 Mar;31(8):2043-54. Epub 2010 Jan 6.
209. Hempel U, Hefti T, Kalbacova M, Wolf-Brandstetter C, Dieter P, Schlottig F. Response of osteoblast-like SAOS-2 cells to zirconia ceramics with different surface topographies. *Clin Oral Implants Res.* 2010 Feb;21(2):174-81. Epub 2009 Aug 25.
210. Andreiotelli M, Wenz HJ, Kohal RJ. Are ceramic implants a viable alternative to titanium implants? A systematic literature review. *Clin Oral Implants Res.* 2009 Sep;20 Suppl 4:32-47. Review.

211. Reich S, Petschelt A, Lohbauer U. The effect of finish line preparation and layer thickness on the failure load and fractography of ZrO₂ copings. *J Prosthet Dent*. 2008 May;99(5):369-76.
212. Depprich R, Ommerborn M, Zipprich H, Naujoks C, Handschel J, Wiesmann HP, Kübler NR, Meyer U. Behavior of osteoblastic cells cultured on titanium and structured zirconia surfaces. *Head Face Med*. 2008 Dec 8;4:29.
213. Depprich R, Zipprich H, Ommerborn M, Mahn E, Lammers L, Handschel J, Naujoks C, Wiesmann HP, Kübler NR, Meyer U. Osseointegration of zirconia implants: an SEM observation of the bone-implant interface. *Head Face Med*. 2008 Nov 6;4:25.
214. Hisbergues M, Vendeville S, Vendeville P. Zirconia: Established facts and perspectives for a biomaterial in dental implantology. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2009 Feb;88(2):519-29. Review.
215. Ise K, Kawanabe K, Tamura J, Akiyama H, Goto K, Nakamura T. Clinical results of the wear performance of cross-linked polyethylene in total hip arthroplasty: prospective randomized trial. *J Arthroplasty*. 2009 Dec;24(8):1216-20. Epub 2009 Aug 12.
216. Wimhurst JA, Brooks RA, Rushton N. The effects of particulate bone cements at the bone-implant interface. *J Bone Joint Surg Br*. 2001 May;83(4):588-92.
217. Wildgoose David G., Johnson A., Winstanley Raymond B., Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 91, 136-42, 2004.
218. Johnston F.J., Mumford G., Dykema R.W., *Modern Practice in Dental Ceramics*, Saunders, Philadelphia, 1967.
219. Kelly Robert J., Nishimura I., Campbell Stephen D., *Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives*, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 75, 18-32, 1996.
220. Jones D.W., Development of dental ceramics, *Dent. Clin. North. Am.*, 29, 621-44, 1985.
221. Sproull R.C., A history of porcelain in dentistry, *Bull. Hist. Dent.*, 26: 1978;

222. Subbarao E (1981). Zirconia-an overview. In: Advances in ceramics/Science and Technology of Zirconia. Heuer AH, LW, (ed). Elsevier: Amsterdam, pp 1-24.
223. Swab JJ (1991). Low temperature degradation of Y-TZP materials. J Mater Sci 26: 6706-6714.
224. Stevens R, Hennike D (1992). ZrO₂-Keramik. In: Kriegsmann J (Hrgs.): Technische Keramische Werkstoffe. Grundwerk. Deutscher Wirtschaftsdienst, Köln, 1-101.
225. Tchikawa Y, Akagawa Y, Nikai H, Tsuru H (1992). Tissue compatibility and stability of a new zirconia ceramic in vivo. J Prosthet Dent 68: 322-326.
226. Theunissen GSAM, Bouma JS, Winnubst AJA, Burggraaf AJ (1992). Mechanical properties of ultra-fine grained zirconia ceramics. J Mater Sci 27: 4429-4438.
227. Al-Shehri S.A., Mohammed H., Wilson C.A.: Influence of lamination on the flexure strength of dental castable glass ceramic. J Prosthet Dent., 76: 23-8, 1996.
228. Anusavice K.J.: Recent developments in restorative dental ceramics. JADA., 124: 72-84, 1993.
229. Raigrodski, A.J. (2004). Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. Journal of Prosthetic Dentistry, 92, 557-562.
230. Vigolo, P., Fonzi, F., Majzoub, Z., Cordioli, G. (2005). An in vitro evaluation of ZiReal abutments with hexagonal connection: in original state and following 148 abutment preparation. International Journal of Oral Maxillofacial Implants, 20(1), 108-114.
231. Spalding E.B., Replacing the entire natural enamel with porcelain, Dent. Items Int., 26, 401-10, 1904.
232. Wall G.J., Sobczak K.P., Monaco J.G., McGivney G.P., An analysis of margin adaptation of all-porcelain facial margin ceramometal crowns, J. Prosthetic Dent., 56, 289-92, 1986.

233. Sundh A, Sjögren G., A study of the bending resistance of implant-supported reinforced alumina and machined zirconia abutments and copies. *Academy Of Dental Materials*, 2007
234. Claus H., VITA In-Ceram, a new system for producing aluminium oxide crown and bridge substructures, *Quintessenz Zahntech*, 16, 35-46, 1990.
235. Al-Dohan H.M., Yaman P., Dennison J.B., Razzoog M.E., Lang B.R.: Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. *J. Prosthet. Dent.*, 91: 349-55, 2004.
236. Bahat Z, Mahmood DJ, Vult von Steyern P. Fracture strength of three-unit fixed partial denture cores (Y-TZP) with different connector dimension and design. *Swed Dent J*. 2009;33(3):149-59.
237. Apholt W., Bindl A., Lüthy H., Mörmann W.H.: Flexural strength of Cerec 2 machined and jointed InCeram-Alumina and InCeram-Zirconia bars. *Dent. Mat.*, 17: 260-7, 2001.
238. Beschmidt S.M., Strub J.: Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth. *J. Oral. Rehabil.*, 26: 582- 93, 1996.
239. Ardlin B.I.: Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dent. Mater.*, 18: 590-5, 2002.
240. Mehl C, Ludwig K, Steiner M, Kern M. Fracture strength of prefabricated all-ceramic posterior inlay-retained fixed dental prostheses. *Dent Mater*. 2010 Jan;26(1):67-75.
241. Inan O, Secilmis A, Eraslan O. Effect of pontic framework design on the fracture resistance of implant-supported all-ceramic fixed partial dentures. *J Appl Oral Sci*. 2009 Sep-Oct;17(5):533-8.
242. Aboushelib MN, de Kler M, van der Zel JM, Feilzer AJ. Effect of veneering method on the fracture and bond strength of bilayered zirconia restorations. *Int J Prosthodont*. 2008 May-Jun;21(3):237-40.

243. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Evaluation of a high fracture toughness composite ceramic for dental applications. *J Prosthodont*. 2008 Oct;17(7):538-44. Epub 2008 Aug 26.
244. Aboushelib MN, de Kler M, van der Zel JM, Feilzer AJ. Microtensile bond strength and impact energy of fracture of CAD-veneered zirconia restorations. *J Prosthodont*. 2009 Apr;18(3):211-6. Epub 2008 Dec 30.
245. Guess PC, Kulis A, Witkowski S, Wolkewitz M, Zhang Y, Strub JR. Shear bond strengths between different zirconia cores and veneering ceramics and their susceptibility to thermocycling. *Dent Mater*. 2008 Nov;24(11):1556-67. Epub 2008 May 7.
246. Sorrentino R, Salameh Z, Apicella D, Auriemma T, Zarone F, Apicella A, Ferrari M. Three-dimensional finite element analysis of stress and strain distributions in post-and-core treated maxillary central incisors. *J Adhes Dent*. 2007 Dec;9(6):527-36.
247. Wood JD, Sobolewski P, Thakur V, Arola D, Nazari A, Tay FR, Pashley DH. Measurement of microstrains across loaded resin-dentin interfaces using microscopic moiré interferometry. *Dent Mater*. 2008 Jul;24(7):859-66. Epub 2007 Nov 28.
248. Kanno T, Milleding P, Wennerberg A. Topography, microhardness, and precision of fit on ready-made zirconia abutment before/after sintering process. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2007 Sep;9(3):156-65.
249. Denry IL, Holloway JA. Microstructural and crystallographic surface changes after grinding zirconia-based dental ceramics. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2006 Feb;76(2):440-8.
250. Fleming GJ, Hall DP, Shortall AC, Burke FJ. Cuspal movement and microleakage in premolar teeth restored with posterior filling materials of varying reported volumetric shrinkage values. *J Dent*. 2005 Feb;33(2):139-46. Epub 2004 Nov 26.
251. Cavalcanti AN, Foxton RM, Watson TF, Oliveira MT, Giannini M, Marchi GM. Y-TZP ceramics: key concepts for clinical application. *Oper Dent*. 2009 May-Jun;34(3):344-51. Review.
252. Kanca J 3rd, Greitzer G. Class II restorations with margins below the CEJ. *J Esthet Restor Dent*. 2009;21(3):193-201.

253. Ramazanoğlu N. Zirkonya implantların termal siklus uygulanmadan ve uygulandıktan sonra kırılma dayanımlarının değerlendirilmesi. (Doktora Tezi), Yeditepe Üniversitesi, İstanbul, 2008.
254. Eser A, Tonuk E, Akca K, Cehreli MC. Numeric simulation of time-dependent remodeling of bone around loaded oral implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009 Jul-Aug;24(4):597-608.
255. Kurtay T. Sonlu elemanlar yöntemine giriş. İTÜ Makina Fakültesi Ziraat Makinaları Kürsüsü Ders Notları 1980.
256. Geng JP, Tan KBC, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001; 85: 585-598.
257. David A, Barry M, Amir H. Analysis of load transfer and stress distribution by an implant-supported fixed partial denture. *J Prosthet Dent* 1996; 4: 285–291.
258. Hancı M., Bozdağ E., Arpacı A. Biyomekanik. İstanbul: Logos Yayıncılık, 2000:10–55.
259. Shi L, Fok AS. Structural optimization of the fibre-reinforced composite substructure in a three-unit dental bridge. *Dent Mater*. 2009 Jun;25(6):791-801. Epub 2009 Jan 31.
260. İnan M. Cisimlerin mukavemeti. 6. Baskı. İstanbul: İTÜ Vakfı. Yayın No 25, 1988: 12, 342.
261. Balatlıoğlu A. Akrilik kaideli ve yumuşak astarlı tam protezlerde ve destek dokularında gerilme dağılımlarının üç boyutlu sonlu eleman gerilme analizi ile incelenmesi.(Doktora tezi) İstanbul: İstanbul Üniversitesi, 2000.
262. Dhert WJ, Verheyen CC, Braak LH, De Wijin JR, Klein CP, De Groot K, Rozing PM. A finite element analysis of the push-out test: influence of test conditions. *J Biomed Mater Res* 1992; 26: 119–130.
263. Ashman RB, Van Buskirk WC. The elastic properties of a human mandible. *Adv Dent Res*. 1987 Oct;1(1):64-7. No abstract available.
264. Wheeler RC. An atlas of tooth form. Toronto: Harcourt Canada; 1969. p.26
265. Hojjatie B, Anusavice KS. Three dimensional finite element analyses of glass

ceramic dental crowns. *J Biomechanics* 1990; 23:1157–1166

266. Mujde Sevimay, Aslihan Usumez, Gurcan Eskitascioglu. The Influence of Various Occlusal Materials on Stresses Transferred to Implant-Supported Prostheses and Supporting Bone: A Three-Dimensional Finite-Element Study Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Selcuk University.

267. Mahon JM, Norling BK. Effect of varying fixture width on stress and strain distribution associated with an implant stack system. *Implant Dent* 2000;9:310-20.

268. Block MS, Gardiner D, Kent JN, Misiak DJ, Finger IM, Guerra L. Hydroxyapatite-coated cylindrical implants in the posterior mandible: 10-year observations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:626–633.

269. Van Steenberghe D, Lekholm U, Bolender C, et al. Applicability of osseointegrated oral implants in the rehabilitation of partial edentulism: A prospective multicenter study on 558 fixtures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990;5:272–281.

270. Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. Three-dimensional finite element analysis of stress-distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function. *J Prosthet Dent* 76:633-640, 1996.

271. Lavelle CLB. Biomechanical considerations of prosthodontic therapy: The urgency of research into alveolar bone responses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993; 8: 179-185.

272. Kunavisarut C, Lang LA, Stoner BR, Felton DA. Finite element analysis on dental implant-supported prostheses without passive fit. *J Prosthodont* 2002; 11: 30–40.

273. Menicucci G, Lorenzetti M, Pera P, Preti G. Mandibular implant retained overdenture: Finite element analysis of two anchorage systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998; 13: 369-376.

274. Yoshida, N., Koga, Y., Kobayashi, K., Yamada, Y., Yoneda T. (2000). A new method for qualitative and quantitative evaluation of tooth displacement under the application of orthodontic forces using magnetic sensors. *Medical Engineering and Physics* 22, 293-300.

275. Ulrich D, Van Rietbergen B, Winans H, Ruegsegger R. Finite element analysis of trabecular bone structure: a comparison of image-based meshing techniques. *J Biomechanics* 31:1187-1192,1998.
276. Romeed SA, Fok SL, Wilson HF. A comparison of 2D and 3D finite element analysis of a restored tooth. *J Oral Rehabil* 33:209-215,2006.
277. Tada, S., Stegaroiu, R., Kitamura, E., Miyakawa, O. ve Kusakari, H. (2003). Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* , 18(3), 357-68.
278. Himmlova, L., Dostalova, T., Kacovsky, A. ve Konvickova, S. (2004). Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *Journal of Prosthetic Dentistry* , 91(1), 20-5.
279. Teixeira, E.R., Sato, Y., Akagawa, Y. ve Shindoi, N. (1998). A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics. *Journal of Oral Rehabilitation*, 25(4), 299-303.
280. DeVree JH, Ptres MC, Plasschaert AJ. A comparison of photoelastic and finite stress analysis in restored tooth structure. *J Oral Rehabil* 1983; 10(6): 505–17 .
281. Cenan K. Uzun ve kavisli sabit restorasyonlarda stres dağılımının incelenmesi. (Doktora tezi) İstanbul: İstanbul Üniversitesi, 2005.
282. Sato Y, Wadamoto M, Tsuga K, Teixeira ER. The effectiveness of element downsizing on a three-dimensional finite element model of bone trabeculae in implant biomechanics. *J Oral Rehabil* 26:288-291,1999.
283. Akpınar I, Demirel F, Parnas L, Sahin S. A comparison of stress and strain distribution characteristics of two different rigid implant designs for distal-extension fixed prostheses. *Quintessence Int* 27:11-17,1996.
284. Ladd A, Kinney J. Numerical errors and uncertainties in finite-element modeling of trabecular bone. *J Biomechanics* 31:941-945,1998
285. Akça K, İplikçioğlu H. Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001; 16:

722-730.

286. Cruz M, Wassall T, Toledo EM, da Silva Barra LP, Cruz S. Finite element stress analysis of dental prostheses supported by straight and angled implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009 May-Jun;24(3):391-403.

287. Yokoyama S, Wakabayashi N, Shiota M, Ohyama T. The influence of implant location and length on stress distribution for three-unit implant-supported posterior cantilever fixed partial dentures. *J Prosthet Dent*. 2004 Mar;91(3):234-40.

288. Piattelli A, Scarano A, Piattelli M, Bertolai R, Panzoni E. Histologic aspects of the bone and soft tissues surrounding three titanium non-submerged plasma-sprayed implants retrieved at autopsy: a case report. *J Periodontol* 68:694-700,1997.

289. Novae AB, Souza SLS, Oliveira PT, Souza AMMS. Histomorphometric analysis of the bone-implant contact obtained with 4 different implant surface treatments placed side by side in the dog mandible nt. *J Maxillofac Impl* 17:377-383,2002.

290. Caulier H, Hayakawa T, Naert I, Van Der Waerden JPCM, Wolke JGC, Jansen JA. An animal study on the bone behaviour of Ca-P-coated implants:influence of implant location. *J Materials Scie Materials in Medi* 8:531-536,1997.

291. Lamoni F, Rasperini G, Trisi P, Simion M. Histomorphometric analysis of a half hydroxyapatite-coated implant in humans: a pilot sudy. *Int J Oral Maxillofac Implants* 14:729-735,1999.

292. Piattelli A, Scarano A, Piattelli M, Bertolai R, Panzoni E. Histologic aspects of the bone and soft tissues surrounding three titanium non-submerged plasma-sprayed implants retrieved at autopsy: a case report. *J Periodontol* 68:694-700,1997.

293. Degidi M, Petrone G, Iezzi G, Piattelli A. Bone contact around acid-etched implants:a histological and histomorphometrical evaluation of two human-retrieved implants. *J Oral Implantol* 29:13-18,2003.

294. Wilson TG, Schenk R, Buser D, Cochran D. Implants placed in immediate extraction sites:a report of histological and histometric analyses of human biopsies. *Int J Oral Maxillofac Implants* 13:333-341,1998.

295. Steigenga J, Al-Shammari K, Misch C, Nociti Jr FH, Wang HL. Effects of implant thread geometry on percentage osseointegration and resistance to reverse torque in the tibia of rabbits. *J Periodontol* 75:1233-1241,2004
296. Hure G, Donath K, Lesourd M, Chappard D, Basle M-F, Does titanium surface treatment influence the bone-implant interface? sem and histomorphometry in a 6-month sheep study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 11:506-511,1996
297. Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. 3D-FEA of osseointegration percentages and patterns on implant-bone interfacial stresses. *J Dent* 25:485-491,1997
298. Miyata T, Kobayashi Y, Araki H, Motomura Y, Shin K. The influence of controlled occlusal overload on peri-implant tissue: a histologic study in monkeys. *Int J Oral Maxillofac Implants* 13:677-683,1998.
299. Degidi M, Petrone G, Iezzi G, Piattelli A. Bone contact around acid-etched implants: a histological and histomorphometrical evaluation of two human-retrieved implants. *J Oral Implantol.* 2003;29(1):13-8.
300. Cochran DL. The scientific basis for and clinical experiences with Straumann implants including the ITI dental implant system: a consensus report. *Clin Oral Implant Res* 2000;11:33-58
301. 85. Misch CE. Contemporary implant dentistry. St.Louis: Mosby-Year Book Inc, 1993.
302. Özkan, M.K. (1997). İmplant destekli overdenture protezlerde bar yapımında kullanılan iki değişik metal alaşımının, bar şeklinin ve barlı sisteme destek veren implant sayısının statik yükleme altında oluşan kuvvet dağılımına etkilerinin sonlu elemanlar gerilme analizi yöntemi ile incelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi. İstanbul
303. Pietrabissa, R., Contro, R., Quaglini, V., Soncini, M., Gionso, L., Simion, M. (2000). Experimental and computational approach for the evaluation of the biomechanical effects of dental bridge misfit. *Journal of Biomechanics*, 33, 1489-1495.
304. Çankaya, M.Ö. (2005). Alt çene total dişsizlik vakalarında implant destekli protez uygulamalarında, implantların farklı lokalizasyonlarda yerleştirilmesinin ve farklı üst yapılarının kullanılmasının kemikteki kuvvet dağılımına etkisinin sonlu elemanlar stres

analiz yöntemi ile incelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi. İstanbul

305. Sertgöz A. Finite element analysis of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prostheses. *Int J Prosthodont* 1997; 10: 19-27

306. Meijer, H.J.A., Kuiper, J.H., Starmans, F.J.M. & Bosman, F. (1992) Stress distribution around dental implants: influence of superstructure, length of implants and height of mandible. *Journal of Prosthetic Dentistry* 68: 96–102.

307. Uysal H, İplikcioğlu H, Avcı M. An Experimental analysis of the stresses on the implant in an implant-tooth supported prostheses: A technical note. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997; 12: 118-24

308. Clelland NL, Ismail YH, Zaki HS, Pipko D. Three dimensional finite element analysis in and around the screw-vent implant. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*. 1991;6;391

309. Rochietta I, Fontana F, Addis A, Schupbach P, Simion M. Surface modified zirconia implants: tissue response in rabbits. *Clin Oral Implants Res*. 2009 Aug;20(8):844-50

310. Williams K.R., Watson C.J., Murphy W.M., Scott J., Gregory M., Sinobad D. Finite element analysis of fixed prostheses attached to osseointegrated implants. *Quintessence Int* 1990; 21: 563-570.

311. Kohal, R.J., Papavasiliou, G., Kamposiora, P., Tripodakis, A. & Strub, J.R. (2002) Three-dimensional computerized stress analysis of commercially pure titanium and yttrium-partially stabilized zirconia implants. *International Journal of Prosthodontics* 15: 189–194

312. Mahony A, Bowles Q, Woolsey G, Robinson SJ, Spencer P. Stress distribution in the single-unit osseointegrated dental implant finite element analysis of axial loading. *Impl Dent* 2000, 9(3): 207-18.

313. White SN, Caputo AA, Anderkvist T. Effect of cantilever length on stress transfer by implant-supported prostheses. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1994;71;493-9

314. Duyck J, Naert I, Van Oosterwyck H, Ronold HJ, Vander Sloten J, Ellingsen JE. The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around

osseointegrated implants: an animal experimental study. Clin Oral Implants Res 2001;12:207-18.

315. Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. Three-dimensional finite element analysis of stress-distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function. J Prosthet Dent 1996;76:633-40.

316. Tong-Mei Wang, Liang-Jenq Leu, Juo-Song Wang, Li-Deh Lin. Effects of Prosthesis Materials and Prosthesis Splinting on Peri-implant Bone Stress Around Implants in Poor-Quality Bone: The International Journal of Oral & Maxillofacial Implant 2002 Volume 17;2:231-237

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	YUSUF ERKAN	Soyadı	AKILLI
Doğ.Yeri	ADANA	Doğ.Tar.	21.04.1980
Uyruğu	TC	TC Kim No	14863507958
Email	eakil@hotmail.com	Tel	

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mez. Yılı
Doktora	Oral İmplantoloji A.B.D	2010
Yük.Lis.	İ. Üni Diş Hekimliği Fakültesi	2003
Lisans		
Lise	Antalya lisesi	1998

İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

	Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
1.			-
2.			-
3.			-

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*	KPDS/ÜDS Puanı	(Diğer) Puanı
İngilizce	İyi	iyi	iyi	70	

*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
LES Puanı			
(Diğer) Puanı			

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
Windows office	

Yayınları

1. Karabuda C, Akıllı E, Gashi B, Turan S, Koldaş T. İskeletsel ileri derecede mandibular prognati vakasının interdisipliner tedavisi: Vaka sunumu İmplantTR Dergisi 3(2), 30-38, Nisan-Mayıs 2008.
2. Abdel-Hak J, Akıllı E, Karabuda C, Gültekin A, Gashi B. Ön bölge mezio-distal mesafenin yetersiz olduğu vakada tek diş implant uygulaması ve erken yükleme: Vaka sunumu. Oral İmplantoloji Dergisi 8(1), 30-34, Mayıs 2008
3. Akıllı E, Karabuda C, Gashi B, Gültekin A, Abdel-Hak J. Diş implant destekli sabit protezlerin serbest sonlanan mandibuladaki 4 yıllık klinik takibi, Oral İmplantoloji Dergisi 8(2), 8-13, Kasım 2007.
4. Karabuda C, Gashi B, Akıllı E, Özdemir T. Osseointegre Diş İmplantlarının, Ektodermal Displazi Hastaların Rehabilitasyonunda Kullanımı: Vaka sunumu, Oral İmplantoloji Dergisi 7:1, Mayıs 2006.

Tebliğleri Sertifikaları/Ödülleri

Özel İlgi Alanları (Hobileri):