

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

**(DOKTORA TEZİ)**

**FARKLI ALT YAPI MATERYALLERİ KULLANIMININ STRES  
DAĞILIMINA ETKİSİNİN SONLU ELEMANLAR STRES  
ANALİZİ YÖNTEMİ VE MEKANİK TESTLER İLE  
KARŞILAŞTIRMALI OLARAK İNCELENMESİ**

**BURÇİN KARATAŞLI**

**DANIŞMAN  
PROF. DR. ÇETİN SEVÜK**

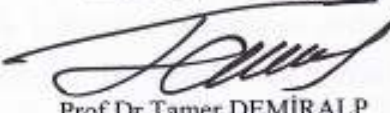
**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI  
KURON KÖPRÜ PROTEZİ PROGRAMI**

**İSTANBUL-2010**

## TEZ ONAYI

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

20 / 07 / 2010

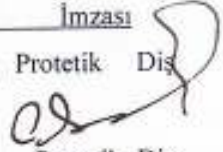


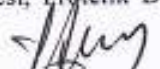
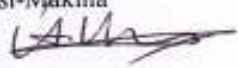
  
Prof. Dr. Tamer DEMİRALP  
Müdür

Kurum : İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü  
Program Adı : Kuron Köprü Protezi Bilim Dalı  
Programın seviyesi : Yüksek Lisans  Doktora   
Anabilim Dalı : Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı  
Tez Sahibi : Burçin KARATAŞLI  
Tez Başlığı : Farklı alt yapı materyalleri kullanımının stres dağılımına etkisinin sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ve mekanik testlerle karşılaştırmalı olarak incelenmesi  
Sınav Yeri : Kuron Köprü Protezi Bilim Dalı Seminer Salonu  
Sınav Tarihi : 14 / Temmuz / 2010

### Tez Sınav Jürisi

Ünvanı Adı Soyadı (Üniversitesi, Fakültesi, Anabilim Dalı)

İmzası

1. Prof. Dr. Çetin SEVÜK (TEZ DANIŞMANI/ İ.Ü. Dişhekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı) 
2. Prof. Dr. Deniz ŞEN (SINAV JÜRİ ÜYESİ / İ.Ü. Dişhekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı) 
3. Prof. Dr. Haşim GÜR (TEZ İZLEME KOMİTE ÜYESİ/ İ.Ü. Dişhekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı) 
4. Prof. Dr. Bülent ŞERMET (SINAV JÜRİ ÜYESİ/ İ.Ü. Dişhekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı) 
5. Prof. Dr. Ata MUGAN (TEZ İZLEME KOMİTE ÜYESİ/ İ.T.Ü. Makina Fakültesi- Makina Mühendisliği Bölümü, Mekanik Anabilim Dalı) 

**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 haklarımı ihlal edici bir davranışımın olmadığı beyan ederim.

Burçin Karataşlı



## İTHAF

Aileme ithaf ediyorum

## TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince ve tezimin hazırlanması sırasında bilgi, deneyimleriyle bana her zaman yardımcı olup destek veren, klinik tecrübelerini benimle paylaşan, bana mesleğimi sevdiren ve diş hekimliğinde ufkumu genişleten, Sayın Hocam ve tez danışmanım **Prof. Dr. Çetin Sevük'** e teşekkür ederim.

Doktora eğitimim sırasında her zaman bana destek olan, bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan başta Ana Bilim Dalı Başkanımız **Prof. Dr. Haluk Keskin**, Bilim Dalı Başkanımız **Prof. Dr. Murat Aydın**, olmak üzere kürsümüzün tüm değerli öğretim üyelerine,

Ayrıca tezin hazırlanmasında beni destekleyen, teşvik eden ve yönlendiren **Prof. Dr. Ata Mugan' a, Doç.Dr. Ekrem Tüfekçi' ye, Yrd. Doç. Dr. Oğuz Altay' a,**

Deney ve analizlerimin yapılması sırasında bana yardımcı olan **Araş. Gör. Serhan Sapmaz ve Araş Gör. Serhan Aydın Aya' ya**

Tez çalışmalarım boyunca bana birçok aşamada destek olan tüm doktora öğrencisi arkadaşlarıma,

Sevgisi, anlayışı ve sabrıyla tez çalışmamın tamamlanmasında beni yüreklendiren sevgili eşim **Gökçen Karataşlı** ve oğlum **Doruk Karataşlı' ya,**

Hayatım boyunca yanımda olup bana inanan, güvenen, sevgi ve desteklerini hiç esirgemeyen annem **Bingül Karataşlı' ya,** babam **Hüseyin Karataşlı' ya,** **kardeşlerime, aileme ve tüm arkadaşlarıma** sonsuz teşekkür ederim.

## İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI .....	ii
BEYAN.....	iii
İTHAF.....	iv
TEŞEKKÜR.....	v
İÇİNDEKİLER .....	vi
TABLolar LİSTESİ.....	xi
ŞEKİLLER LİSTESİ .....	xii
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ .....	xxiii
ÖZET .....	xxiv
ABSTRACT.....	xxv
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER .....	3
2.1. İmplantoloji Kavramı.....	3
2.1.1. Oral İmplantların Tarihçesi.....	3
2.1.2. Kullanım Alanlarına Göre Oral İmplantlar .....	5
2.1.2.1. Transosteal İmplantlar.....	5
2.1.2.2. Subperiostal İmplantlar .....	5
2.1.2.3. Mukozal İmplantlar .....	6
2.1.2.4. Transdental İmplantlar .....	6
2.1.2.5. Endosseoz İmplantlar .....	6
2.1.3. Oral İmplantlarda Osseointegrasyon.....	7
2.1.4. Kemiğin Yapısı .....	9
2.1.5. Çene Kemiğinin Yıkımı ve Kalitesine Bağlı Olarak Sınıflandırılması.....	10
2.1.5.1. Yoğun Kompakt Kemik (D1).....	12
2.1.5.2. Yoğun Kompakt Kemik (D2).....	12
2.1.5.3. Poröz Kompakt ve İnce Trabeküllü Kemik (D3).....	13
2.1.5.4. İnce Trabeküllü Kemik (D4).....	13
2.1.6. Oral İmplantların Başarı Kriterleri.....	14
2.1.7. İmplantların Kısa ve Uzun Dönem Başarısını Etkileyen Faktörler .....	16
2.1.7.1. Hekime Bağlı Faktörler.....	16

2.1.7.2. Hastaya Bağlı Faktörler.....	16
2.1.7.3. Kullanılan İmplantın Bağlı Faktörler .....	17
2.1.8. İmplant Uygulamalarında Karşılaşılan Komplikeasyonlar.....	17
2.1.8.1. Cerrahi Safhada Karşılaşılan Komplikeasyonlar .....	17
2.1.8.2. Erken Postoperatif Komplikeasyonlar .....	17
2.1.8.3. İmplantlarda Görülen Genel Komplikeasyonlar .....	18
2.1.9. İmplantların Genel Endikasyonları .....	18
2.1.10. İmplantların Genel Kontrendikasyonları .....	18
2.1.11. İmplant Uygulamalarında Dikkat Edilecek Hususlar .....	19
2.1.11.1. Alt Çene İmplant Uygulamalarında Dikkat Edilecek Hususlar .....	19
2.1.11.2. Üst Çene İmplant Uygulamalarında Dikkat Edilecek Hususlar.....	20
2.1.12. İmplant Uygulanacak Hastaların Değerlendirilmesi.....	21
2.2. İmplant Üstü Protetik Restorasyonlar .....	25
2.2.1. İmplant Üstü Protetik Restorasyonların Sınıflandırılması .....	27
2.2.1.1. Total Dişsiz Hastalarda Protetik Tedavi Planlaması .....	27
2.2.1.2. Parsiyel Dişsiz Hastalarda Tedavi Planlaması .....	28
2.2.2. İmplant Üstü Protetik Restorasyonların Avantajları.....	29
2.3. İmplant Destekli Protezlerin Biyomekaniği.....	30
2.3.1. İmplant Destekli Protezlerde Çiğneme Kuvvetleri .....	30
2.3.2. İmplant Destekli Sabit Protezlerde Kuvvet Dağılımı .....	31
2.4. Dental Seramikler .....	36
2.4.1. Dental Seramiklerin Yapısı.....	36
2.4.1.1. Feldspar .....	36
2.4.1.2. Kuartz (Silika) (SiO <sub>3</sub> ).....	36
2.4.1.3. Kaolin (Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> - 2 SiO <sub>2</sub> - 2 H <sub>2</sub> O) .....	36
2.4.2. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması .....	37
2.4.2.1. Bileşimlerine (İçeriklerine) Göre .....	37
2.4.2.2. Pişirme Isılarına Göre .....	37
2.4.2.3. Kullanım Yerlerine Göre.....	37
2.4.3. Dental Seramiklerin Gelişimi.....	37
2.4.4. Tam Seramik Restorasyonlar .....	39
2.4.5. Tam Seramik Sistemlerin Sınıflaması.....	40
2.4.5.1. Isı İle Presleme Tekniği Kullanılarak Elde Edilen Seramikler .....	41

2.4.5.2. Dökülebilir Tam Seramikler .....	44
2.4.5.3. Refraktör Yalancı Kök Üzerinde Fırınlanan Seramikler .....	45
2.4.5.4. Bilgisayar Destekli Tam Seramik Kopyalama Tekniği .....	50
2.5. Gerilme Analiz Yöntemleri ve Sonlu Elemanlar Analizi (SEA) Metodunda Kullanılan Mekanik Kavramlar .....	62
2.5.1. Gerilme Analiz Yöntemleri.....	62
Yük altındaki yapıların içinde oluşan gerilmeleri önceden saptayabilmek amacıyla bazı araçlar kullanılarak yapılan incelemeye ‘gerilme analizi’ denir (55).....	62
Gerilme analiz yöntemleri şunlardır (55):.....	62
2.5.1.1. SEA Yöntemi .....	63
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	74
3.1. Mekanik Test Düzeneklerinin Hazırlanması.....	74
3.1.1. Kullanılacak Çene Kemiğine Ait Tomografi Görüntülerinin Elde Edilmesi....	74
3.1.2. Alt Çene Kemiğinin Reçine Modelinin Hazırlanması .....	75
3.1.3. İmplant Çaplarının ve Konumlarının Belirlenmesi.....	76
3.1.4. İmplantların Yerleştirilmesi .....	76
3.1.5. Mekanik Testlerde Kullanılacak Alt Yapıların Hazırlanması .....	78
3.1.6. Basınç Sensörlerinin Yerleştirilmesi.....	80
3.1.7. Alt Çenenin Üst Çeneye Göre Konumunu, Bağlantı ve Destek Noktalarını Taklit Eden Düzenek Hazırlanması .....	82
Şekil 3-15: Alt çenenin üst çeneye göre konumunu, bağlantı ve destek noktalarını taklit eden düzenek.....	83
3.1.8. Mekanik Testin Uygulanması .....	83
3.2. SEA Yönteminde Kullanılacak Dosya ve Verilerin Hazırlanması .....	85
3.2.1. Geometrik Modellerin Oluşturulması .....	85
3.2.2. Alt Çene Kemiğinin Modellenmesi .....	85
3.2.3. Kafes Modelinden Katı Model Oluşturulması .....	86
3.2.4. İmplantların Modellenmesi .....	87
3.2.5. Alt yapıların Modellenmesi .....	87
3.2.6. SEA Programında Modellerde Kontak Yüzeylerinin Belirlenmesi .....	88
3.2.7. SEA Programında Modellere Uygulanan Dış Etken ve Sınır Şartlar .....	89
3.2.8. Sonlu Elemanlar Programına Malzeme Özelliklerinin Verilmesi .....	90
3.2.9. Sonlu Elemanlar Programında Analiz Sonuçlarının Alınması .....	91



4. BULGULAR.....	92
4.1. Epoksi Reçine Alt Çenede Ana Modeldeki Stres Dağılımı .....	92
4.2. Epoksi Reçine Alt Çenede Alt Yapıdaki Stres Dağılımı .....	93
4.3. Epoksi Reçine Alt Çenede Destek Kemik Dokusundaki Stres Dağılımı.....	96
4.4. Epoksi Reçine Alt Çenede Mezial İmplantlarda Oluşan Stres Dağılımı .....	98
4.4.1. Epoksi Reçine Alt Çenede Mezial İmplantın Servikal 1/3' ündeki Stres Dağılımı .....	98
4.4.2. Epoksi Reçine Alt Çenede Mezial İmplantın Orta 1/3' ündeki Stres Dağılımı .....	101
4.4.3. Epoksi Reçine Alt Çenede Mezial İmplantın Apikal 1/3' ündeki Stres Dağılımı .....	103
4.4.4. Epoksi Reçine Alt Çenede Distal İmplantın Servikal 1/3' ündeki Stres Dağılımı .....	106
4.4.5. Epoksi Reçine Alt Çenede Distal İmplantın Orta 1/3' ündeki Stres Dağılımı.....	108
4.4.6. Epoksi Reçine Alt Çenede Distal İmplantın Apikal 1/3' ündeki Stres Dağılımı .....	110
4.5. Tamamı Kortikal Kemik Olarak Kabul Edilen Alt Çenede Ana Modeldeki Stres Dağılımı .....	113
4.6. Tamamı Kortikal Kemik Olarak Kabul Edilen Alt Çenede Alt yapıdaki Stres Dağılımı .....	114
4.7. Tamamı Kortikal Kemik Olarak Kabul Edilen Alt Çenede Destek Kemik Dokusundaki Stres Dağılımı.....	118
4.8. Tamamı Kortikal Kemik Olarak Kabul Edilen Alt Çenede İmplantlarda Oluşan Stres Dağılımı .....	121
4.8.1. Tamamı Kortikal Kemik Olarak Kabul Edilen Alt Çenede Mezial İmplantın Servikal 1/3' ündeki Stres Dağılımı.....	121
4.8.2. Tamamı Kortikal Kemik Olarak Kabul Edilen Alt Çenede Mezial İmplantın Orta 1/3' ündeki Stres Dağılımı .....	123
4.8.3. Tamamı Kortikal Kemik Olarak Kabul Edilen Alt Çenede Mezial İmplantın Apikal 1/3' ündeki Stres Dağılımı .....	125
4.8.4. Tamamı Kortikal Kemik Olarak Kabul Edilen Alt Çenede Distal İmplantın Servikal 1/3' ündeki Stres Dağılımı.....	128
4.8.5. Tamamı Kortikal Kemik Olarak Kabul Edilen Alt Çenede Distal İmplantın Orta 1/3' ündeki Stres Dağılımı.....	131

4.8.6. Tamamı Kortikal Kemik Olarak Kabul Edilen Alt Çenede Distal İmplantın Apikal 1/3' ündeki Stres Dağılımı .....	133
4.9. Tamamı Spongioz Kemik Olarak Kabul Edilen Alt Çenede Ana Modeldeki Stres Dağılımı .....	135
4.10. Tamamı Spongioz Kemik Olarak Kabul Edilen Alt Çenede Alt yapıdaki Stres Dağılımı .....	137
4.11. Tamamı Spongioz Kemik Olarak Kabul Edilen Alt Çenede Destek Kemik Dokusundaki Stres Dağılımı .....	140
4.12. Tamamı Spongioz Kemik Olarak Kabul Edilen Alt Çenede İmplantlarda Oluşan Stres Dağılımı .....	143
4.12.1. Tamamı Spongioz Kemik Olarak Kabul Edilen Alt Çenede Mezial İmplantın Servikal 1/3' ündeki Stres Dağılımı .....	143
4.12.2. Tamamı Spongioz Kemik Olarak Kabul Edilen Alt Çenede Mezial İmplantın Orta 1/3' ündeki Stres Dağılımı .....	145
4.12.3. Tamamı Spongioz Kemik Olarak Kabul Edilen Alt Çenede Mezial İmplantın Apikal 1/3' ündeki Stres Dağılımı .....	148
4.12.4. Tamamı Spongioz Kemik Olarak Kabul Edilen Alt Çenede Distal İmplantın Servikal 1/3' ündeki Stres Dağılımı .....	150
4.12.5. Tamamı Spongioz Kemik Olarak Kabul Edilen Alt Çenede Distal İmplantın Orta 1/3' ündeki Stres Dağılımı .....	153
4.12.6. Tamamı Spongioz Kemik Olarak Kabul Edilen Alt Çenede Distal İmplantın Apikal 1/3' ündeki Stres Dağılımı .....	155
4.13. Çeşitli Materyallerden Hazırlanan Alt Çene Modellerinde Farklı Materyallerin Neden Oldukları Maksimum Gerilme Değerlerinin Karşılaştırılması .....	158
4.14. Mekanik Test Sonucunda İmplant Kemik Arayüzünde Belirlenen Stres Dağılımlarının İncelenmesi .....	162
Şekil 4-153: Epoksi reçine alt çenede Co-Cr alt yapıda mekanik testte oluşan stres dağılımı .....	164
5. TARTIŞMA .....	169
KAYNAKLAR .....	186
ÖZGEÇMİŞ .....	217

**TABLULAR LİSTESİ**

Tablo 2-1: Vidalı ve simante protezlerin avantajları ve dezavantajları .....	29
Tablo 3-1: Çalışmamızda kullanılan modellerin eleman ve düğüm sayıları. ....	88
Tablo 3-2: Kullanılan malzemelerin elastiklik modülü ve Poisson Oranları.....	90
Tablo 4-1: Alt yapı materyallerinin mekanik test sonuçları açısından değerlendirilmesi .....	163
Tablo 4-2:Her iki test yöntemi ile elde edilen değerlerin tutarlılığının karşılaştırılması .....	167

## ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1: Bilinen ilk kemik içi alloplastik üç implant uygulaması (262).....	4
Şekil 2-2: Kemik kalitesinin sınıflandırılması .....	12
Şekil 2-3: Alt çenenin küçük ve büyük azı dişlerinin etrafındaki süngerimsi kemik dokusunun görünüşü (262). .....	20
Şekil 2-4: Panoramik radyografide alt çenenin frontal bölgesinde yoğun kemik dokusu, azılar bölgesinde nispeten daha az kemik dokusu ve üst çenede daha spongiöz doku... ..	20
Şekil 2-5: Üst çenenin sağ tarafında, küçük ve büyükazı dişler bölgesinde, süngerimsi kemiğin görünüşü. a: sinüs tabanının kompakt kemiği. ....	21
Şekil 2-6: Çizgisel eleman tipleri.....	65
Şekil 2-7: İki boyutlu eleman tipleri .....	66
Şekil 2-8: Üç boyutlu eleman tipleri.....	66
Şekil 2-9: Mohr Dairesi .....	72
Şekil 2-10: Poisson Oranı' nın hesaplanması .....	73
Şekil 3-1: Üzerinde implant planlaması yapılan alt çeneye ait tomografi görüntüleri ...	75
Şekil 3-2: Mimics 10 programıyla hazırlanan üç boyutlu çene modeli .....	75
Şekil 3-3: 4.7 mm Tapered Screw-Vent implant .....	76
Şekil3-4:Hex- Lock Contour abutment .....	76
Şekil 3-5: Mimics 10 programında belirlenen implant pozisyonları .....	77
Şekil_3-6: Kemik destekli cerrahi şablon.....	77
Şekil 3-7: İmplant ve abutmentleri yerleştirilmiş epoksi reçine alt çene modeli.....	78
Şekil 3-8: Co-Cr alyapı .....	79
Şekil 3-9: Zirkonyum Dioksit alt yapı .....	79
Şekil 3-10: Kıymetli metal alt yapı dökümünde kullanılacak akrilik modelaj ....	79
Şekil3-11: In-Ceram Alumina alt yapı.....	79
Şekil 3-12: In-Ceram Zirconia alt yapı .....	79
Şekil 3-13: Tekscan 6900 basınç sensörü .....	80
Şekil 3-14: implantların etrafına yerleştirilmiş ve polimerizasyon işlemi tamamlanmış senörlerin görüntüsü .....	82
Şekil 3-15: Alt çenenin üst çeneye göre konumunu, bağlantı ve destek noktalarını taklit eden düzenek.....	83

Şekil 3-16: Ünlversal Test Cihazı' nda deney düzeneğine belirlenen kuvvetin uygulanması.....	84
Şekil 3-17: Mimics 10 programında elde edilen 3 boyutlu çene modeli.....	85
Şekil 3-18: Kafes model .....	86
Şekil 3-19: Katı model.....	86
Şekil 3-20: Al tyapının SEA modeline dönüştürülmeden önceki görüntüsü.....	87
Şekil 3-21: Abaqus programına aktarılan modelin görüntüsü.....	88
Şekil 3-22: Kontak yüzeylerinin belirlenmesi .....	89
Şekil 3-23: Modellere uygulanan sınır şartlar.....	89
Şekil 3-24 : Modellere uygulanan dikey kuvvetler ve sınır şartlar.....	90
Şekil 4-1: Epoksi reçine alt çenede ana modelde oluşan maksimum gerilme değerleri.	93
Şekil 4-2: Epoksi reçine alt çenede ana modelde uygulanan SEA sonuçları.....	93
Şekil 4-3: Epoksi reçine alt çenede Co-Cr alt yapıda oluşan stres dağılımı.....	94
Şekil 4-4: Epoksi reçine alt çenede In Ceram Alumina alt yapıda oluşan stres dağılımı	94
Şekil 4-5: Epoksi reçine alt çenede In Ceram Zirconia alt yapıda oluşan stres dağılımı	95
Şekil 4-6: Epoksi reçine alt çenede ZrO <sub>2</sub> alt yapıda oluşan stres dağılımı.....	95
Şekil 4-7: Epoksi reçine alt çenede kıymetli metal alt yapıda oluşan stres dağılımı.....	96
Şekil 4-8: Co-Cr alt yapıda epoksi reçine alt çenede oluşan stres dağılımı.....	97
Şekil 4-9: In Ceram Alumina alt yapıda epoksi reçine alt çenede oluşan stres dağılımı	97
Şekil 4-10: In Ceram Zirconia alt yapıda epoksi reçine alt çenede oluşan stres dağılımı .....	97
Şekil 4-11: ZrO <sub>2</sub> alt yapıda epoksi reçine alt çenede oluşan stres dağılımı.....	98
Şekil 4-12: Kıymetli metal alt yapıda epoksi reçine alt çenede oluşan stres dağılımı....	98
Şekil 4-13: Epoksi reçine alt çenede mezial implantın servikal 1/3' ünde oluşan maksimum gerilme değerleri .....	99
Şekil 4-14: : Epoksi reçine alt çenede Co-Cr alt yapıda mezial implantın servikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı.....	99
Şekil 4-15: Epoksi reçine alt Çenede In Ceram Alumina alt yapıda mezial implantın servikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı .....	100
Şekil 4-16: Epoksi reçine alt çenede In Ceram Zirconia alt yapıda mezial implantın servikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı .....	100
Şekil 4-17: Epoksi reçine alt çenede ZrO <sub>2</sub> alt yapıda mezial implantın servikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı .....	100

Şekil 4-18: Epoksi reçine alt çenede kıymetli metal alt yapıda mezial implantın servikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı .....	101
Şekil 4-19: Epoksi reçine alt çenede mezial implantın orta 1/3' ünde oluşan maksimum gerilme değerleri .....	101
Şekil 4-20: Epoksi reçine alt çenede Co-Cr alt yapıda mezial implantın orta 1/3' ünde oluşan stres dağılımı .....	102
Şekil 4-21: Epoksi reçine alt çenede In Ceram Alumina alt yapıda mezial implantın orta 1/3' ünde oluşan stres dağılımı .....	102
Şekil 4-22: Epoksi reçine alt çenede In Ceram Zirconia alt yapıda mezial implantın orta 1/3' ünde oluşan stres dağılımı .....	102
Şekil 4-23: Epoksi reçine alt çenede ZrO <sub>2</sub> alt yapıda mezial implantın orta 1/3' ünde oluşan stres dağılımı .....	103
Şekil 4-24: Epoksi reçine alt çenede kıymetli metal alt yapıda mezial implantın orta 1/3' ünde oluşan stres dağılımı.....	103
Şekil 4-25: Epoksi reçine alt çenede mezial implantın apikal 1/3' ünde oluşan maksimum gerilme değerleri .....	104
Şekil 4-26: Epoksi reçine alt çenede Co-Cr alt yapıda mezial implantın apikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı .....	104
Şekil 4-27: Epoksi reçine alt çenede In Ceram Alumina alt yapıda mezial implantın apikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı .....	104
Şekil 4-28: Epoksi reçine alt çenede In Ceram Zirconia alt yapıda mezial implantın apikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı .....	105
Şekil 4-29: Epoksi reçine alt çenede ZrO <sub>2</sub> alt yapıda mezial implantın apikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı .....	105
Şekil 4-30: Epoksi reçine alt çenede kıymetli metal alt yapıda mezial implantın apikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı .....	105
Şekil 4-31: Epoksi reçine alt çenede distal implantın servikal 1/3' ünde oluşan maksimum gerilme değerleri .....	106
Şekil 4-32: Epoksi reçine alt çenede Co-Cr alt yapıda distal implantın servikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı .....	106
Şekil 4-33: Epoksi reçine alt çenede In Ceram Alumina alt yapıda distal implantın servikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı .....	107

Şekil 4-34: Epoksi reçine alt çenede In Ceram Zirconia alt yapıda distal implantın servikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı .....	107
Şekil 4-35: Epoksi reçine alt çenede ZrO <sub>2</sub> alt yapıda distal implantın servikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı .....	107
Şekil 4-36: Epoksi reçine alt çenede kıymetli metal alt yapıda distal implantın servikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı .....	108
Şekil 4-37: Epoksi reçine alt çenede distal implantın orta 1/3' ünde oluşan maksimum gerilme değerleri .....	108
Şekil 4-38: Epoksi reçine alt çenede Co-Cr alt yapıda distal implantın orta 1/3' ünde oluşan stres dağılımı .....	109
Şekil 4-39: Epoksi reçine alt çenede In Ceram Alumina alt yapıda distal implantın orta 1/3' ünde oluşan stres dağılımı .....	109
Şekil 4-40: Epoksi reçine alt çenede In Ceram Zirconia alt yapıda distal implantın orta 1/3' ünde oluşan stres dağılımı .....	109
Şekil 4-41: Epoksi reçine alt çenede ZrO <sub>2</sub> alt yapıda distal implantın orta 1/3' ünde oluşan stres dağılımı .....	110
Şekil 4-42: Epoksi reçine alt çenede kıymetli metal alt yapıda distal implantın orta 1/3' ünde oluşan stres dağılımı.....	110
Şekil 4-43: Epoksi reçine alt çenede distal implantın apikal 1/3' ünde oluşan maksimum gerilme değerleri .....	111
Şekil 4-44: Epoksi reçine alt çenede Co-Cr alt yapıda distal implantın apikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı .....	111
Şekil 4-45: Epoksi reçine alt çenede In Ceram alumina alt yapıda distal implantın apikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı .....	112
Şekil 4-46: Epoksi reçine alt çenede In Ceram Zirconia alt yapıda distal implantın apikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı .....	112
Şekil 4-47: Epoksi reçine alt çenede ZrO <sub>2</sub> alt yapıda distal implantın apikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı .....	112
Şekil 4-48: Epoksi reçine alt çenede kıymetli metal alt yapıda distal implantın apikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı .....	113
Şekil 4-49: Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede ana modelde oluşan maksimum gerilme değerleri .....	114

Şekil 4-50: Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede ana modelde uygulanan SEA sonuçları.....	114
Şekil 4-51: Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede Co-Cr alt yapıda oluşan stres dağılımı .....	115
Şekil 4-52: Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede In Ceram Alumina alt yapıda oluşan stres dağılımı.....	116
Şekil 4-53: Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede In Ceram Zirconia alt yapıda oluşan stres dağılımı.....	116
Şekil 4-54: Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede ZrO <sub>2</sub> alt yapıda oluşan stres dağılımı .....	117
Şekil 4-55: Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede kıymetli metal alt yapıda oluşan stres dağılımı.....	117
Şekil 4-56: Co-Cr alt yapıda tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede oluşan stres dağılımı .....	118
Şekil 4-57: In Ceram Alumina alt yapıda tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede oluşan stres dağılımı .....	119
Şekil 4-58: In Ceram Zirconia alt yapıda tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede oluşan stres dağılımı .....	119
Şekil 4-59: ZrO <sub>2</sub> alt yapıda tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede oluşan stres dağılımı.....	120
Şekil 4-60: Kıymetli metal alt yapıda tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede oluşan stres dağılımı .....	120
Şekil 4-61: Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede mezial implantın servikal 1/3' ünde oluşan maksimum gerilme değerleri.....	121
Şekil 4-62: Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede Co-Cr alt yapıda mezial implantın servikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı .....	121
Şekil 4-63: Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede In Ceram Alumina alt yapıda mezial implantın servikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı.....	122
Şekil 4-64: Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede In Ceram Zirconia alt yapıda mezial implantın servikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı.....	122
Şekil 4-65: Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede ZrO <sub>2</sub> alt yapıda mezial implantın servikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı .....	122



Şekil 4-66: Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede kıymetli metal alt yapıda mezial implantın servikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı.....	123
Şekil 4-67: Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede mezial implantın orta 1/3' ünde oluşan maksimum gerilme değerleri.....	123
Şekil 4-68: Tamamı Kortikal Kemik Olarak Kabul Edilen Alt Çenede Co-Cr Alt yapıda Mezial İmplantın Orta 1/3' ünde Oluşan Stres Dağılımı.....	124
Şekil 4-69: Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede In Ceram Alumina alt yapıda mezial implantın orta 1/3' ünde oluşan stres dağılımı .....	124
Şekil 4-70: Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede In Ceram Zirconia alt yapıda mezial implantın orta 1/3' ünde oluşan stres dağılımı .....	124
Şekil 4-71: Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede ZrO <sub>2</sub> alt yapıda mezial implantın orta 1/3' ünde oluşan stres dağılımı.....	125
Şekil 4-72: Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede kıymetli metal alt yapıda mezial implantın orta 1/3' ünde oluşan stres dağılımı .....	125
Şekil 4-73: Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede mezial implantın apikal 1/3' ünde oluşan maksimum gerilme değerleri.....	126
Şekil 4-74: Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede Co-Cr alt yapıda mezial implantın apikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı .....	126
Şekil 4-75: Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede In Ceram Alumina alt yapıda mezial implantın apikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı.....	127
Şekil 4-76: Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede In Ceram Zirconia alt yapıda mezial implantın apikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı.....	127
Şekil 4-77: Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede ZrO <sub>2</sub> alt yapıda mezial implantın apikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı .....	127
Şekil 4-78: Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede kıymetli metal alt yapıda mezial implantın apikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı.....	128
Şekil 4-79: Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede distal implantın servikal 1/3' ünde oluşan maksimum gerilme değerleri.....	128
Şekil 4-80: Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede Co-Cr alt yapıda distal implantın servikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı .....	129
Şekil 4-81: Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede In Ceram Alumina alt yapıda distal implantın servikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı.....	129

Şekil 4-82: Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede In Ceram Zirconia alt yapıda distal implantın servikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı.....	130
Şekil 4-83: Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede ZrO <sub>2</sub> alt yapıda distal implantın servikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı .....	130
Şekil 4-84: Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede kıymetli metal alt yapıda distal implantın servikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı.....	130
Şekil 4-85: Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede distal implantın orta 1/3' ünde oluşan maksimum gerilme değerleri.....	131
Şekil 4-86: : Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede Co-Cr alt yapıda distal implantın orta 1/3' ünde oluşan stres dağılımı.....	131
Şekil 4-87: Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede In Ceram Alumina alt yapıda distal implantın orta 1/3' ünde oluşan stres dağılımı .....	132
Şekil 4-88: Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede In Ceram Zirconia alt yapıda distal implantın orta 1/3' ünde oluşan stres dağılımı .....	132
Şekil 4-89: Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede ZrO <sub>2</sub> alt yapıda distal implantın orta 1/3' ünde oluşan stres dağılımı.....	132
Şekil 4-90: Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede kıymetli metal alt yapıda distal implantın orta 1/3' ünde oluşan stres dağılımı .....	133
Şekil 4-91: Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede distal implantın apikal 1/3' ünde oluşan maksimum gerilme değerleri.....	133
Şekil 4-92: Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede Co-Cr alt yapıda distal implantın apikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı .....	134
Şekil 4-93: Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede In Ceram Alumina alt yapıda distal implantın apikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı.....	134
Şekil 4-94: Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede In Ceram Zirconia alt yapıda distal implantın apikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı.....	134
Şekil 4-95: Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede ZrO <sub>2</sub> alt yapıda distal implantın apikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı .....	135
Şekil 4-96: Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede kıymetli metal alt yapıda distal implantın apikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı.....	135
Şekil 4-97: Tamamı spongiöz kemik olarak kabul edilen alt çenede ana modelde oluşan maksimum gerilme değerleri .....	136

Şekil 4-98: Tamamı spongioz kemik olarak kabul edilen reçine alt çenede ana modelde uygulanan SEA sonuçları.....	137
Şekil 4-99: Tamamı spongioz kemik olarak kabul edilen alt çenede Co-Cr alt yapıda oluşan stres dağılımı .....	138
Şekil 4-100: Tamamı spongioz kemik olarak kabul edilen alt çenede In Ceram Alumina alt yapıda oluşan stres dağılımı.....	138
Şekil 4-101: Tamamı spongioz kemik olarak kabul edilen alt çenede In Ceram Zirconia alt yapıda oluşan stres dağılımı.....	139
Şekil 4-102: Tamamı spongioz kemik olarak kabul edilen alt çenede ZrO <sub>2</sub> alt yapıda oluşan stres dağılımı .....	139
Şekil 4-103: Tamamı spongioz kemik olarak kabul edilen alt çenede kıymetli metal alt yapıda oluşan stres dağılımı.....	140
Şekil 4-104: Co-Cr alt yapıda tamamı spongioz kemik olarak kabul edilen alt çenede oluşan stres dağılımı .....	141
Şekil 4-105: In Ceram Alumina alt yapıda tamamı spongioz kemik olarak kabul edilen alt çenede oluşan stres dağılımı .....	141
Şekil 4-106: In Ceram Zirconia alt yapıda tamamı spongioz kemik olarak kabul edilen alt çenede oluşan stres dağılımı .....	142
Şekil 4-107: ZrO <sub>2</sub> alt yapıda tamamı spongioz kemik olarak kabul edilen alt çenede oluşan stres dağılımı .....	142
Şekil 4-108: Kıymetli metal alt yapıda tamamı spongioz kemik olarak kabul edilen alt çenede oluşan stres dağılımı .....	143
Şekil 4-109: Tamamı spongioz kemik olarak kabul edilen alt çenede mezial implantın servikal 1/3' ünde oluşan maksimum gerilme değerleri.....	143
Şekil 4-110: Tamamı spongioz kemik olarak kabul edilen alt çenede Co-Cr alt yapıda mezial implantın servikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı .....	144
Şekil 4-111: Tamamı spongioz kemik olarak kabul edilen alt çenede In Ceram Alumina alt yapıda mezial implantın servikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı.....	144
Şekil 4-112: Tamamı spongioz kemik olarak kabul edilen alt çenede In Ceram Zirconia alt yapıda mezial implantın servikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı.....	144
Şekil 4-113: Tamamı spongioz kemik olarak kabul edilen alt çenede ZrO <sub>2</sub> alt yapıda mezial implantın servikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı .....	145

Şekil 4-114: Tamamı spongioz kemik olarak kabul edilen alt çenede kıymetli metal alt yapıda mezial implantın servikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı.....	145
Şekil 4-115: Tamamı spongioz kemik olarak kabul edilen alt çenede mezial implantın orta 1/3' ünde oluşan maksimum gerilme değerleri .....	146
Şekil 4-116: Tamamı spongioz kemik olarak kabul edilen alt çenede Co-Cr alt yapıda mezial implantın orta 1/3' ünde oluşan stres dağılımı.....	146
Şekil 4-117: Tamamı spongioz kemik olarak kabul edilen alt çenede In Ceram Alumina alt yapıda mezial implantın orta 1/3' ünde oluşan stres dağılımı .....	147
Şekil 4-118: Tamamı spongioz kemik olarak kabul edilen alt çenede In Ceram Zirconia alt yapıda mezial implantın orta 1/3' ünde oluşan stres dağılımı .....	147
Şekil 4-119: Tamamı spongioz kemik olarak kabul edilen alt çenede ZrO <sub>2</sub> alt yapıda mezial implantın orta 1/3' ünde oluşan stres dağılımı.....	147
Şekil 4-120: Tamamı spongioz kemik olarak kabul edilen alt çenede kıymetli metal alt yapıda mezial implantın orta 1/3' ünde oluşan stres dağılımı .....	148
Şekil 4-121: Tamamı spongioz kemik olarak kabul edilen alt çenede mezial implantın apikal 1/3' ünde oluşan maksimum gerilme değerleri.....	148
Şekil 4-122: Tamamı spongioz kemik olarak kabul edilen alt çenede Co-Cr alt yapıda mezial implantın apikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı .....	149
Şekil 4-123: Tamamı spongioz kemik olarak kabul edilen alt çenede In Ceram Alumina alt yapıda mezial implantın apikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı.....	149
Şekil 4-124: Tamamı spongioz kemik olarak kabul edilen alt çenede In Ceram Zirconia alt yapıda mezial implantın apikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı.....	149
Şekil 4-125: Tamamı spongioz kemik olarak kabul edilen alt çenede ZrO <sub>2</sub> alt yapıda mezial implantın apikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı .....	150
Şekil 4-126: Tamamı spongioz kemik olarak kabul edilen alt çenede kıymetli metal alt yapıda mezial implantın apikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı.....	150
Şekil 4-127: Tamamı spongioz kemik olarak kabul edilen alt çenede distal implantın servikal 1/3' ünde oluşan maksimum gerilme değerleri.....	151
4-128: Tamamı spongioz kemik olarak kabul edilen alt çenede Co-Cr alt yapıda distal implantın servikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı .....	151
4-129: Tamamı spongioz kemik olarak kabul edilen alt çenede In Ceram Alumina alt yapıda distal implantın servikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı.....	152

4-130: Tamamı spongiöz kemik olarak kabul edilen alt çenede In Ceram Zirconia alt yapıda distal implantın servikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı.....	152
4-131: Tamamı spongiöz kemik olarak kabul edilen alt çenede ZrO <sub>2</sub> alt yapıda distal implantın servikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı .....	152
4-132: Tamamı spongiöz kemik olarak kabul edilen alt çenede kıymetli metal alt yapıda distal implantın servikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı .....	153
Şekil 4-133: Tamamı spongiöz kemik olarak kabul edilen alt çenede distal implantın orta 1/3' ünde oluşan maksimum gerilme değerleri .....	153
Şekil 4-134: Tamamı spongiöz kemik olarak kabul edilen alt çenede Co-Cr alt yapıda distal implantın orta 1/3' ünde oluşan stres dağılımı.....	154
Şekil 4-135: Tamamı spongiöz kemik olarak kabul edilen alt çenede In Ceram Alumina alt yapıda distal implantın orta 1/3' ünde oluşan stres dağılımı .....	154
Şekil 4-136: Tamamı spongiöz kemik olarak kabul edilen alt çenede In Ceram Zirconia alt yapıda distal implantın orta 1/3' ünde oluşan stres dağılımı .....	154
Şekil 4-137: Tamamı spongiöz kemik olarak kabul edilen alt çenede ZrO <sub>2</sub> alt yapıda distal implantın orta 1/3' ünde oluşan stres dağılımı.....	155
Şekil 4-138: Tamamı spongiöz kemik olarak kabul edilen alt çenede kıymetli metal alt yapıda distal implantın orta 1/3' ünde oluşan stres dağılımı .....	155
Şekil 4-139: Tamamı spongiöz kemik olarak kabul edilen alt çenede distal implantın apikal 1/3' ünde oluşan maksimum gerilme değerleri.....	156
Şekil 4-140: Tamamı spongiöz kemik olarak kabul edilen alt çenede Co-Cr alt yapıda distal implantın apikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı .....	156
Şekil 4-141: Tamamı spongiöz kemik olarak kabul edilen alt çenede In Ceram Alumina alt yapıda distal implantın apikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı.....	156
Şekil 4-142: Tamamı spongiöz kemik olarak kabul edilen alt çenede In Ceram Zirconia alt yapıda distal implantın apikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı.....	157
Şekil 4-143: Tamamı spongiöz kemik olarak kabul edilen alt çenede ZrO <sub>2</sub> alt yapıda distal implantın apikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı .....	157
Şekil 4-144: Tamamı spongiöz kemik olarak kabul edilen alt çenede kıymetli metal alt yapıda distal implantın apikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı.....	158
Şekil 4-145: Epoksi reçine içerisinde farklı materyallerin mezial implantta neden oldukları maksimum gerilme değerleri.....	159

Şekil 4-147: Epoksi reçine içerisinde farklı materyallerin distal implantta neden oldukları maksimum gerilme değerleri.....	159
Şekil 4-148: Kortikal kemik içerisinde farklı materyallerin mezial implantta neden oldukları maksimum gerilme değerleri.....	160
Şekil 4-149: Kortikal kemik içerisinde farklı materyallerin distal implantta neden oldukları maksimum gerilme değerleri.....	160
Şekil 4-150: Spongioz kemik içerisinde farklı materyallerin mezial implantta neden oldukları maksimum gerilme değerleri.....	161
Şekil 4-151: Spongioz kemik içerisinde farklı materyallerin distal implantta neden oldukları maksimum gerilme değerleri.....	161
Şekil 4-152: Epoksi reçine alt çenede mekanik testte oluşan maksimum gerilme değerlerinin dağılımı.....	162
Şekil 4-153: Epoksi reçine alt çenede Co-Cr alt yapıda mekanik testte oluşan stres dağılımı.....	164
Şekil 4-154: Epoksi reçine alt çenede In Ceram Alumina alt yapıda mekanik testte oluşan stres dağılımı.....	165
Şekil 4-155: Epoksi reçine alt çenede In Ceram Zirconia alt yapıda mekanik testte oluşan stres dağılımı.....	165
Şekil 4-156: Epoksi reçine alt çenede $ZrO_2$ alt yapıda oluşan mekanik testte stres dağılımı.....	166
Şekil 4-157: Epoksi reçine alt çenede kıymetli metal alt yapıda mekanik testte oluşan stres dağılımı.....	166
Şekil 4-158: SEA ve mekanik test sonuçlarının karşılaştırılması.....	167

**SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ**

Mm = Milimetre

BT = Bilgisayarlı Tomografi

HU = Hounsfield Unit

N/s = Newton/saniye

N = Newton

GPa = Giga Pascal

MPa = Mega Pascal = N/mm<sup>2</sup>

SEA = Sonlu Elemanlar Analizi Metodu

FEM = Finite Element Models

$\sigma$  = Normal gerilme

$\tau$  = Kayma gerilmesi

$\varepsilon$  = Zorlama (Strain)

## ÖZET

Karataşlı B. Farklı Alt Yapı Materyalleri Kullanımının Stres Dağılımına Etkisinin Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi ve Mekanik Testler ile Karşılaştırmalı Olarak İncelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi ABD. Doktora Tezi. İstanbul. 2010.

İmplant destekli sabit restorasyonlarda kullanılacak materyalin seçimi, implantların çevresinde oluşabilecek yıkıcı kuvvetler nedeniyle önem taşımaktadır. Materyal seçiminde implant ve çevre dokularda minimum stres oluşumuna dikkat edilmelidir. Bu nedenlerden dolayı materyal ve destek dokularda oluşacak stresin analizi önem taşımaktadır.

Bu çalışmanın amacı, implant üstü köprü protezleri üretiminde kullanılan farklı alt yapı materyallerinin, çiğneme kuvvetlerine bağlı olarak implantlar ve implantların çevresindeki kemik dokusunda oluşan stresin miktarı ve lokalizasyonu üzerine etkisinin incelenmesidir. Bu amaçla gerilme analiz yöntemlerinden, bilgisayar ortamında çalışan ve detaylı sayısal değerler veren sonlu elemanlar metodu ve mekanik test olarak da basınç sensörü kullanıldı. Hastaya ait bilgisayarlı tomografi görüntülerinden faydalanılarak elde edilen matematiksel model, sonlu elemanlar metodunda kullanılırken, yine aynı bilgisayarlı tomografi görüntülerinden faydalanılarak hızlı prototipleme yöntemiyle hazırlanan katı model de mekanik test amacı ile kullanıldı. Çeşitli CAD/CAM sistemlerinden faydalanılarak hazırlanan farklı materyallerden oluşan alt yapılar ise, 3 boyutlu sayısallaştırma cihazı kullanılarak tarandı ve sonlu elemanlar programına aktarıldı. Her iki yöntemle de elde edilen test sonuçları kendi aralarında karşılaştırılırken, bu veriler birbirleriyle de kıyaslanarak farklı test yöntemleri arasındaki tutarlılık da değerlendirildi.

Çalışmamız sonucunda, implant üstü sabit protezlerde farklı alt yapı materyalleri kullanımının, implantlar ve implantları çevreleyen yapılarda oluşan gerilmelerin lokalizasyonu üzerine herhangi bir etkisinin olmadığı belirlendi. Elde edilen gerilme değerlerinin sayısal sonuçları arasında ise klinik olarak anlamlı bir farklılık saptanamadı. Çalışmamızdan elde edilen sonuçlar doğrultusunda, implant üstü protezlerde kullanılacak materyallerin seçiminde biyomekanik faktörler dışında, estetik, hijyenik, biyolojik ve ekonomik faktörler de bir bütün olarak ele alınarak bir karara varılmalıdır. Her iki test yöntemine ait sonuçlar birbirleriyle karşılaştırıldığında ise, farklı yöntemlere ait sonuçların tutarlı ve kıyaslanabilir olduğu görülmektedir. kendilerine göre avantaj ve dezavantajları olan farklı test yöntemlerinin karşılaştırmalı olarak bir arada kullanılması, bulguların farklı açılardan yorumlanarak, daha güvenilir sonuçlar elde edilmesine olanak sağlar.

Anahtar Kelimeler: İmplant, SEA, CAD/CAM, basınç sensörü, gerilme



## ABSTRACT

Karataşlı B. The Evaluation of the Affects of Different Substructure Materials on Stres Distribution using the Finite Elements Stres Analysis Method Comparatively with Mechanical Test Methods. İstanbul University, Institute of Health Science, Department of Prosthodontics. Doctoral Thesis. İstanbul. 2010.

The selection of the materials used in the implant supported fixed restorations is important due to the destructive forces that may occur around the implant. When choosing the material take in to consideration the minimum stres formation around the surrounding tissues. Because of the stated reasons the analysis of the stres formed around the restorative material and the supporting tissues is very important.

The aim of this study is to analyse the effects of the different substructure materials used in the production of the implant supported restorations on the stres amount of the bone tissue surrounding the implants and their localization. For these purposes tension analysis methods, a finite element method suitable for computer and gives detailed numeric values and a mechanic test for pressure sensor is used. The mathematical model developed using the patients CT images is used in the finite element method and the solid model developed using the same CT images in a rapid prototyping method is used for mechanic test purposes. The substructures formed from different materials by using various kinds of CAD/CAM systems are scanned with a 3D digitization device and transferred to a finite elements program. The test results obtained by two methods are compared amongst each other as well as with each other to evaluate the consistency of different test methods.

As a result, the changes that take place in the substructure materials of all the test methods applied the tensions that occur don' t have any affect on the general localization. Clinically there is no significant discrepancy established between the numeric results gained from the tension values. As a result of our study, except the biomechanical factors, esthetic, hygienic, biologic and economic factors should be considered as a whole. When the results of the tests are compared with each other, the results of the different methods are seen to be consistent. The comparative usage of different test methods provides better interpretation of the findings and more reliable results.

Key Words: Implant, FEM, CAD/CAM, pressure sensor, strain

## 1. GİRİŞ VE AMAÇ

Eksik dişlerin tamamlanması ile ilgili ideal bir tedavi yönteminin geliştirilmesi, diş hekimliğinin uzun dönem amaçlarından biri olmuştur. Dental implant, genellikle titanyumdan yapılmış ve çene kemiği içerisine cerrahi olarak yerleştirilen vida benzeri biouyumlu bir parçadır. İmplant, abutment ve üst yapı farklı dizaynlara sahip olabilir (298).

Dental implantların uzun dönem amaçları; artırılmış bir estetik görüntü, fonksiyon ve düzgün bir fonasyon sağlanmasıdır. Bunlara ek olarak dental implantlar kalan doğal dişleri korur, kemik kaybını durdurur ve yüzün iskeletsel yapısını restore eder (298).

Dünya çapındaki istatistikler, uzun dönem başarı oranlarının mandibular implantlar için %95 ve maksiller implantlar için de %90 gibi yüksek değerlere ulaştığını göstermektedir (240).

Dental implantların başarısı, abutment dizaynı ve abutment vidasının yerleştirilme tekniğini de içeren çok sayıda faktöre bağlıdır. İmplant kayıplarının ana sebepleri ise, çene kemiği ile implant arasındaki yetersiz biyomekanik bağlantı ve abutment kayıpları gibi faktörlerdir. Yetersiz biyomekanik bağlantı, gerekli osteointegrasyonun sağlanamaması, kötü ağız hijyeni veya aşırı yükler sonucu oluşur. İmplant kayıplarının diğer bir nedeni de üst yapı dizaynına bağlı olarak abutment üzerinde oluşan aşırı yükler ve implantta oluşan mikro çatlaklardır (305).

Osseointegrasyonu sağlanmış bir implanta uygulanan okluzal kuvvetlerin, implant tedavi planlamasının uzun dönem başarıda belirleyici bir faktör olduğu düşünülmektedir (62, 273).

İmplantın fonksiyonel kuvvetlere karşı direnci ve bu kuvvetlerin implant-üstyapı ve implant-destek kemik sistemlerinde biyomekanik dengenin sağlanacak şekilde düzenlenmesi önemlidir. Fonksiyonel kuvvetler sonucu oluşan stres, çiğneme sistemini ve restorasyonların biyomekanik özelliklerini etkiler. Oluşan stresler geometrik yapının, materyal özelliklerinin, destek kemiğin ve yükleme koşullarının ideal bir hale getirilmesi ile kontrol altına alınabilir (171, 305).

Skalak' ın yaptığı analizlerin sonucunda implantın seramik veya metal gibi rijit bir okluzal materyal ile yüklenmesi sonucunda implant ve destek kemikte yüksek darbe yükleri teorisi teorisi ortaya çıkmıştır (273). Darbeleri absorbe etmeleri ve implant ile destek kemik dokuları üzerinde daha az stres oluşturmalarından dolayı akrilik reçineleri tavsiye etmiştir (63, 266). Bununla birlikte akrilik reçineler stabil bir okluzal ilişkiye izin verecek kadar yeterli aşınma direncine sahip değildir (278).

Ağız içerisinde, restorasyonlara etki ederek bu yolla implant üzerine aktarılan kuvvetler mevcuttur. Bu kuvvetlerin dağılımı ve biçimi, kuvvetin yönü ve implant destekli restorasyonun yapısına bağlıdır (18). Fonksiyon sonucu oluşan lateral ve vertikal kuvvetlerin neden olduğu stres, doğal dişlerde doğrudan periodontal dokulara iletilirken, doğal diş destekli sabit protezlerde stres iletimi restorasyon ve periodontal dokular aracılığı ile sağlanır. Her iki şekilde de periodontal dokular stresin çene kemiğine iletiminde şok absorbe edici bir mekanizma görevi görmektedir (68).

İmplant destekli sabit protezlerde fonksiyonel kuvvetler sonucu oluşan stresin destek kemik dokusuna iletimi restorasyon, abutment ve implant aracılığıyla sağlanır. Oluşan stres fizyolojik düzeyde olmalı, aşırı stres oluşumları elimine edilmelidir (68).

Son yıllardaki teknolojik gelişmeler ve CAD/CAM sistemlerinin diş hekimliği pratiğinde yaygınlaşması, kıymetli, yarı kıymetli ve kıymetsiz metal alaşımları gibi klasik kuron köprü protezleri alt yapı materyallerine alternatif olarak, estetik ve biyolojik uyum bakımından daha avantajlı olan alüminyum oksit ve zirkonyum oksit esaslı seramik alt yapı materyallerinin kullanımını mümkün kılmıştır.

İmplant destekli sabit restorasyonlarda kullanılacak materyalin seçimi alveol kemiği ve implantın birleşim yüzeylerinde oluşabilecek yıkıcı kuvvetler nedeniyle önem taşımaktadır (62). Materyal seçiminde implant ve çevre dokularda minimum gerilim oluşturacak materyaller tercih edilmelidir. Bu nedenlerden dolayı materyal ve destek dokularda oluşacak stresin analizi önem taşımaktadır. İmplant biyomekaniğinin değerlendirilmesi için kullanılan metotlar arasında 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi (SEA), bu streslerin sayısal olarak değerlendirilmesi için yaygın olarak kullanılmaktadır (124, 146).

Bu çalışmanın amacı, implant üstü köprü protezleri üretiminde kullanılan farklı alt yapı materyallerinin, oluşan stresin miktarı ve lokalizasyonu üzerine olan etkisinin incelenmesidir. Bu çalışma sonucunda farklı materyaller kullanımının, fonksiyonel kuvvetler altında alt yapı, implant ve destek kemik üzerinde stres dağılımını etkileyeceği hipotezinin sınanması amaçlanmaktadır. Çalışma kapsamında farklı alt yapı materyalleri kullanılarak yapılan implant destekli köprü protezlerinde fonksiyonel kuvvetler sonrası restorasyon, implant ve destek kemik dokusunda oluşan streslerin sonlu elemanlar analizi yöntemi ile incelenmesi planlanmaktadır.

Sonuç olarak, implant destekli köprü protezlerinde kullanılacak optimal bir materyal kombinasyonunun oluşturulması hedeflenmektedir.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. İmplantoloji Kavramı

Geçmişte, çeşitli nedenlere bağlı olarak oluşan diş kayıplarının alveol kretinde meydana getirdiği boşluklar klasik yöntemlerle, sabit veya müteharrik protezlerle doldurulmuştur.

Gerek diş çekimi sonrası alveol kemiğinde meydana gelen fizyolojik rezorpsiyon sonrası destek doku kaybı, gerekse yine destek doku kaybına bağlı olarak yapılan protezin çiğneme fonksiyonlarını doğal dişler gibi yerine getirememesi, insanları yeni arayışlara itmiştir. Bunda günümüzde hastaların estetik beklentilerinin artması ve mevcut dişlerini koruma, yani daha konservatif tedavilere yönelme bilincinin oluşması da rol oynamıştır. Tüm bu nedenler, oral implantoloji kavramının oluşmasını sağlamıştır (14).

Oral implantoloji, çeşitli nedenlerle kaybedilmiş dişlerin yerine yapılacak protezlere destek olmak amacıyla, değişik yapı ve şekillerdeki alloplastik maddelerin, preprotetik cerrahi işlemlerle ağız mukozası altına veya çene kemiğinin içine yerleştirilmesi işlemidir (189).

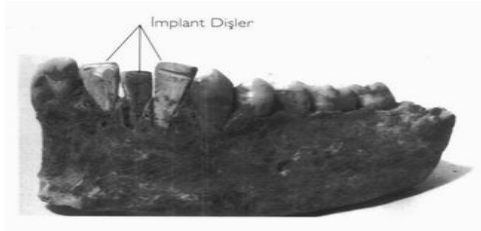
İmplant, kelime anlamı olarak tedavi amacı ile vücut içerisine ve canlı dokulara, cansız maddelerin yerleştirilmesini ifade eder. Dental implantlar kemiğin içine, üzerine veya mukozaya yerleştirilen ve dişin yerini tutması amaçlanan yapılardır.

İmplantlar özellikle sabit ve hareketli protezlerin dayanak kısmı olarak, mevcut dişlerin stabilizasyonunda, çene kırıklarının fiksasyonunda ve çenelerin kaybolan kısımlarının yeniden oluşturulmasında kullanılmaktadır (185).

#### 2.1.1. Oral İmplantların Tarihçesi

Oral implantoloji oldukça eskilere dayanmaktadır. Tarih boyunca çekilmiş dişler, tahta parçaları, fildişi, kurumuş kemik, altın, altın teller, gümüş alaşımları, implant maddesi olarak kullanılmıştır (Şekil 2-1). İmplant maddelerinin kronolojisi 1870 öncesi, 1870-1925 ve 1925 sonrası olmak üzere 3 döneme ayrılmaktadır. İlk dönem antiseptik koşulların olmadığı zamandır. İkinci dönemde steril şartlarda çalışılmış ve bugün bildiğimiz anlamda implant çalışmaları yapılmıştır. Üçüncü dönemde ise bu konuda yoğun çalışmalar devam etmiş ve nihayet günümüzde başarılı

sonuçlar veren çok sayıda implant sistemi tarif edilmiştir. Bu konudaki çalışmalar henüz bitirilmemiş olup, özellikle piyasaya sürülen implant materyalleri konusunda sürekli yenilikler sunulmaktadır.



**şekil 2-1: Bilinen ilk kemik içi alloplastik  implant uygulaması (262).**

Eski alarda taş, tahta ve hatta hayvan dişleri gibi nesnelerin maksilla ve mandibulada destek yapı olarak kullanıldığı bilinmektedir (249). Bu anlamdaki dental implantlara ait ilk bulgular, ilk ağ dönemine ait bir Honduron iskeletinde mandibular keser diş yerine kullanılmış olan taş implant olarak tarihe geçmiştir (263). Bilinen anlamda uygulanan ilk dental implant ise, 18. yüzyılın başında, altından üretilmiş olan ve kök formuna sahip vidalardır (305). Daha sonraki zamanlarda ise, gümüş, platin, guta-perka, lastik, ve seramik gibi çok esitli materyallerden yapılmış implantların varlığı bilinmektedir (36). Bu implantlar genellikle, diş çekiminden hemen sonra alveol soketine direkt olarak yerleştirilme yoluyla uygulanmışlardır.

18. yüzyılın sonunda lokal anesteziklerin ve döner el aletlerinin icadı sayesinde implantoloji baska bir boyut kazanmış ve ilk olarak implant yatağı hazırlanmaya başlanmıştır. Bu dönem içerisinde çoğu yetersiz yada başarısızlıkla sonlanan bir çok deneme yapılmıştır. Bilimsel anlamda implantoloji konusunda ilk adım dental radyografilerin kullanılmasına başlanmasıyla atılmıştır ve çene kemiği içine yerleştirilen implantın radyolojik olarak kanıtı gözler önüne sunulmuştur.

1913 senesinde Greenfield, Philadelphia' da Stomatoloji Akademisi' nde yayınladığı bir makalede, platin-iridium metalinden yapılmış kafes şeklindeki implantı sunmuştur ve bunu radyolojik olarak görüntülemiştir. 1938 yılında ise Strock kardeşler, vitaliumdan yapılmış özel vidaları ilk olarak pasif bir inert materyal şeklinde başarıyla uygulamışlar ve pulpasız dişlerde de kullandıkları pin şeklindeki implantları alveol

kemiğine taşıyarak ilk endodontik implant uygulamasını gerçekleştirmişlerdir. Formiggini, spiral şeklindeki implantları geliştirmiştir. Lee, prefabrike tek vitalium implantları piyasaya çıkarmıştır (262).

1967'de A.B.D.'de Leonard Linkow, titanyumdan yapılmış blade implantlarını tanıtmıştır. Daha sonra blade implantlar, Grafelmann'ın geliştirdiği çark şeklindeki aletler ile kemiğe daha az zarar verecek şekilde uygulanmaya başlanmıştır (262).

Daha sonraki yıllarda ise Koch ve Kirsh'in IMZ implantları, Schulte'nin Tübingen implantı, Mutschelknauss' un Brinkmann implantları ve Doerre'nin ankor ve ok şeklindeki pinli implantları tanıtılmıştır (262).

İsveç'te Branemark ve arkadaşları, 1960'larda başlatmış oldukları çalışmalarına dayanarak, titanyumdan yapılmış silindir tipindeki implantları uygulamaya başlamışlardır. Bu çalışmalar sırasında osseointegrasyon kavramını ortaya atarak daha önce Linkow tarafından ileri sürülen implant yüzeyi ile kemik arasında periodontal ligamente benzeyen bir fibröz doku oluşmasının, istenen ve beklenen bir sonuç olduğu fikrine karşı durarak, titanyum ile kemik arasında çok sıkı bir temas oluşmasını bir başarı kriteri olarak değerlendirmişlerdir (262).

## **2.1.2. Kullanım Alanlarına Göre Oral İmplantlar**

### **2.1.2.1. Transosteal İmplantlar**

Mandibulanın sadece trans olarak geçildiği implantlardır. Genellikle çene kemiğinde diş olmayan vakalarda kullanılması tercih edilmektedir. Çene altında implant için bir yer açılmakta ve implant bu şekilde yerleştirilmektedir. Tutuculuğu arttırmak için kullanılır. Kemik erimesine neden olmasından dolayı günümüzde kullanımı tercih edilmemektedir (185). Bu implantlar metal bir plaka ve transosteal pin veya postlardan oluşurlar. Metal plaka retantif pin veya vidalarla mandibulanın alt kenarına tutturularak transosteal pine destek sağlanır (280). Kullanılan başlıca transosteal implant sistemleri, subperiostal implantlara alternatif olarak geliştirilen Staple Bone İmplant Sistemi (274, 275) ve atrofik çeneler için geliştirilen Transmandibüler İmplant Sistemidir (44).

### **2.1.2.2. Subperiostal İmplantlar**

Özellikle atrofiye olmuş çene kemiklerinde kullanılmaktadır. Mukoperiostal bir flap kaldırılmasından sonra kemiğin üzerine, kemikten ölçü almak suretiyle döküm olarak hazırlanan ve özel olarak tasarlanmış ve üretilmiş implantlardır. Bu gruptaki

implantlar kemik üzerine eğer şeklinde oturmaktadır (185). 1943 yılında Dahl tarafından tanıtılan bu sistem, daha sonraları Goldberg (1949) ve Linkow tarafından geliştirilmiştir (193). Sistem iki aşamalı bir cerrahi prosedür içermektedir. İlk aşamada mukoperiostal flapin kaldırılmasını takiben alınan ölçüden hazırlanan kobalt krom döküm, ikinci aşamada subperiostal olarak yerleştirilir. Yenilikçi bir konsept olan bu sistemde, biyolojik uyumu iyi olmayan bir materyal insan dokusuna yerleştirilmekteydi. Retrospektif çalışmalar bu sistemlerin 10 yıllık başarı değerlerini %60- 75 olarak bildirmektedir (319). Klinik olarak karşılaşılan başlıca sorunlar epitelyal büyüme, dehisens, enfeksiyon ve mental sinirin parestezisidir (104, 40). Bu sorunlar, 20 yıllık bir periyot içerisinde uygulanan implantların % 60' ının çıkarılmasına neden olmuştur (315). Bununla birlikte 25 yılın üzerinde uzun dönem başarısı gösteren vakalar da bildirilmiştir (179, 219).

### **2.1.2.3. Mukozal İmplantlar**

Proteze tutuculuk sağlamak için özellikle üst çenede kullanılan çit çit şeklinde implantlardır. Total protez içerisine yerleştirilen metal tutucuların damak mukozası içerisine, kemiğe girmeden tutuculuk sağlamaları ile planlanan implantlardır (185).

### **2.1.2.4. Transdental İmplantlar**

Mobil dişlerde kanal tedavisi yapıldıktan sonra, kök kanalı içerisinde boydan boya geçerek çene kemiği içinde dişe stabilite temin eden implantlardır. Kök kırıklarında, büyük kistlerde ve rezeksiyon sonrası kullanılmaktadır (185).

### **2.1.2.5. Endosseoz İmplantlar**

Alt çene ve üst çene içerisine yerleştirilmek üzere özel olarak vida, iğne, plaka, kök veya silindir şeklinde imal edilmiş metal veya seramikten yapılmış implantlardır. Günümüzde sıkça kullanılmaktadır (262).

Kemik içi (endoosseoz) implantların günümüzde bu kadar tercih edilmelerinin başlıca nedeni, osseointegrasyon kavramıdır. Buna göre metal veya seramikten yapılmış implant ile canlı kemik dokusu arasında yapısal ve fonksiyonel çok sıkı direkt bir mekanik tutunmanın olması, arada fibröz bir bağ dokusu olmaksızın bu bağlantının ışık mikroskopunda tespit edilmesi gerekmektedir (262). Branemark ve arkadaşları (5), osseointegrasyonu, yaşayan kemik dokusu ile titanyum implant arasında, ışık

mikroskobu düzeyinde büyütme ile gözlenen “direkt temas”, şeklinde tanımlamışlardır (50).

### 2.1.3. Oral İmplantlarda Osseointegrasyon

Kemik ve implantlar arasındaki direk kontak ilişkisini ilk olarak Branemark’ın öncülük ettiği İsviçre araştırma grubu ve Schroeder’in öncülük ettiği İsveç araştırma grubu tanımlamıştır (46, 26). Basit olarak canlı kemik ve yük taşıyıcı implantın yüzeyi arasında meydana gelen direk yapısal ve fonksiyonel ilişki osseointegrasyon olarak tanımlanır (49).

Osseointegrasyon Branemark tarafından, canlı kemik dokusu ile yük taşıyan implant arasındaki yapısal ve fonksiyonel direk bağlantı olarak tanımlanmıştır (46). Schroder ve ark. tarafından “fonksiyonel ankiloz”, Zarb ve Albrektsson (15) tarafından ise klinik açıdan alloplastik materyallerin kemik ile oluşturdukları asemptomatik rijit fiksasyon olarak tanımlanmıştır.

El Askary ve ark. (89, 90) yapmış olduğu osseointegrasyon tanımında; osseointegrasyonun normal olarak yeniden şekillenmiş kemik ile implant yüzeyi arasında kemiksiz doku veya bağ dokusu olmaksızın kurulan direkt bir bağlantı olduğu öne sürülmüştür. Osseointegrasyon, implant üzerine yapılacak olan protezi ve proteze gelen fonksiyonel kuvvetleri taşıyabilecek olan implant ve kemik arasındaki doğrudan ankraja denir (284).

Başarılı bir osseointegrasyon, implantın geometrik şekli, yüzey özellikleri ve iyi bir cerrahi tekniğin uygulandığı uygun kemik varlığında gerçekleşir. Uygun seçimi yapabilmek için, lokasyon ve/veya uygulama ile ilgili olarak değişik geometrik şekillerde implantlar geliştirilmiştir (54). Bu şekilde, hastanın estetik ve fonksiyonel tedavisinin en iyi şekilde yapılması sağlanır.

Uzun yıllar yapılan çalışmalar, osseointegrasyon oluşabilmesi için şu koşulların sağlanması gerektiğini göstermiştir (22):

1. İmplant materyalinin biokompabilitesinin yüksek olması,
2. İmplantın makroskobik ve mikroskobik olarak yeterli özelliklere sahip olması,
3. İmplantın iyileşme süresinin yeterli olması,
4. Konak sağlığının cerrahi operasyona elverişli olması,
5. Atravmatik cerrahi tekniğin uygulanması,



6. İmplantın primer olarak stabilitesinin sağlanması,
7. İmplantın iyileşme döneminde aşırı kuvvetlerden korunmasıdır.

Bu koşulların sağlanamaması, kemik ile implant arasında yumuşak fibröz doku oluşumu, implant çevresinde erken ya da geç dönemde kemik rezorbsiyonu oluşması ve yumuşak doku reaksiyonları gibi sonuçlara neden olmaktadır. İmplant etrafında fibröz doku oluşmasının nedenlerinden birisi de, iyileşme döneminde implantların üzerine gelen kuvvetlerdir. Bundan dolayı implantlar, ilk cerrahi operasyondan sonra üst çenede 6, alt çenede 3 ay beklendikten sonra fonksiyonel olarak yüklenmelidir. İmplantların yükleme süreleri ile ilgili bu görüş, günümüzde de geçerliliğini korumaktadır.

Ancak implant sistemlerindeki gelişmelerle birlikte, hemen yükleme veya erken yükleme kavramları söz konusu olmuştur. Günümüzde yapılan birçok çalışmada, hemen yükleme veya erken yüklemenin, osseointegrasyon süresinin tamamlanmasının beklenildiğindeki başarıya yakın sonuçlar verdiği bildirilmiştir (108, 223).

Tarnow ve ark. dişsiz çenelerde yaptıkları çalışmalarında, hemen yüklenmiş 69 implanttan 67'sinin osseointegrasyonunda başarı elde etmişlerdir. Bütün implantlar birbirlerine bağlanarak sabitleştirilmiş ve başarı oranının yüksekliği buna bağlanmıştır. İmmediat yüklemenin başarısı için primer stabilite, kemik kalitesi, mikro hareketlerin önemi büyüktür. İmplantın üzerine erken yükleme düşünülüyorsa, yivli vida ve yüzeyi girintili implantlar önerilmektedir (290).

Endosseoz implantların yüzey özellikleri, sadece implant ve kemik birleşiminin kalite ve kantitesinin iyi olmasını değil, aynı zamanda osseointegrasyon süresinin kısaltılmasını da sağlamaktadır (67).

İyileşme süresi olarak adlandırılan süre, alt çene için 3, üst çene için 6 aydır (5, 11). Bu dönemde implant oral mukoza altına gömülerek dış kuvvetlerden korunur. Bu tekniğe göre yapılan implantlara tam gömük (submerged) veya cerrahi uygulamasına göre çift cerrahi aşamalı (two-stage) implantlar adı verilmektedir. Ancak bir grup araştırmacı non-submerged ve tek cerrahi aşamalı (one-stage) implantlar ile de osseointegrasyon sağlandığını ispatlamışlardır (5). Yarı açık veya yarı gömük implantların da atravmatik cerrahi ile yerleştirildiklerinde osseointegre oldukları gösterilmiştir (14, 186).

Çok sayıdaki klinik çalışmanın gösterdiği yüksek başarı oranlarına rağmen erken ve geç dönem implant başarısızlıkları hala önlenememektedir (11). Erken dönem başarısızlıklar, osseointegrasyonun sağlanamaması nedeniyle protetik yükleme öncesi implantın kaybedilmesi şeklinde görülebileceği gibi, implantın yerleştirilmesini takiben 6-8 hafta sonra yüklenmesi; yani erken yüklenmesi veya 48 saat sonra immediat olarak yüklenmesi nedeniyle de ortaya çıkabilmektedir (14, 194).

İmplantolojide karşılaşılan geç dönem başarısızlıklar, osseointegrasyonun tam olarak gerçekleşmesini takiben, kemikte patolojik kayıpların görülmesi ile karakterizedir. Patolojik kemik kaybı genellikle implantın krestal bölgesinde meydana gelir ve miktarı, implantın fonksiyonda olduğu ilk yılın sonunda 0,2 mm'yi geçtiği takdirde 'aşırı' olarak kabul edilmekle birlikte, implantın kaybına kadar varabilmektedir. İmplantolojide görülen geç dönem başarısızlıklar, genellikle aşırı yüklemeye bağlıdır (12, 194).

Kemikiçi implantların maruz kaldığı çiğneme kuvvetlerinin implantı saran kemiğe iletiliş biçiminin de rezorpsiyon mekanizması üzerinde etkisi olduğu düşünülmektedir (91). Bu görüş günümüzde de birçok araştırmacı tarafından kabul edilmektedir (91, 125, 216).

Hassler ve ark., Wolff kanunları ve kemik remodelasyonu prensiplerinden yola çıkarak yaptıkları çalışmada, 0,17 Kg/mm<sup>2</sup> gerilim altında optimal kemik büyümesinin meydana geldiğini, 0,28 Kg/mm<sup>2</sup>'den büyük gerilimlerde ise büyüme miktarının azaldığını ortaya koymuşlardır (125).

Sonuç olarak, gerilim değerlerinin belirli bir aralık sınırları içerisinde kalmasının, kemik dokusunun nitelik ve nicelik olarak devamlılığının korunmasını sağlayacağı tezi, genel olarak kabul edilmektedir (123, 211, 216, 297).

#### **2.1.4. Kemiğin Yapısı**

İleri derecede özelleşmiş mineralize bir bağ dokusu olan kemik, aynı zamanda insan iskeletine destek sağlar (21). Hücre ve dokunun birleşiminden oluşan hücre dışı matriks yapısındadır. Kemiğin %23'ü organik matriks, %77'si hidroksiapatitten oluşur. Dentin gibi organik matriksin %86'sı Tip 1 kollajen içerir. Kollojen yapı kemiğe elastik ve viskoelastik özelliğini verir. Dentine göre hidroksiapatit kristalleri daha az ve

küçüktür. Ayrıca kemik, damarlanmasından dolayı vücut için majör kalsiyum ve fosfat deposudur (72).

Kemik, kortikal ve spongioz olmak üzere iki farklı tabakadan oluşur. Dış kabuk, kortikal (kompakt) kemik olarak tanımlanır ve mekanik destek sağlar. Merkezde yer alan spongioz (trabeküler) kemik ise metabolik fonksiyonları kontrol eder. Kortikal kemikte daha sıkı bir fibriler yapı izlenirken, spongioz kemiğin matriksi daha gevşek organize olmuştur. Spongioz kemik makroskopik olarak hematopoetik elemanların yerleştiği bir bal peteği görünümündedir (21).

### **2.1.5. Çene Kemiğinin Yıkımı ve Kalitesine Bağlı Olarak Sınıflandırılması**

Uygulanan implantların başarısında, kemik miktarı ve kalitesi önemli bir kriterdir (214). Kemik miktarı, dişsiz alanın hacmini veya dış yapısını tanımlar. Kemik miktarı mevcut yüksekliğin, genişliğin ve uzunluğun değerlendirilmesi yoluyla belirlenir (214). Kemiğin içyapısı kalite veya yoğunluk olarak tanımlanır ve kemiğin sertliğini yansıtır. Dişsiz sahadaki kemiğin yoğunluğu tedavi planının, implant dizaynının, cerrahi yaklaşımın ve iyileşme zamanının belirlenmesi açısından önemlidir(68).

Zarb ve Schmitt(321), uygun bir implant tedavisi planlaması yapılabilmesi açısından, kemik yıkım miktarının önemli olduğunu belirtmişlerdir. Ancak endosteal implantların osseointegrasyonunda, kemiğin miktarı tek başına yeterli değildir(214). Aynı zamanda kemiğin miktarı kadar mevcut kemiğin kalitesi ve osseointegrasyon da biyomekanik açıdan önem taşımaktadır(68). Stresin mekanik olarak dağıtılması, implant ile kemiğin primer olarak temas ettiği bölgede olur. Kemik temas miktarı, kortikal kemikte trabeküler kemiğe göre anlamlı derecede fazladır(214).

İmplantın yerleştirildiği bölgedeki kemik yoğunluğu sadece iyileşme esnasında implantın stabilitesini değil, aynı zamanda implant kemik ara yüzeyine stresin daha iyi iletilmesini ve dağıtılmasını da sağlar. Kemik yoğunluğunun azalması, aynı zamanda dayancın da azalmasına neden olur. Kemikteki mikro kırık insidansını azaltmak için kemikteki gerinim azaltılmalıdır. Gerinim ise doğrudan stres ile ilişkilidir. Dolayısıyla kemik yoğunluğunun azalması, implant sistemine gelen stresin de azaltılması gerekliliğini beraberinde getirir (214).

Kent ve arkadaşları 1983 yılında tüm çene kemiği yıkımı ile ilgili 4 sınıftan oluşan bir sınıflandırma yapmışlardır (163):

Sınıf 1: Alveol kreti yeterli yüksekliğe sahiptir; ancak yeterli genişlikte değildir.

Sınıf 2: Alveol kreti hem yeterli yüksekliğe, hem de yeterli genişliğe sahip değildir. Bıçak sırtı görünümündedir.

Sınıf 3: Alveol kreti bazal kemiğe kadar rezorbe olmuştur.

Sınıf 4: Bazal kemik kalem kalınlığı kadardır ve düz bir alt çene ya da üst çene izlenir.

Benzer bir sınıflama Leholm ve Zarb tarafından da yapılmıştır. Bu sınıflamada ise kemik miktarı, A'dan E'ye kadar 5 grupta sınıflandırılmıştır. E sınıfı, en az kemik miktarını temsil etmektedir (47):

Sınıf 1:(A) Alveol kretin çoğu bulunmaktadır.

Sınıf 2:(B) Hafif kret rezorpsiyonu oluşmuştur.

Sınıf 3:(C) İleri derecede rezorpsiyon oluşmuştur ve sadece bazal kemik kalmıştır.

Sınıf 4:(D) Bazal kemikte bir miktar rezorpsiyon başlamıştır.

Sınıf 5:(E) Alt çenede\üst çenede bazal kemikte aşırı derecede rezorpsiyon oluşmuştur.

Lekholm ve Zarb, 1985 yılında kemik kalitesi ile ilgili farklı bir sınıflandırma yapmışlardır. Bu sistemde, kemik kalitesine göre dört tipe ayrılmıştır (47):

Tip 1: Ağırlıklı olarak homojen kortikal kemik mevcuttur.

Tip 2: Yoğun spongioz kemiği kalın bir tabaka kortikal kemik çevreler.

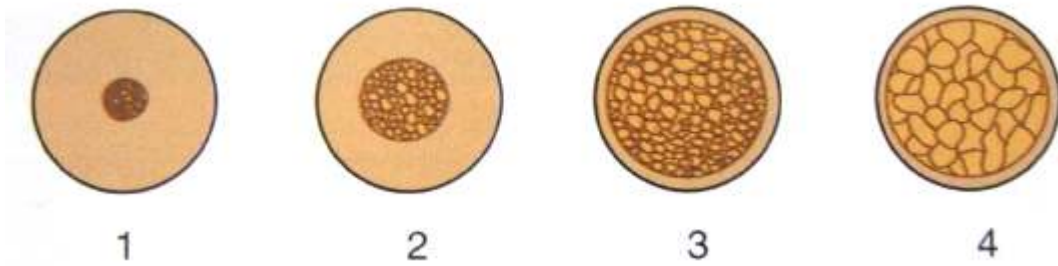
Tip 3: Yeterli dirence sahip yoğun spongioz kemiği ince tabaka kortikal kemik çevreler.

Tip 4: Düşük yoğunlukta spongioz kemiği ince tabaka kortikal kemik çevreler.

Tip 1 kemik, üst çenede neredeyse hiç gözlenmez. Tip 1 kemik ön alt çenede arka alt çeneye göre iki kat daha fazla oranda gözlenir. Alt çenede en sık gözlenen kemik yoğunluğu (densite) Tip 2 kemiktir. Tip 2 kemik en fazla alt çenede ön bölgede

görülür. Daha az oranda da arka alt çenede görülür. Üst çenede alt çeneye göre daha az oranda ve daha çok ön bölgede görülür. Tip 3 kemik ise daha çok üst çenede ve ön bölgede görülür. Arka üst çenede daha az görülür. Tip 3 kemik alt çenede de görülür ve arka alt çenede ön alt çeneye göre daha fazla oranda rastlanır. Tip 4 kemik ise en çok arka üst çenede büyük azı bölgesinde görülür (214).

Misch ise (216), kemik yoğunluğunun göz önüne alınarak yaptığı sınıflamada, total dişsiz çenelerde karşılaşılailecek kemik kalitesini 4 gruba ayırmıştır (Şekil 2-2):



**Şekil 2-2: Kemik kalitesinin sınıflandırılması**

- 1. Yoğun Kompakt Kemik (D1)**
- 2. Yoğun-Kalın Kompakt ve Seyrek Trabeküllü Kemik (D2)**
- 3. Poröz Kompakt ve İnce Trabeküllü Kemik (D3)**
- 4. İnce Trabeküllü Kemik (D4)**

Dişsiz bölgelerdeki kemik yoğunluğu; implantlar için yapılan planlamada, kemik dokusunun iyileşme zamanı, gelen kuvvetlerin dağılımı ve kemik rezorpsiyonu bakımından en önemli faktörlerden biridir (216).

#### **2.1.5.1. Yoğun Kompakt Kemik (D1)**

Bu tip kemikte, trabeküler kemik miktarı yok denecek kadar azdır. Kemiğin hemen hemen her bölgesi yoğun kompakt bir kemik ile kaplıdır.

#### **2.1.5.2. Yoğun Kompakt Kemik (D2)**

Bu tip kemikte, kemiğin dış yüzeyi yoğun ve kalın bir kompakt kemik tabakası ile çevriliyken, iç bölgede poröz ve trabeküler yapısı zayıf spongiöz bir kemik dokusu mevcuttur.

### 2.1.5.3. Poröz Kompakt ve İnce Trabeküllü Kemik (D3)

Bu tip kemikte, dış yüzeyi kaplayan ince poröz kompakt kemiğin içerisinde, ince trabeküllü bir kemik dokusu bulunmaktadır.

### 2.1.5.4. İnce Trabeküllü Kemik (D4)

Bu tip kemikte, kortikal kemik dokusu ya çok az miktardadır ya da hiç yoktur. Mevcut kemik dokusunun yoğunluğu da çok azdır. D4 tipi kemik, implant uygulaması için uygun değildir ve bu tip dokuya uygulanan implantlar genellikle başarısızlıkla sonuçlanır.

D1 tipi kemiğe üst çenede neredeyse hiçbir zaman rastlanmamaktadır. Alt çenede ise % 9 oranında D1 tipi kemik görülmektedir. Bu tip kemik alt çenenin ön bölgesinde % 6, arka bölgesinde ise % 3 oranında görülmektedir. D2 tipi kemik alt çenede en çok görülen kemik tipidir. Alt çene, ön bölgede % 66 oranında, arka bölgede ise % 50 oranında D2 tipi kemikten oluşmaktadır. Alt çenenin arka bölgesinde en çok rastlanan ikinci kemik tipi ise D3'tür ve D2 tipi kemiği % 46'luk oranla takip etmektedir.

Misch ve ark. tarafından dişsiz arklarla ilgili olarak yapılan bir diğer sınıflandırmada, maksilla ve mandibula 3 ana bölgeye ayrılmaktadır. Bunlar sağ, sol ve anterior bölgelerdir. Alt çenede sağ ve sol arka bölgeler mental foramen' den retromolar bölgeye kadar uzanmakta, anterior bölge ise mental foramenler arasında yer almaktadır. Bu tanıma göre anterior bölge genellikle her iki taraf birinci premolar dişler arasında kalan bölgedir. Üst çenede ise sağ ve sol arka bölgeler genellikle maksiller sinüs ön sınırı olan ikinci premolar dişler bölgesinden başlayıp, retromolar bölgeye kadar uzanır. Bu sınıflamanın ana amacı, alt grupları aracılığı ile sadece kemik hacminin değil, kemik lokalizasyonunun da belirlenmesidir (216).

**TİP 1:** Bu grup, her üç anatomik bölgede kemiğin yaklaşık olarak aynı seviyede olduğu durumu belirler.

Bu grup, kendi içinde 4 alt kategoriye ayrılır:

**Tip 1 Div. A:** Her 3 bölgede de yeterli kemik hacminin varlığını belirtmektedir. Yapılacak restorasyonu desteklemek üzere hastanın alt ve üst çenesinde herhangi bir bölgeye gerekli sayıda implant yerleştirilebileceğini gösterir.

**Tip 1 Div. B:** Bu alt grup alt ve üst çenenin herhangi bir bölgesinde istenilen adette; ancak daha ince çaplı implantlar yerleştirilebilecek çene yapısını tanımlar. Kemiğin ince olduğu bölgelerde gelişmiş cerrahi teknikler (membran uygulaması, kemik grefti, sinüs ogmentasyonu, distraksiyon osteogenezi vs) kullanılarak daha kalın çaplı implantların kullanılabilmesi olasıdır. Bu cerrahi teknikler kullanılmaz ise posterior bölgelere yerleştirilen ince çaplı implantların yüzey alanı daha az olacaktır. Bu olumsuz durum, implant sayısı artırılarak ortadan kaldırılmaya çalışılır.

**Tip 1 Div. C:** Bu alt grup, posterior bölgelerde kemik dikey boyutunun sınırlı olduğu ve bu nedenle kuron-implant oranının 1'e eşit ya da kuron lehine daha fazla olabileceği durumları tanımlar. Bu grupta, ileri cerrahi tekniklerin kullanılmaması durumunda biomekanik açıdan riskli üstyapı tasarımları yapılmak zorunda kalınabilir.

**Tip 1 Div. D:** Tüm gruplar içinde hekimi en çok zorlayan anatomik şartları tanımlayan bu alt grupda, ilerlemiş kemik rezorbsiyonuna bağlı olarak mandibular kanalın kret tepesine yaklaşması söz konusudur. Bu tür hastalar implant tedavisine oldukça çok gereksinim göstermelerine rağmen, tedavinin herhangi bir aşamasında meydana gelecek implant kaybı, kemik içinde boşluklar oluşturarak çene kırıklarının ortaya çıkma riskini de arttırmakta ve bu hastalara genellikle müdahale edilmemektedir.

**TİP 2:** Sağ ve sol taraf arka bölgelerin birbirine benzer olduğu; ancak anterior bölgenin değişiklik gösterdiği durum olarak tanımlanabilir. Genellikle arka bölgelerde dikey yönde kemik miktarı az iken, ön bölgede artmış bir kemik miktarı ile karşılaşılır. Posterior bölgelerdeki kemik yüksekliğine göre alt gruplara ayrılan Tip 2' de tedavi planını etkileyen ana faktör implant yerleştirmeye uygun anterior kemik miktarıdır.

**TİP 3:** Bu grupda alt ve üst çenelerin arka bölgeleri birbirlerinden farklılık gösterirler. Diğer tipler ile karşılaştırıldığında daha seyrek rastlanan bu durum sıklıkla üst çenede görülür. Genellikle travma ya da lokalize periodontal problemlerden kaynaklanırlar.

### **2.1.6. Oral İmplantların Başarı Kriterleri**

Branemark'ın 1969 senesinde osseointegrasyonu, kemik ile implant arayüzeyinde fibröz doku olmaksızın, implantın kemik içindeki direk ankraji olarak tanımlamasından günümüze kadar uzanan süreçte yapılan çalışmalar sadece implantın

kemik içindeki stabilitesi ile ilgili kalmayıp, dental implantların uzun dönem başarıları ile de yakından alakalı olmuştur (231).

1988’de Albertsson ve arkadaşları (14) implantın başarısı için gerekli minimum kriterleri beş ana başlıkta toplamışlardır (207, 185):

1. İmplant, başka bir implanta veya bir restorasyona bağımlı olmadan klinik olarak immobil olmalıdır.
2. Radyografide implant çevresinde radyolusent alan olmamalıdır.
3. Protetik yükleme yapıldıktan bir yıl sonra yılda ortalama 0,2 mm’ den az kemik rezorpsiyonu olmalıdır.
4. Ağrı, enfeksiyon, nöropati, parestezi ve ya mandibular kanala girilmesi gibi implantın performansını gösteren daimi ve telafisi olmayan belirtiler olmamalıdır.
5. Beş yıllık gözlem sonucu %85 , on yıl sonunda %80 başarı oranı sağlanmalıdır.

Peri-implanter dokuların yapısal özellikleri, kemik rezorpsiyonu ve apozisyon metabolizması, implant çevre doku ilişkisi implantların başarısında rol oynayan önemli etkenler olarak gösterilmektedir. Bu etkenler şu şekilde sınıflandırılmaktadır(226):

1. Yeni kemik oluşumu ve metabolizması
2. Kemiğin hacmi ve kalitesi
3. İmplantın çevre dokularla ilişkisi
4. Kemik rezorpsiyonunun değerlendirilmesi

İmplantın yüklenmesinden sonra karşılaşılan ve radyografilerde yıllık 1-3 mm kemik kaybı ile gözlenen durum ‘erken dönem kemik kaybı’ olarak tanımlanmaktadır. Adell ve ark. 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 (4).



Erken dönem krestal kemik kaybının miktarı değişkendir ve ilk yıldan sonra ciddi şekilde azalmaktadır (214). Adell ve ark. ilk yıl için kaybı 0-3 mm'lik aralıkta 1,2 mm'lik ortalama ile bildirmişlerdir. İlk yılı takip eden yıllar için 0,05-0,13'lük ortalama vermişlerdir. Diğer çalışmalarda ise ilk yıl için 0,4-1,6 mm aralığında ortalama 0,93 mm, ilk yıldan sonra da 0,1 mm'lik kayıplar bildirilmiştir (4). Başarılı implantlarda fizyolojik sınırlar içinde kabul edilen krestal kemik rezorpsiyon miktarı, ilk yıl için 1,5 mm, sonraki yıllarda ortalama 0,1 mm olarak bildirilmiştir (203).

İmplant uygulanacak bölgedeki kemiğin hacmi ve kalitesi implantın uzun dönemdeki başarısını etkileyen en önemli faktörlerden biridir. İmplant uygulanacak bölgedeki kemiğin yüksekliği, genişliği, derinliği, alveol kretinin okluzal düzleme olan açılanması ile implant-kuron oranı dikkatli bir şekilde incelenmelidir. İmplantların boyları kemiğin yüksekliğine göre anatomik oluşumlara 2 mm'lik bir güvenlik payı bırakılarak seçilmelidir. İmplantın çapı mevcut kemiğin mesio-distal mesafesi ve vestibülo-lingual genişliği ile bağlantılıdır (216). Yapılan çalışmalar krestal kemik rezorpsiyonunun implantın boyu ile doğru orantılı olduğunu ortaya koymuştur (216). Ayrıca kemik kalitesinin az olduğu bölgelerde implantın boyunun arttırılması, uzun dönemdeki başarı oranının yükselmesini sağlayacaktır.

### **2.1.7. İmplantların Kısa ve Uzun Dönem Başarısını Etkileyen Faktörler**

#### **2.1.7.1. Hekime Bağlı Faktörler**

1. Hastanın değerlendirilmesi
2. Asepsi ve antisepsiye bağlı kalınması
3. Hastaya operasyon öncesi ve sonrası profilaksi uygulama
4. Uygun cerrahi teknik
5. Atravmatik geçici protez uygulanması
6. Kurallarına uygun protez uygulanması
7. Hastanın uzun dönemde düzenli kontrolü ve takibi (53)

#### **2.1.7.2. Hastaya Bağlı Faktörler**

1. Anatomik oluşumların durumu
2. Mevcut kemiğin hacmi, yoğunluğu ve kalitesi (53)

3. Hastanın ağız bakımı
4. Hastanın genel sağlık durumu
5. Bruksizm
6. Sigara kullanımı (53)

### **2.1.7.3. Kullanılan İmplantın Bağı Faktörler**

1. İmplantın tipi
2. İmplantın çapı
3. İmplantın boyu
4. İmplantın yüzey özellikleri (53)

### **2.1.8. İmplant Uygulamalarında Karşılaşılan Komplikasyonlar**

#### **2.1.8.1. Cerrahi Safhada Karşılaşılan Komplikasyonlar**

1. İmplantın primer stabilitesinin sağlanamaması
2. Aşırı kanama olması
3. Nazal boşluk ve sinüs boşluğunun delinmesi
4. Çene kemiğinin kırılması
5. Nervus mandibularisin zedelenmesi
6. Hava embolisi
7. Kemik desteğinin kaybı (74)

#### **2.1.8.2. Erken Postoperatif Komplikasyonlar**

1. Aşırı kanama ve hematoma
2. Yara bölgesinde ödem
3. Enflamasyon olması
4. Yara kenarında nekroz
5. Sinir zedelenmesi
6. Geçici veya sürekli his kaybı (74)

### **2.1.8.3. İmplantlarda Görülen Genel Komplikasyonlar**

Çok sayıdaki klinik çalışmanın yüksek başarı oranlı sonuçlarına rağmen erken ve geç dönem implant başarısızlıkları hala önlenememektedir (13, 95). İmplant uygulamasından sonra karşılaşılan komplikasyonlar genel anlamda biyolojik ve mekanik komplikasyonlar olarak iki sınıfa ayrılmaktadır (214).

#### **1. Biyolojik komplikasyonlar:**

- Krestal kemik kaybı
- Periimplanter yumuşak doku hastalıkları
- İmplantın kaybedilmesi

#### **2. Mekanik komplikasyonlar:**

- İmplant, abutment ya da vidanın kırılması
- Protezin alt ya da üst yapısında kırılma olması
- Protezin veya abutmentin vidasının gevşemesi
- Protezin desimante olması
- Protez materyalinin aşınması

### **2.1.9. İmplantların Genel Endikasyonları**

1. Tek diş eksiklikleri
2. Tek veya çift taraflı dişsiz sonlanan çeneler
3. Dişsiz uzun boşluklar
4. Total dişsizlik vakaları
5. Ortodontik tedavide ankraj olarak
6. Çene-yüz protezlerinde tutuculuğun sağlanması (38, 175)

### **2.1.10. İmplantların Genel Kontrendikasyonları**

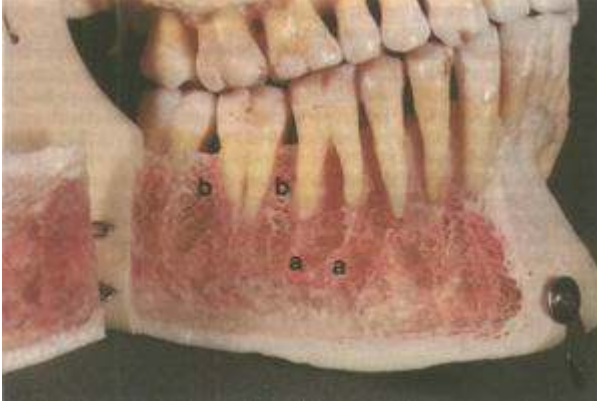
1. Kontrol altında olmayan sistemik hastalıklar.
2. Radyoterapi görmüş hastalar.
3. Psikiyatrik bozukluğu olan hastalar.

4. Ağız hijyeni bozuk olan hastalar.
5. Hamileler.
6. İyileşme bozukluğu olan hastalar.
7. Parafonksiyonel bozukluğu olan hastalar.
8. Kombinasyon sendromu olan hastalar.
9. Sigara kullanan hastalar.

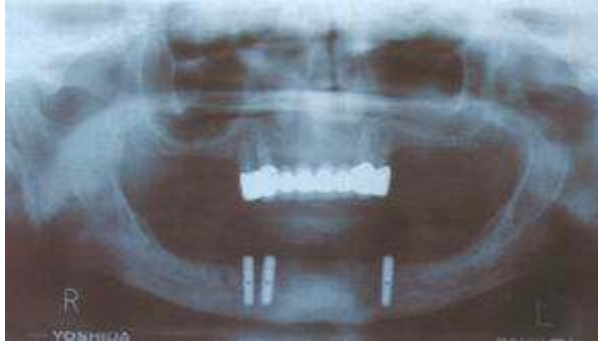
### **2.1.11. İmplant Uygulamalarında Dikkat Edilecek Hususlar**

#### **2.1.11.1. Alt Çene İmplant Uygulamalarında Dikkat Edilecek Hususlar**

- Alt çenede implant uygulanırken en fazla dikkat edilecek husus; alt çene kanalına frez, çark gibi keskin aletlerle girip alt çene kanalını zedelememektir.
- Foramen mentale'ye de en az alt çene kanalı kadar dikkat etmek gerekir. Bu delikten çıkan sinirin zedelenmesi de dudak bölgesinin parestezisine neden olmaktadır.
- Sublingual ve submandibular bezlerin alt çenenin lingual kısımlarına yerleştiği bölgelerdeki çukurcuklar, alt çene kemiğinin bu bölgelerine dik olarak implant yerleştirilmesine engel olmaktadır. Aksi takdirde; kemik içi implantların bir kısmı delik dışına çıkmakta ve başarısız olmaktadır.
- Ramus implantları uygulanırken alt çene kanalının seyrine çok dikkat etmek gerekmektedir. Özellikle; üçüncü büyük azı dişi bölgesinde alt çene kanalının okluzale daha yakın geçmesi bu açıdan önem taşımaktadır (Şekil 2-3).
- Alt çene lingual bölgesinde kaldırılacak bir flapın çok derine kadar uzanmamasına özen gösterilmelidir. Bu bölgede meydana gelecek damar kesilmeleri, aşırı kanamaya sebebiyet verebileceği gibi, nervus lingualis de zedelenebilmektedir.
- Alt çenenin tam orta çizgi kısmındaki semfiz bölgesine implant uygulanmamalıdır. Bu bölgeye implant yerleştirilmesi, yoğun kompakt kemik dokusu yüzünden güçtür (Şekil 2-4). Ayrıca, ileride protez yaparken, tam orta çizgi üzerine gelecek alt kesici diş de estetik bakımdan sorun yaratır (262).



**Şekil 2-3: Alt çenenin küçük ve büyük azı dişlerinin etrafındaki süngerimsi kemik dokusunun görünüşü (262).**



**Şekil 2-4: Panoramik radyografide alt çenenin frontal bölgesinde yoğun kemik dokusu, azlar bölgesinde nispeten daha az kemik dokusu ve üst çenede daha spongiöz doku. (262).**

#### **2.1.11.2. Üst Çene İmplant Uygulamalarında Dikkat Edilecek Hususlar**

- Üst çenede foramen incisivum bölgesinde kret ensizyonunu takiben; özellikle, damak bölgesine doğru flap kaldırılırken bu delikten çıkan damar ve sinirleri tahrip etme riski vardır. Bu nedenle; orta çizgiden biraz uzakta, her iki taraftan flap kaldırılmalı ve bu delik etrafındaki yumuşak doku korunmalıdır.
- Üst çenede kaninler arası bölgede burun boşluklarının tabanındaki kortikal kemik yeri çok iyi belirlenmeli ve bu kemiğin ötesine gidilmemelidir.
- Üst çenenin tüber bölgesinde, subperiostal implant yapmak amacıyla flap kaldırılırken tensor veli palatini kasının tendonuna zarar vermemelidir. Bu kasın hamulus pterygoideus'u hemen yanından geçtiği

unutulmamalıdır. Bu bölgede, aynı zamanda buccinator ve pterygoideus medialis kaslarının da bağlandığı hatırlanmalıdır. Ayrıca foramen palatinum majus'tan çıkan damar ve sinirlere dikkat edilmelidir.

- Üst yutak konstrüktör kası ile buccinator kası arasında, pterygoid çıkıntıya yakın fibröz bir doku tabakası bulunmaktadır. Hamular çıkıntı bölgesinde; özellikle, palatinal tarafta mukozanın kaldırılması sırasında üst yutak konstrüktör kasının yırtılmamasına çok dikkat edilmelidir. Aksi takdirde; mediasten'e kadar inen ödem ve abseler tehlikeli olabilir (262).
- Üst çene sinüsünün taban kısmı çok iyi tespit edilmeli ve frezler ile kemik oyulurken sinüs açılmamasına dikkat edilmelidir (Şekil2-5).



**Şekil 2-5: Üst çenenin sağ tarafında, küçük ve büyükazı dişler bölgesinde, süngerimsi kemiğin görünüşü. a: sinüs tabanının kompakt kemiği.**

### 2.1.12. İmplant Uygulanacak Hastaların Değerlendirilmesi

Uzun dönemde başarılı bir implant tedavisi gerçekleştirebilmek amacıyla Babush tarafından yapılması önerilen değerlendirmeler şunlardır (22):

- Dental muayene
- Klinik muayene
- Radyografik değerlendirme
  - 1) Periapikal radyograflerin incelenmesi
  - 2) Panaromik radyograflerin incelenmesi
  - 3) Okluzal radyograflerin incelenmesi

- 4) Lateral sefalometrik radyograflerin incelenmesi
- 5) Bilgisayarlı radyografik tetkiklerin incelenmesi

- Çalışma modellerinin incelenmesi
- Fotoğrafların değerlendirilmesi
- Toplanan bilgilerin arşivlenmesi

İmplant uygulamaları öncesinde yapılacak en önemli incelemelerden birisi de, kemiğin radyolojik olarak değerlendirilmesidir. Geçmiş yıllarda mevcut olan imkanlarla, kemik sadece panoramik, periapikal ve sefalometrik radyografler gibi konvansiyonel ve 2 boyutlu yöntemlerle değerlendirilebilmekteydi.

Panoramik radyografler, tüm dişleri ve çeneleri, göz çukurunun 1/3 üst bölümüne dek maksiller bölgeyi, maksiller sinüsleri, mandibulayı ve temporomandibular eklemi bir arada gösteren bir ağız dışı görüntüleme tekniğidir. Cihazların çalışma prensipleri, temelde tomografi cihazları ile benzerlikler gösterirler (29). Ancak bu tür radyograflar kemiğin bukkolingual/bukkopalatinal boyutunu gösterememesi ve de % 33 e varan magnifikasyonlarla karşılaşılması nedeni ile yeterli diagnostik değeri taşımamaktadır.

Tüm bu dezavantajlarına rağmen panoramik radyografler, kolay ulaşılabilirlik, maksilla ve mandibulanın birçok anatomik yapıyla ilişkisinin tek bir film üzerinde görülebilmesi, düşük maliyeti ve de düşük radyasyon dozu sebebiyle günümüzde halen implant tedavi planlamasında en çok kullanılan görüntüleme metodudur (88).

Klasik görüntüleme yöntemlerinde ışın kaynağı ile film arasında bulunan nesnenin tüm kalınlığı film üzerine 2 boyutlu olarak yansıtılırken, farklı yapıların görüntüleri süperpoze olur. Geleneksel (lineer) tomograflerde ise değişik düzeylerdeki yapılardan sadece görüntüsü istenen katman incelenebilir. Geleneksel tomografide ışın kaynağı ile obje, obje ile reseptör uzaklıkları önceden ayarlanmıştır. Işın kaynağı, nesne ve reseptörden biri sabit tutulurken, diğer ikisi aynı hızla zıt yönlerde hareket ettirilir (29,128, 254). Bu yöntem yardımıyla elde edilen görüntülerde, 3. boyut gözlenebilmekle birlikte, sadece seçilen düzlem üzerindeki doku birimi net olarak görülebilmekte, bu düzlemin altında ve üstünde kalan bölgeler bulanık olarak görülebilmektedir (154, 306).

Geleneksel tomografi sayesinde çenelerin posterior bölgesindeki maksiller sinüs, submandibular fossa ve mandibular kanal gibi komşu anatomik yapılarla ilişkideki kemik genişliği ve derinliği hakkında değerlendirme yapma olanağı sağlar. Bu görüntüler üzerinde yapılacak ölçümler, panoramik radyografi görüntülerine oranla daha doğrudur (190, 314).

Geleneksel tomografi görüntülerinin kalite ve doğruluğu, büyük ölçüde görüntüleme esnasında kullanılan yöntemin başarısına bağlıdır. Örnek olarak, komşu dişlerdeki mevcut metalik restorasyonlar, görüntüyü anlaşılabilir hale getirmektedir. Elde edilen lineer tomografik görüntülerin %20' si teşhis için yetersizdir (160).

Seçilen düzlem dışındaki bölgenin bulanık olması, farklı dilimler için uzun zaman gerektirmesi, seçilen dilimin lokalizasyonunun tam olarak belirlenememesinden ötürü konvansiyonel görüntüler ile karşılaştırılamaması ve komşu dokuların görüntünün keskinliğini azaltması, bu tekniğin başlıca dezavantajlarıdır (154).

1972 yılında bilgisayarlı tomografi (BT) cihazının geliştirilmesiyle birlikte konvansiyonel görüntüleme sistemlerinin eksikliklerinin telafi edilebilmesinde önemli bir dönem başlamıştır. Sir Godfrey Hounsfield, vücudun ince bir kesitinden geçen X ışınının zayıflama değerlerinin ölçülerek bilgisayar tarafından yorumlanmasının ardından dijital görüntüler oluşturulabileceğini bildirmiştir (254).

Konvansiyonel sistemlerde bir dedektör üzerine nesnenin basit bir geometrik projeksiyonu yansıtılırken, BT' de kesit şeklinde görüntüler elde edilir. Bu nedenle süperpozisyonlar söz konusu değildir. Çok sayıda ince kolimasyonlu X ışını demeti nesneyi çeşitli yönlerden yelpaze şeklinde bir radyasyona maruz bırakır. Bu esnada hasta, gantri adı verilen bir dairesel yapının içerisinde bulunur. Kesit görüntülerinin elde edilmesi, konvansiyonel tekniklerde ayrılamayan ödem ve hemoroji gibi yumuşak doku yoğunluklarının da net bir biçimde gözlenebilmesini sağlar. Farklı kalınlık ve de yoğunluğa sahip dokulardan geçen X ışınının emilim miktarıyla orantılı olarak reseptörler tarafından algılanan ışın miktarı, bilgisayar tarafından algılanarak ince kesit görüntüleri elde edilir (254).

BT sayesinde çene kemiğinin 3 boyutlu gerçek görüntüsünün elde edilmesinin yanında, implant başarısı ile direkt ilişkisi olduğu birçok çalışma ile ispatlanmış olan kemik kalitesinin de değerlendirilebilmesi söz konusudur. Kemik kalitesi; kemik



kütlesi, kemiğin yapısal özellikleri (makro ve mikroyapısal) kemiğin mekanik kompetansı gibi faktörlerle birlikte incelenir (98).

Bilgisayarlı tomografi ile elde edilen kemik yoğunluğu miktarı, sayısal bir değer olan Hounsfield Unit (HU) değerleri olarak kemiği, kalitesine göre sınıflandırmamıza yardımcı olmaktadır. Hounsfield Skalası adı verilen bu skalada, -1000 ile + 1000 değerleri arasında değişen piksel değerleri yer alır. Hounsfield Skalasında -1000 değeri saf havanın değerini göstermektedir (292). Yapılan bu değerlendirmede suyun değeri 0 HU iken, yumuşak dokular için de bu değer 0'a yakın veya negatif bir değer gösterebilmektedir. Kas gibi yumuşak dokuların yoğunluğu +40 ile +60 HU iken, yağ dokusunda bu değer -60 ile -100 HU arasındadır (292).

Görüntünün oluşturulması esnasında her bir piksel, sahip olduğu HU değerine uygun bir gri tonuyla renklendirilir. Bu sayede elde edilen görüntü, siyah, beyaz ve ara gri tonlardan oluşmaktadır. İnsan gözünün bu tonları ayırt edebilme yeteneğinin sınırlı olması nedeniyle, mevcut tüm HU değerlerini kapsayan görüntülerde tüm yapılar belirgin olarak görülemez. Bu nedenle Hounsfield Skalasındaki seçilen bir aralıkta tonlama yapılır. Bu yöntem pencereleme (windowing) adı verilir. Bu aralığın alt ve üst sınırları arasındaki açıklığa pencere genişliği (window width), ortasındaki değere ise pencere seviyesi (window level) adı verilmektedir (292).

Çevre dokular ile arasında belirgin bir yoğunluk farkı olmayan yapılarda dar bir pencere aralığı kullanılması gerekli iken, kortikal ve spongiöz kemik gibi aralarında belirgin yoğunluk farkı bulunan yapılarda geniş pencereleme kullanılabilir (292).

Diş hekimliğinde uygulanan implant vakalarının cerrahi öncesi doğru olarak değerlendirilmesinde, BT'nin yanısıra, düzlem film tomografisi gibi ileri görüntüleme yöntemleri de önerilmektedir. Seçilen teknikte aranılan başlıca özellik, anatomik yapıların ve patolojilerin değerlendirilmesinde yardımcı olmasıdır. Düzlem film tomografileri de bu alanda oldukça başarılı görüntüleme yöntemlerinden birisidir (236).

Geleneksel veya bilgisayarlı tomografi görüntüleri elde etmede kullanan cihazlar, genellikle dental önceliği bulunmayan medikal hastanelerde mevcuttur. Dental kliniklerde ise enine kesitli görüntüler elde edilmesinde, çeşitli panoramik cihazların tomografik fonksiyonlarından faydalanabilmektedir. Bu yöntemdeki enine kesitli açılar, görüntülerde magnifikasyon ve de distorsiyon yönünden farklılıklara sebep olurlar (236). Ancak düzlem açıları çoğu cihazda otomatik olarak ayarlanarak,

bireysel ayarlamalara olanak sağlamazlar. Bu problemin ortadan kaldırılmasında ise cihazın lineer tomografi fonksiyonunu kullanan DLP (Direct Laser Positioning, Asahi Röntgen, Kyoto, Japonya) sistemi geliştirilmiştir. Bu sistemde objektif tomografi açılarının bireysel olarak ayarlanabilmesi mümkündür (222).

## 2.2. İmplant Üstü Protetik Restorasyonlar

Dişsiz çenelerin protetik tedavisi konseptinin tamamiyle değişmesinin üzerinden 30 yılı aşkın bir süre geçmiştir. Saf titanyumdan üretilen kök analoglarının kullanılmasının uzun dönem çalışmalarda elde ettikleri başarılı sonuçlar, geleneksel protetik tedavi yöntemlerinin değişmesi sonucunu ortaya çıkarmıştır (3).

Total protez kullanan hastalar, başlıca şikayetlerini şu şekilde ifade etmektedirler (320):

1. Protez taşıyan bölgelerde, retansiyonu zayıf bir protezle birlikte görülen anatomik kısıtlamalar
2. Destek dokularda tekrarlayan şikayetlerle birlikte görülen parafonksiyonel oral kavite
3. Oromuskuler koordinasyonda görülen bozukluklar
4. Maksiller protez kullanımına bağlı olarak görülen hiperaktif bulantı refleksi
5. Protez kullanımına karşı görülen adaptasyon sorunu.

Günümüzde hekimlerin her hasta için uygun implantı seçebilmelerini sağlayacak sayısız bilgi bulunmaktadır. Materyal, şekil ve dizaynın değerlendirildiği çok sayıda çalışmaya dayanarak, farklı implantların kullanılması ile ilgili kriterler de bir çok literatürde yer almaktadır (42). Diğer taraftan seçilecek protezin tipi ile ilgili bilgiler sınırlıdır. Klinik kriterleri sağlayacak sayıda implantın yerleştirilmesi hasta tarafından karşılanabilirse ve de anatomik açıdan da mümkünse, çoğu hekim sabit köprü protezlerini tercih etmektedir (183).

5 veya 6 endosseoz implantın interforaminal bölgeye yerleştirilmesini takiben sabit köprü protezi yapımı konsepti, Branemak ve arkadaşları tarafından geliştirilmiş ve de çok sayıda çalışmada değerlendirilmiştir (4, 14, 192). Bu tip tedavi planlamalarında implantların başarı düzeylerinin oldukça yüksek olduğu görülmüştür (%90-98).

Branemak ve arkadaşlarına göre, 15 mm. veya daha uzun implantların kullanılabilmesi durumunda 4 implant, 10 mm. ile 15 mm. arasında implantlar uygulanabiliyorsa 5 implant, 7 mm. ile 10 mm. arasında implantlar uygulanabiliyorsa ise 6 implant, sabit bir proteze destek sağlamak için yeterlidir (134).

Mandibulaya bu kadar çok sayıda implantın yerleştirilebilmesi ise her vakada mümkün olmamaktadır. Bu durum, 2 veya 4 implanttan destek alan overdenture protezlerin geliştirilmesine neden olmuştur. İmplantlar ile protez arasındaki bağlantıyı sağlayan üstyapı, ball ataşman, clip-bar ataşman, manyetik ataşman veya hassas bağlantılı freze edilmiş bir bar ataşmandan oluşabilmektedir (83). Fonksiyonel olarak aralarındaki farkların minimal düzeyde olmasına rağmen, hastalar implant destekli sabit protezleri tercih etmektedir (295). Mandibuler overdenture protezlerle ilgili tedavi konsepti, yapılan pek çok çalışmayla da değerlendirilmiştir (27,28). Yapılan çalışmalar, bu tür protez uygulamalarının yapıldığı implantlarda, üst düzey bir oral hijyen sağlanabilmesi durumunda, uzun dönemde oldukça başarılı sonuçlar elde edildiğini göstermiştir (> %90) (41, 256).

Hasta memnuniyeti ve psikolojisi göz önüne alındığında ise, implant destekli sabit köprü protezlerinin başarısı oldukça açıktır (45, 242, 281). Sabit bir köprü protezi ile hareketli bir overdenture protez arasında yapılacak seçim, çok sayıda faktöre bağlıdır. Sadece interforaminal mesafe ve intermaksiller ilişkiler gibi anatomik faktörler değil, oral hijyen ve konuşmaya etki eden faktörler de göz önünde bulundurulmalıdır. Son olarak maliyet ve hastanın tercihi de dikkate alınmalıdır (280).

Her ne kadar sabit köprü protezlerinin uzun dönem başarısı ile ilgili çok sayıda vaka bildirilmiş olsa da, bu tip restorasyonların da uygun olmayan bazı özellikleri bulunmaktadır (100). Özellikle sabit bölümlü protezlerin temizlik ve bakımının zorluğu konularına fazla değinilmemektedir. Bu tip protezlerin bakımı hem doğal dişlerden, hem de hastanın alışmış olduğu klasik protezlerden daha zordur. Temizliği kolaylaştırmak amacıyla mukoza ile protez arasında bırakılacak boşluk ise gerek estetik, gerekse fonasyon bakımından problemlere yol açacaktır (183, 156).

Feine ve Ar. Yaptıkları bir çalışmada, 15 kişilik bir hasta grubuna 2 aylık süreler boyunca sabit köprü protezleri ve bar destekli hareketli protezler kullandırmışlardır. Sonuçta hastalardan 7 tanesi hareketli protezleri tercih etmiştir (100). Bu çalışmada, protez tipinin seçiminde hastanın yaşının da önemli bir rol oynadığı sonucuna varılmıştır.

Her iki gruptaki hastalar da sabit protezleri vücutlarının bir parçası olarak kabullendiklerini bildirirken, hareketli protezleri yabancı bir nesne olarak hissettiklerini belirtmişlerdir.

İmplant uygulaması yapılan hastaların bir kısmı klasik hareketli protezlere oranla daha fazla retansiyon sağlayan herhangi bir protezden memnun olurken, bazı hastalar hareketli protezlere karşı psikolojik direnç göstermektedirler (299). Bu tip hasta grubu, sadece sabit köprü protezleri ile tedavi edildiklerinde memnun kalmaktadırlar.

Zarb ve Ark. ise yaptıkları bir çalışmada 50 total dişsiz hastaya implant üstü sabit protez uygulaması yapmışlar ve sonuçları 11-15,5 yıllık bir dönemde takip etmişlerdir (320). Çalışmaya katılan her hasta artan konfor düzeyi ve çiğneme etkinliğini bildirmiştir. Hastalar kullandıkları protezleri kendilerine ait birer parça gibi hissettiklerini belirtmişlerdir. Bu durum hayat kalitesinin de anlamlı derecede artmasına neden olmaktadır (320).

### **2.2.1. İmplant Üstü Protetik Restorasyonların Sınıflandırılması**

Osseointegre implantlar her ne kadar sabit protezlere destek olmak amacıyla üretilmiş olsalar da, hastaların bazı özel ihtiyaçlarını tedavi edebilmek için farklı tasarımlar geliştirilmiştir. Bu farklı tasarımların tercih edilmesinde kemiğin kalite ve kantitesi, hastanın oral hijyen durumu, ark şekli, yumuşak doku miktarı ve hastanın yüz konturları gibi faktörler önem taşımaktadır (37). İmplant destekli protezler için, dişsiz arkın miktarı göz önüne alınarak bir sınıflama yapılmıştır (259):

#### **2.2.1.1. Total Dişsiz Hastalarda Protetik Tedavi Planlaması**

1. İmplant-doku destekli overdenture protezler
  - a) İmplant-doku destekli ball ataşmanlı protezler
  - b) İmplant-doku destekli ball-bar ataşmanlı protezler
  - c) İmplant-doku destekli bar ataşmanlı protezler
2. İmplant destekli köprü ve overdenture protezler
  - a) İmplant destekli overdenture protezler
    - i. İmplant destekli ball-bar overdenture protezler
    - ii. İmplant destekli bar-klips overdenture protezler

- b) İmplant destekli vidaya takılıp çıkarılabilen köprü ve overdenture protezler
  - i. Hekim tarafından takıp çıkarılabilen köprüler
  - ii. Hekim tarafından takılıp çıkarılabilen overdenture protezler
- c) İmplant destekli sabit köprüler

#### **2.2.1.2. Parsiyel Dişsiz Hastalarda Tedavi Planlaması**

1. Sabit kuron ve köprüler
2. Hekim tarafından takılıp çıkarılabilen köprüler
3. Hasta tarafından takıp çıkarılabilen köprüler

İmplant-üstü protezler, sahip oldukları desteklerin tiplerine göre ise şu şekilde sınıflandırılmaktadırlar (215):

1. Sadece implant destekli üst yapı protezleri
2. Miks destekli üst yapı protezleri
3. İmplant-doku destekli üst yapı protezleri

İmplant üstü protezler, implantlar ile yaptıkları retansiyonun çeşidine göre de simante ve de vidalı olmak üzere ikiye ayrılırlar (Tablo 2-1). Bu sistemlerin birbirlerine göre birtakım avantaj ve de dezavantajları bulunmaktadır (80).

**Tablo 2-1: Vidalı ve simante protezlerin avantajları ve dezavantajları**

Vidalı ve Simante Protezlerin Avantajları ve Dezavantajları		
	Avantajları	Dezavantajları
Vidalı	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Kolayca tekrarlanabilir</li> <li>• Fabrikasyon hassas parçalar</li> <li>• Vidalar güvenlik komponenti olarak görev yapar</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Pasif uyum için hassas alt yapı gereklidir</li> <li>• İmplantın pozisyonu ve açısı çok önemlidir</li> <li>• Vidaların kırılması ve kaybı potansiyeli vardır</li> <li>• Vidanın deliği görünümü kötü hale getirebilir</li> </ul>
Simante	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Abutmentler geniş bir endikasyon imkanı sağlarlar</li> <li>• Diş ve implantlara kolayca uyum sağlar</li> <li>• Küçük uyumsuzluklar siman ile doldurularak uyum sağlanabilir</li> <li>• Geleneksel diş hekimliği yöntemlerine uygundur</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Tekrarlanması zor</li> <li>• Daha zor laboratuvar teknikleri</li> <li>• Geçici köprüler tercih edilir</li> <li>• Geleneksel ölçü teknikleri yanlışlara neden olabilir</li> <li>• Siman fazlası potansiyeli</li> </ul>

Görüldüğü üzere protetik açıdan çok çeşitlilik arz eden implant tedavisi ve protez uygulamaları, farklı kriterler esas alınarak değişik biçimlerde sınıflandırılabilmektedir.

### 2.2.2. İmplant Üstü Protetik Restorasyonların Avantajları

Dental implant destekli protez kullanımının, konvansiyonel doku destekli protez kullanımına göre bazı avantajlarını aşağıdaki şekilde sıralayabiliriz (213).

1. Kemik hacminin korunması,
2. Okluzal dikey boyutun korunması,

3. Hastaların, sabit ve daha retantif protez kullanımına bağlı olarak artan özgüvenleri,
4. Proprioseptif duyunun kısmen kazanılması (Osteosepsiyon),
5. Daha stabil, tutucu ve de fonksiyonel protezler,
6. Daha iyi fonasyon,
7. Azalan protez hacmi,
8. Daha uzun restorasyon ömrü,
9. Çiğneme ve mimik kaslarının daha iyi bakımı (maintenance).

### **2.3. İmplant Destekli Protezlerin Biyomekaniği**

#### **2.3.1. İmplant Destekli Protezlerde Çiğneme Kuvvetleri**

Osseointegrasyondan dolayı, implant üstü protezlerin maruz kaldığı çiğneme kuvvetleri, doğrudan protez vasıtası ile implanta destek olan kemik dokusuna iletilmektedir (58).

Periodontal membran aracılığı ile kemiğe bağlanan doğal dişler, statik kuvvetler altında osseointegre implantlara oranla daha fazla fizyolojik mobiliteye sahiptir.

Bu mobilite oranının 1/10'a kadar varabildiği belirtilmektedir. Richter, yaptığı in-vivo ölçümlerde, çiğneme sırasında hızı 500 N/s'ye ulaşan dinamik kuvvet artışları tespit etmiştir (246).

Doğal dentisyona sahip bireylerde; Bakke (23) maksimum okluzal kuvveti 500 N olarak bildirirken, Craig (73) ısırma kuvvetinin vertikal komponentini molar dişlerde 390-880 N, premolar dişlerde 453 N, keserlerde 222 N olarak bildirmiştir.

Brunski (52) okluzal kuvvetlerin vertikal komponentini 200- 2440 N ve lateral komponentini ise 30 N, Tylman (293) mandibuler 1. premolar için 285 N, 1. molar için 400 N ve 2. molar için ise 385 N olarak bildirmişlerdir. Misch (216) ortalama ısırma kuvvetini 1. molar bölgesinde 150-250 N, diş sıkıklarda ise 1000 N olarak belirtmiştir.

Raadsheer ve ark. ise (241), cinsiyete göre ayırdıkları iki ayrı grupta yaptıkları incelemede, ölçülebilen maksimum ısırma kuvvetlerinin erkeklerde 888 N, bayanlarda ise 576 N olduğunu bildirmiştir. Ferrario ve ark. ise (101), doğal dişlerde ısırma

kuvvetini sırasıyla keserlerde 94-146 N , birinci premolar bölgesinde 179-254 N ve birinci molar bölgesinde 234-306 N arasında bulmuşlardır.

İmplant destekli sabit protez kullanan hastalardaki çiğneme kas fonksiyonu, doğal dişli veya diş destekli sabit protez kullanan hastalardakine eşit ya da yakın değerdedir (120).

Mericske-Stern ve Zarb (210) ise, implant destekli sabit bölümlü protezler veya tek kuron protezleri ile restore edilmiş bölümlü dişsizlik vakalarında ve doğal tam dişli kişiler üzerinde yaptıkları çalışmada , maksimum okluzal kuvvet değerlerini, doğal tam dişli kişilerin ikinci premolar bölgelerinde 450 N olarak bulurlarken, bu değeri implant destekli sabit protez kullanan hastaların birinci premolar ve molar bölgelerinde 200 N' dan, ikinci molar bölgelerinde ise 300 N' dan az olarak bulmuşlardır.

Haraldson ve ark. yaklaşık aynı sayıda dişe sahip, biri osseointegre implantlar ile rehabilite edilmiş, diğeri normal dentisyona sahip hastalardan oluşan iki gurubu karşılaştırdıkları çalışmada; birinci grupta ortalama 169 N'luk, ikinci grupta ise ortalama 144 N'luk oklüzal kuvvetler saptamışlardır (122).

Haraldson ve ark. maksimum çiğneme kuvvetleri açısından sabit protez ve overdenture kullanan hastaları tedavi öncesi ve sonrası incelemiş, tedavi sonrasında hastaların çiğneme kuvvetlerinde artış tespit etmişlerdir (121).

İmplant destekli sabit protezler ile tedavi edilen bölümlü dişsizliklerde maksimum vertikal kuvveti; Richter (246) 60-120 N olarak, Stern (282) ise, 2. premolar dişte 210-400 N ve 1. molar dişte ise 130-395 N olarak belirtmişlerdir.

Bu tip kuvvetler parafonksiyonla beraber çok daha yüksek değerlere ulaşabilirler. Dolayısıyla dental implant materyali seçiminde fonksiyonel ve parafonksiyonel kuvvetler altında fiziksel olarak dayanımı yeterli ve biyouyumlu materyallerin seçimi önemlidir.

### **2.3.2. İmplant Destekli Sabit Protezlerde Kuvvet Dağılımı**

Doğal bir dişle bir dental implant arasındaki en önemli yapısal fark, bir amörtisör görevi görerek doğal dişler üzerine gelen kuvvetleri indirgeyen ve çene kemiğine aktaran periodontal membranın, implantı ile onu destekleyen alveol kemiği arasında bulunmamasıdır (291).



Bu, implant ile kemik dokusu arasındaki kuvvet dağılımının, doğal diştekinden tamamen farklı olmasının en önemli nedenidir. Doğal dişlerde kökün çevresinde, diş alveol kemiğine bağlayan periodontal ligament mevcuttur. Osseointegre olmuş bir implant ise canlı kemik dokusu ile doğrudan yapısal ve fonksiyonel bir birleşim göstermektedir. Bu nedenle osseointegrasyonu tamamlanmış implantlar, kemik içerisinde tamamen hareketsiz iken, periodonsiyum doğal dişe belirgin derecede aksiyal ve horizontal mikrohareketlilik kazandırmaktadır. İmplant ile doğal diş arasındaki bu hareketlilik farkı 1/10 oranında değişmektedir (7).

Periodontal membran ile çevrelenmiş bir doğal dişte oklüzal yükler karşısındaki hareketlilik miktarı 50- 200 µm. civarındayken, bu değer tamamen osseointegre olmuş bir implantta 10 µm. civarındadır (221).

Doğal dişe gelen oklüzal kuvvetler, dönme merkezi kökün apikal 1/3'ünde yer alan bir kuvvet bileşkesi ile mikrohareketlilik meydana getirmekte ve bu kuvvetler periodontal ligament aracılığı ile diş kökü boyunca alveol kemiğine iletilmektedir. İmplant ile kemik arasındaki bu elastik limit farklılığı; yani implantın yerleştirildiği kemikten daha rijit olmasından dolayı, implantın kemik içerisinde sadece mikron düzeyinde bir hareketliliği söz konusudur. (7). İmplant destekli protezlerde kuvvetler, genellikle kemik rezorpsiyonunun da sıklıkla görüldüğü implantın servikal bölgesindeki kortikal kemikte yoğunlaşmaktadır (145).

Doğal diş üzerine uygulanan kuvvet basitçe dikey ve yatay vektörlere ayrılmaktadır. Normal olarak oklüzal kuvvet dikey yönde etki etmektedir. Eğer dikey oklüzal kuvvet diş üzerinde eğimli bir yüzeye etki ederse, yüzeye paralel olan makaslama kuvveti ve yüzeye dik olan baskı kuvveti vektörlerine ayrılır. Bu da kökün 1/3 apikalinde yer alan dönme merkezi etrafında dönme hareketine neden olur. Burada etki eden dönme momenti, F kuvveti ile dönme merkezinin kuvvetinin doğrultusuna olan uzaklığının çarpımına eşittir (126).

Dönme momentlerinin geometrik yeri dönme merkezi ile kuvvetinin uygulandığı nokta arasındaki doğru parçasının ortasını merkez ve 1/2'sini yarı çap kabul ederek çizilen dairedir (255).

Kemik-implant arayüzeyinde oluşabilecek ana kuvvetler 3 grup altında toplanabilir;

- 1) Basmama,
- 2) Germe,
- 3) Makaslama tipi kuvvetlerdir.

Kemik, en çok sıkışma tipi kuvvetlere dayanıklıdır. Gerilme tipi kuvvetlere ise sıkışma kuvvetine oranlav%30 daha az ve kesme tipi kuvvetlere de %65 daha az dayanıklıdır (214). Bu nedenle endosteal implantların üretiminde, kemik-implant arayüzeyinde kesme ve gerilme tipi kuvvetleri en aza indirebilecek tasarımlar yapılması büyük önem taşımaktadır.

Pürüzsüz, düz ve silindirik şekilde dizayn edilen bir implant gövdesi, fonksiyonel kuvvetler karşısında kemik-implant arayüzeyinde kesme tipi streslere neden olabilir. Bu tip düz silindirik tasarımların yüzeylerinin mikroskopik retansiyon elemanları ile kaplanarak modifiye edilmesi, kemik implant arayüzeyinde kesme tipi kuvvetlerin azalmasını sağlayacaktır.

Birbirine bağlanan mandibuler 2. premolar, 1. molar ve 2. molar dişlere, 2. premolar dişten bir kuvvet uygulanırsa, lingual yönde bileşke kuvvet oluşur. Bu bileşke kuvvet, 1. molar dişte oluşan vertikal eksen etrafında dönme hareketi ile mikrohareketliliği başlatır. Periodontal ligament lifleri de, birbirine splintlenen dişlerin kökleri boyunca basma, germe ve makaslama kuvvetlerini alveol kemiğine iletir. Öte yandan, sadece 1. molar dişe gelen kuvvet sonucunda, birbirine bağlanan dişler, apikal üçlülerinden geçen horizontal eksen etrafında lingual yönde dönme hareketi yapmaya zorlanır. Yine periodontal ligament aracılığı ile kuvvetler, tüm diş kökleri boyunca alveol kemiğine iletilir (7).

Birbirine bağlanan implantlarda kuvvet dağılımı, birbirine bağlanmış doğal dişlerden tamamen farklıdır. Bu farklılığın ana nedeni doğal diş ile implant arasındaki hareketlilik farkıdır. Örneğin mandibuler dişsiz sonlanan bölümlü dişsizlikte birbirine splintlenen üç implanttan, 2. premolar bölgesindeki implanta uygulanan oklüzal kuvvetin bileşke kuvveti, yine lingual yönde olacaktır. Ancak birbirine bağlanan doğal dişlerden farklı olarak, kuvvetin büyük çoğunluğu kuvvetin geldiği implantın servikal bölgesindeki kortikal kemikte yoğunlaşır. Aynı oklüzal kuvvet, 1. molar bölgesindeki

implant desteğe geldiğinde, yine kuvvetin büyük bir kısmı kuvvetin geldiği implantın servikal bölgesindeki kortikal kemikte yoğunlaşır. Diğer implant desteklere ise çok az kuvvet dağılımı olmakla birlikte, dağılan kuvvetin büyüklüğü, sıkıştırma vidalarının elastik özelliğine bağlıdır. Başka bir deyişle zaman içerisinde gevşeyen sıkıştırma vidalarının çok ufak da olsa hareketlenmesi ile diğer implant desteklere daha fazla kuvvet dağılımı olacaktır (7).

1986 yılında Ericsson ve Ark. implant-doğal diş destekli protezleri tanımlamalarının ardından, birçok hekim farklı mobilitelere sahip yapıların birbirlerine bağlanmasına karşı çıkmışlardır (115). Çok sayıda klinik ve de teorik çalışmaya da dayanarak, implant ve doğal dişlerin birbirlerine bağlanmadığı sabit protezler, mümkün olan her durumda ilk tercih olmalıdır (30). Ancak anatomik kısıtlamalar ve de yerleştirilen implantların kaybı, implant ile doğal dişlerin birbirlerine bağlanmasını gerektirecek durumlar ortaya çıkarabilmektedir (116, 145).

Yapılan çok sayıdaki uzun dönem klinik çalışmanın ardından günümüzde, implant-doğal diş destekli protezler de implantların başarısı ve marjinal kemik kaybı göz önüne alındığında, sadece implant destekli protezlerle eşit derecede öngörülebilir bir tedavi seçeneğidir (221, 239).

İmplant-doğal diş destekli protezlerde sisteme daha fazla doğal dişin dayanak olarak eklenmesi herhangi bir avantaj sağlamazken, implant sayısının artması doğaldışe etki eden kuvvetin azalmasına neden olmaktadır. Sonuç olarak bir doğal diş implantın stabilizasyonunda herhangi bir fayda sağlamazken, osseointegre olmuş bir implant, periodontal olarak yıkıma uğrayan bir dişin stabilizasyonunu sağlayabilmektedir (323).

Bu tip sistemlerde uygulanan kuvvetin büyük çoğunluğunu implant karşılamaktadır.

Aynı zamanda doğal dişin karşılayacağı yükün miktarının azaltılması, streslerin implantın boyun kısmında yoğunlaşmasına neden olacaktır (323).

Oklüzal yüzeyde kullanılan malzemeler de, kuvvetin kemiğe iletimini etkilemektedir. Proteze gelen darbelerin oklüzal yüzey tarafından iletimi, oklüzal malzemenin sertliği ile doğru orantılıdır. Tamamı seramikle kaplanmış bir oklüzal yüzey, doğal dişe oranla 2,5 kat daha serttir. Ayrıca doğal dişteki periodontal ligamanın

kuvvetlerin miktarını azaltması nedeniyle, implant destekli kuronlara etki eden kuvvet, kemik-implant arayüzünde daha fazla miktarda ortaya çıkmaktadır (187).

Sertliklerine bağlı olarak, ani kuvvetlerin iletiminde en az etkiye akriliklerin, en fazla etkiye ise seramiklerin neden olduğu belirtilmektedir. Metal yüzey, akrilikten, doğal diş minesi ise metalden daha fazla kuvvet iletimine sebep olmaktadır. Bu nedenle oklüzal malzeme olarak reçine esaslı materyallerin kullanılması önerilmektedir (273).

İmplant destekli sabit protetik restorasyonlarda oklüzal yüzeyin metal veya porselen gibi materyallerle kaplanması, çiğneme etkinliği ve de restorasyonun aşınmaya karşı direnci bakımından önem taşımaktadır; ancak bu tarz elastiklik modülüsleri yüksek materyaller, darbe kuvvetleri karşısında aşırı stres oluşumuna neden olmaktadır (133, 112, 106, 107).

Yüksek elastiklik modülüleri (70GPa) nedeniyle seramik kaplama materyalleri gelen kuvvetlerin büyük çoğunluğunu kemik dokusuna iletirken, kullanılan metal alaşımları elastiklik modüllerine bağlı olarak bu kuvvetleri daha iyi tolere edebilmektedir (206, 216, 229, 129).

Akrilik reçine materyaller ise, diğer materyallere oranla oldukça düşük olan elastiklik modülleri (2,26 GPa) nedeniyle gelen darbe kuvvetlerini oldukça yüksek oranda absorbe edebilme yeteneğine sahiptirler (224). Bu materyallerdeki başlıca sorun ise, düşük aşınma dirençleridir.

Aşınma direnci düşük oklüzal kaplama materyallerinin kullanımı, oluşturulan oklüzal yüzey formlarının kısa zamanda aşınarak bozulmasına ve de bu nedenle istenmeyen oklüzal ilişkilerin ortaya çıkmasına neden olmaktadır. Oluşan atipik morfoloji, istenmeyen kuvvetlerin implant ve de destek dokulara iletilmesine neden olmaktadır (289, 34).

Bununla beraber son dönemde yapılan çalışmalarda, kuvvet dağılımı açısından akrilik reçineler ile seramik, kompozit ve metal gibi oklüzal materyaller arasında ortaya çıkan farkın anlamlı olmadığına dair çeşitli veriler de mevcuttur (62).

## 2.4. Dental Seramikler

### 2.4.1. Dental Seramiklerin Yapısı

Seramiğin içeriği şu maddelerden oluşmaktadır:

#### 2.4.1.1. Feldspar

Seramiğe doğal bir translusenslik veren ve de aynı zamanda ana yapıyı teşkil eden maddedir. Tüm yapı içerisinde minimum %60 civarında bir orana sahiptir. Bu maddenin bağlayıcı bir özelliği vardır. Fırınlama sırasında eriyerek kuartz ve kile matriks oluşturur (10).

1100-1300 °C da ergiyen feldspar, doğal haldeyken hiçbir zaman saf halde bulunmaz. Feldspar 1250-1500 °C civarında ergiyerek serbest kristalin fazında cama dönüşür ve kuartz ve kaoline yapı olarak yardımcı olur (73).

#### 2.4.1.2. Kuartz (Silika) (SiO<sub>3</sub>)

Yaklaşık 1700 °C' lik erime ısısı diğer maddelere oranla daha yüksek olan kuartz, yapı içerisinde tutucu bir destek oluşturur. Silika yapısında olup, yapı içinde doldurucu görevi yapar. Bu sayede pişirme sonucunda meydana gelebilecek büzölmeleri önler. Aynı zamanda termal genişleme katsayısının kontrol edilmesi bakımından da yardımcıdır. %10-30 oranında bulunur. Seramiğin dayanıklılığının artmasını sağlar(73).

#### 2.4.1.3. Kaolin (Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> - 2 SiO<sub>2</sub> - 2 H<sub>2</sub>O)

Dehidrate olmuş alüminyum silikattır. Çin kili olarak da adlandırılır. Yapışkan bir yapıya sahip olduğundan diğer materyalleri bir arada tutar. Dolayısıyla porselenin modelajında yardımcı olur. %1-5 oranındadır. 1800 °C ergiyen kaolin, bir alüminyum hidrat silikatıdır. Opak yapıdadır ve ısıya oldukça dayanıklıdır (10).

Bu üç ana maddenin dışında akışkanlar veya cam modifiye ediciler, ara oksitler, çeşitli renk pigmentleri, opaklaştırıcı veya flouresans özelliğini geliştiren çeşitli ajanlarda seramik yapıya eklenebilmektedir (162).

## 2.4.2. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Seramikler bir çok şekilde sınıflandırılmaktadır (271, 10, 201, 224):

### 2.4.2.1. Bileşimlerine (İçeriklerine) Göre

1. Feldspatik seramik
2. Metal destekli seramik
3. Metal desteksiz seramik

### 2.4.2.2. Pişirme Isılarına Göre

1. Yüksek ısı seramiği
2. Orta ısı seramiği
3. Düşük ısı seramiği

### 2.4.2.3. Kullanım Yerlerine Göre

1. Hareketli protezlerde takım dişlerde kullanılanlar
2. Jaket ve inleylerde kullanılanlar (Alumina)
3. Veneer kuronlarda kullanılanlar

## 2.4.3. Dental Seramiklerin Gelişimi

Dental materyal olarak seramiğin; korozyona, aşınmaya ve asitlere direncinin birçok materyale göre daha üstün olması, araştırmaların bu materyal üzerinde yoğunlaşmasına neden olmuştur (199, 144).

Feldspatik seramiğin keşfinden önce 1723’ de Pierre Fauchard “*Lechirurgien Dentiste*” isimli kitabında metal protezlerin seramik ile kaplanmasından bahsetmiştir (162). Fauchard seramiğin dişhekimliğindeki önemini belirtmiş ve böylece seramik ile ilgili çalışmaların başlamasına öncülük etmiştir.

1774’ de Paris’ li eczacı Alexis Duchateau, dişhekimisi Nicholas Dubois de Chemant’ ın yardımıyla Guerhard Dental Porselen Fabrikası’ nı kurarak ilk seramik protezleri üretmişlerdir (250).

Dental seramikler, mevcut olan birçok olumlu niteliklerine rağmen pöröz yapılarından dolayı oldukça kırılgandır. Bu nedenden dolayı üretici firmalar yapıya bir destek bulmaya yönelmişler ve de bu amaçla metal alt yapı kullanılmışlardır (303, 162).

1950'lerde yapının içerisine "lösit" eklenmesi ile birlikte seramiğin genleşme katsayısı yükseltilmiş ve bu sayede altın alaşımları ile güçlü bağlantısı sağlanmıştır (162), 1958 yılında ise Vines ve arkadaşları, vakum ile pişirilen ince seramik tozunu ve vakumlu fırınlama yöntemini geliştirmişlerdir (162, 200).

1962 yılında Weinstein ve arkadaşları ilk defa % 11-15 oranında K<sub>2</sub>O (potasyum oksit) içeren seramik tozu ile metal destekli seramik restorasyonları yapmışlardır (200).

Ancak metal alt yapının ışığın geçişine izin vermemesinden dolayı mevcut doğal dişlerle renk uyumunun sağlanabilmesi bakımından zaman zaman sorunlar ortaya çıkmaktadır (144).

Ayrıca metal alt yapının ağız sıvılarından etkilenerek korozyona uğraması, dişetinde renklemeler oluşmasına sebep olabilmektedir (228). Bazı hastalarda ise çeşitli metallere karşı hassasiyet ve alerji gelişebilmektedir (252).

Metal destekli seramikler ile tam seramik sistemler karşılaştırıldıklarında, tam seramik sistemler, daha fazla ışık geçirgenliği ve yansıtması göstermektedirler (35). Aynı zamanda tam seramik sistemler biyolojik olarak uyumludurlar, korozyona dirençlidirler, düşük ısı ve elektrik iletkenliğine sahiptirler ve de kendilerini destekleyen doğal diş dokusunun, restorasyonun rengini önemli oranda etkilemelerine olanak sağlamaktadırlar (135). Ayrıca, metal destekli seramik restorasyonlarda ortaya çıkan gingival renklemeler ve de alerjik kontak stomatiti gibi arzu edilmeyen durumlara da iyi bir çözüm getirmektedirler (61).

Metal alt yapıların sahip olduğu tüm bu dezavantajlar, araştırmacıları daha başka arayışlara yöneltmiştir. Bunun sonucunda, ışığın doğal dişe benzer şekilde kırılarak geçebildiği ve yansıyabildiği, metal alt yapı içermeyen tam seramikler üretilmiştir (144).

1886' da Land, ilk kez altın alt yapılu düşük ısı seramiğini geliştirmiş, 1889 yılında ise, feldspatik seramik kullanarak kuron ve inley yapımını tarif etmiş ve bu buluşun patentini de almıştır (136). 1903 yılında Charles Land platin folyonun seramik pişirilirken destek olarak kullanıldığı yüksek ısı seramikleri ile hazırlanan ve seramik jaket kuron olarak isimlendirilen ilk tam seramik kuronu geliştirmiştir (303, 75, 271). Bu yeni teknolojiyi kullanarak dişhekimlerinin estetik ve uyumlu restorasyonlar yapma olanağı doğmuştur.

Charles Henry Land' in seramik jaket kuron yapım tekniğini geliştirmesinden sonra diş preparasyon kuralları da değişmiştir. Artık dişin koronal kısmı retansiyon için korunuyor ve diş vital olarak kalabiliyordu (181, 182). Geliştirilen bu yeni yöntem sayesinde diş dokuları korunarak, daha estetik sonuçlar elde edilmeye başlanmıştır.

1965 yılında McLean ve Hughes, alt yapısı % 40-50 oranında alumina kristalleri ile kuvvetlendirilmiş seramik ile jaket kuron yapım tekniğini geliştirmişlerdir (224, 271, 200).

1972 yılında ise Southan ve Jorgensen'in "refraktör day" materyalini geliştirmeleri ile diş hekimliğinde tam seramik sistemler yaygınlaşmıştır (144).

1976 yılında Mc Lean ve Sced, çift folyo tekniği ile platin folyoyu kuron iç yüzeyinde bırakarak alumina seramik jaket kuronların güçlendirilmesini sağlamışlardır (271, 200).

80'li yıllardan günümüze kadar dental seramikler üzerinde hem estetiği hem de dayanıklılığı artırma yönünde çalışmalar yapılmış olup, pek çok sayıda yeni tam seramik sistemi geliştirilmiştir (224).

#### **2.4.4. Tam Seramik Restorasyonlar**

Tam seramik restorasyonların avantajları şu şekilde sıralanabilir (117, 310, 164, 202):

1. Estetik özelliği mükemmeldir (144).
2. Renkte derinlik sağlarlar ve ışığı yansıtma özelliklerine sahip oldukları için doğal diş yapısına daha yakın görünümde dirler.
3. Dokularla biyolojik olarak uyumlu ve korozyona dirençlidirler (144).
4. Doğal diş dokusuna yakın ısıl genleşme katsayısına ve ısı iletkenliğine sahiptirler (144, 195).
5. Komşu ve karşı metal dolgularla teması sonucu galvanik akıma neden olmazlar (144)
6. Baskı kuvvetlerine karşı dayanıklıdır (303).
7. Radyolüsent olup, radyografik teşhiste engel teşkil etmezler (144)



8. Metal destekli seramik restorasyonlarda ortaya çıkan gingival renklenme ve alerjik kontakt stomatitit, tam seramik restorasyonlarda görülmez
9. Veneer seramiği ile kor arasında, metal-seramik arasında olduğu gibi bir bağlantı sorunu yoktur (144).

Tüm bu avantajlarının yanında tam seramik sistemlerde karşılaşılan en büyük problem, limitli yükleme kapasiteleridir. Bu durum, özellikle uzun köprü protezlerinde ve çiğneme kuvvetlerinin anteriora nazaran çok daha yüksek olduğu posterior restorasyon vakalarında önem taşımaktadır (174). Bu limitli yükleme kapasitesi, materyalin düşük dayanıklılık ve kırılma direnci özelliklerinden kaynaklanmaktadır (113). Seramiklerin, materyal ömrüne bağlı olarak direnç kaybetme özellikleri, restorasyonların mekanik uzun dönem davranışlarının kritik bir hal almasına neden olmaktadır (220). Bu durum, çatlak ilerlemesinden kaynaklanmaktadır. Seramik içerisinde yayılmış halde bulunan ufak hatalar, düşük stres düzeylerinde bile çatlak olarak ortaya çıkabilirler. Çatlaklar ne kadar büyürse, seramik materyalin dayanıklılığı ve yükleme kapasitesi de o oranda azalmaktadır (251).

Tam seramik sistemlerin diğer bir dezavantajı ise, interokluzal mesafenin azalmış olduğu vakalarda, gerek alt yapı kalınlığı, gerekse dayanak gövde bağlantısı kalınlığı yeterli miktarda yapılamamaktadır. Bu bölgelerde oluşan aşırı stresler ise restorasyonun direncini azaltmaktadır (243).

#### **2.4.5. Tam Seramik Sistemlerin Sınıflaması**

Hastaların estetik beklentilerine daha uygun olan tam seramik sistemleri yapım tekniği yönünden 4 gruba ayrılabilirler (117, 237):

1. Isı İle Presleme Tekniği Kullanılarak Elde Edilen Seramikler
  - a) Lösit esaslılar:
    - IPS Empress (Ivoclar)
    - Finesse All-Ceram düşük ısı seramiği (FAC, Dentsply)
    - Optec preslenebilir seramik (Jeneric/Pentron)
  - b) Lityum silikat esaslılar:
    - IPS Empress 2 (Ivoclar)

## 2. Dökülebilir Tam Seramikler

- Dicor (Dentsply)
- Cerapearl (Kyocera)
- CD 200
- CCPG Dökülebilir kalsiyum fosfat cam seramik
- OCC Olympuss dökülebilir seramik

## 3. Refraktör Yalancı Kökler Üzerinde Fırınlanan Seramikler

- Cerestore
- Hi-Ceram (Vita-Zahnfabrik, Almanya)
- In-Ceram Spinell, Alumina, Zirconia (Vita-Zahnfabrik, Almanya)
- Optec (Jeneric/Pentron Inc., Wallingford, ABD)
- Mirage (Chameleon Dental, Kansas, ABD)
- Vitadur (Vita- Zahnfabrik, Almanya)
- Wolceram Elektroforez Tekniği

## 4. Bilgisayar Destekli Tam Seramik Kopyalama Sistemi ile Üretilen Seramikler

### a) CAD/CAM Sistemleri

- Cerec
- Procera Alumina, Zirkonya
- Cercon
- Lava
- DCS Smartfit
- Cicero
- Hintel

### b) Kopya Freze Tekniği

- Celay

### 2.4.5.1. Isı İle Presleme Tekniği Kullanılarak Elde Edilen Seramikler

#### a) Lösit Esaslı Seramikler

- **IPS Empress**

1990 yılında Wohlewend tarafından temel yapısı tanımlanan IPS Empress “lösit” içeren cam seramiktir. Mum modelaj ve kayıp mum tekniği kullanılan bu

sistemde, fosfat bağılı revetman içerisine kısmen ön işlemlere tabi tutulmuş ve renklendirilmiş cam-lösit tabletler ısıtılıp preslenmektedir (303).

Lösit kristalleri ile güçlendirilmiş feldspatik seramik olan IPS Empress'in kimyasal yapısı,  $\text{SiO}_2\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-K}_2\text{O}$ 'den oluşmaktadır (195). Yaklaşık 1-5  $\mu\text{m}$  büyüklüğünde olan lösit kristalleri silikat cam matriks hacminin % 40'nı oluştururlar. Sistemde kontrol edilmiş yüzey kristalizasyonu söz konusudur (137). Üstyapının bitirilmesi için boyama ve tabakalama olmak üzere iki farklı yapım tekniği uygulanabilir. Boyama tekniğinde elde edilen kuron, estetiğe uygun olarak boyanıp, glazür işlemi ile bitirilir.

Tabakalama tekniğinde ise preslemeden sonra, elde edilen yapı kontrollü olarak aşındırılarak üzerine uygun veneer seramik materyali uygulanıp, fırınlanır IPS Empress'in aşındırma etkisi ve yüksek yarı geçirgenliği doğal dişlerdekine benzer, bükülme kuvvetlerine karşı dayanıklılığı 120-200 MPa'dır (138).

- **Finesse Tam Seramik Düşük Isı Seramiği**

Lösit oranı düşük olan feldspatik cam seramiklerdir. Bu seramiklerde, dental seramiklerin arzu edilen özelliklerini maksimuma çıkarmak için lösit içeriği azaltılmıştır. Lösit içeriği % 8-10 oranındadır. Finesse seramikler, klasik yüksek ısı seramiklerde istenilen pozitif özelliklerin hepsine sahiptir. Lösit içeriğinin düşük olması nedeniyle karşıt dentisyona daha az zarar verirler (19).

Finesse seramikler, yüksek ısı seramiklere kıyasla % 70, diğer konvansiyonel seramiklere göre ise % 88 daha az mine aşınmasına neden olurlar (118).

- **Optec Preslenebilir Seramikler**

Optec OPC lösit miktarı artmış bir feldspatik seramik türüdür. Basınç ve ısı altında muflanarak şekillendirilirler. Basınçlı fırın ve yalancı kök materyali gibi özel ekipman gerektirirler. Kor yapımında da kullanılabilir. Elde edilen alt yapılar, Optec HSP seramiğine benzer yüksek lösit ihtiva eden feldspatik seramiklerle kaplanabilirler (252).

## **b) Lityum Silikat Esaslı Seramikler**

- **IPS Empress 2**

Kimyasal temeli  $\text{SiO}_2\text{-Li}_2\text{O}$  olan lityum disilikat içerikli IPS Empress 2, 1998 yılında Beall ve Echeverria tarafından geliştirilmiştir (265). IPS Empress 2, ısı ve basınç

altında preslenen lityum disilikat cam seramik kor yapı üzerine florapatit yapıda cam seramiğin pişirilmesi ile dayanıklılığı artırılan seramik sistemidir (180).

Geleneksel “Lösit” seramiklere göre hacminin % 60 oranında yoğun lityum disilikat içermesi nedeniyle gerilmeye, kırılmaya ve kimyasal madde zararlarına karşı direnci arttırılmıştır (57). Ayrıca karşıt doğal diş aşınmasının daha az olması, optik özellikler ve translüsentlik açısından diğer tüm seramiklerden daha avantajlıdır (139).

Preslenmiş alt yapı üzerine tabakalama veya preslenmiş kuron üzerine dış boyama olarak 2 yapım tekniği vardır (57).

IPS Empress 2 boyama tekniği, IPS Empress boyama tekniğiyle aynıdır. Yani IPS Empress sisteminde IPS Empress boyama tekniği ingotları ve IPS Empress “Shades” kullanılmaktadır (148).

IPS Empress tabakalama tekniğinin aksine IPS Empress 2 tabakalama tekniğinde, bütün alt yapılar kayıp mum tekniğine göre indirgenmiş olarak hazırlanır. Manşet ön ısıtma fırınında ısıtıldıktan sonra seramik ingot EP500 veya EP600 fırınında basınç altında manşet içine yollanır. Endikasyona göre Chromoscap renk skalasındaki ingotlardan biri seçilir. İngotlar iki farklı büyüklüktedir. Köprü restorasyonları için büyük ingotlar seçilir (148).

IPS Empress 2 tabakalama ve boyama tekniği materyallerinin ısıl genleşme katsayıları birbirlerinden farklı olduğu için birlikte kullanılamazlar (148).

Isıl genleşme katsayıları uyumlu olan lityum disilikat cam seramik kor yapı ile üzerine pişirilen apatit cam seramik materyaller arasında oluşan bağlanmanın güvenilir yapıda olduğu gösterilmiştir. IPS Empress ve IPS Empress 2'nin asıl farklılığı materyalin kor kısmındaki kimyasal yapılarıdır. Bu kor yapıdaki farklılık, IPS Empress 2'nin kırılmaya karşı olan direncini IPS Empress'e göre üç kat arttırmıştır. Ayrıca IPS Empress 2'de cam daha az olduğu için kırılmaya karşı direnç fazla, mikroçatlak oluşum riski en azdır (127).

### **IPS Empress 2 Tabakalama Tekniği Endikasyonları**

1. Anterior ve posterior kuronların,
2. Bir gövdeli ve en fazla 2. premolar dişe kadar uzanan 3 üyeli anterior köprülerin,
3. Teleskop teknik için primer komponentlerin (148)
4. IPS Empress 2'nin geliştirilmesiyle elde edilen IPS E.max Press anterior ve posterior kuron ve köprülerin yapımında kullanılmaktadır.

### **IPS Empress 2 Tabakalama Tekniği Kontrendikasyonları:**

1. Doğal dişlerde aşırı abrazyon varsa uygulanmamalıdır.
2. IPS Empress 2 tabakalama tekniği diğer seramik maddeleri ile birlikte kullanılmamalıdır.
3. IPS Empress 2 tabakalama tekniği IPS Empress tabakalama ve boyama tekniği ile birlikte kullanılmamalıdır (148).

### **IPS Empress 2 Boyama Tekniği Endikasyonları**

1. Tek kuronlar
2. Inley/Onley
3. Laminate Veneerler (148).

### **IPS Empress 2 Boyama Tekniği Kontrendikasyonları**

IPS Empress 2 boyama tekniği restorasyonları, konvansiyonel simanlarla simante edilemez (148).

### **IPS Empress 2'nin Avantajları**

1. Doğal translusentlik
2. Bukalemun etkisi
3. Bükülme direncine sahip olması
4. Radyopak olması
5. Karşıt dentisyon ile uyumlu olması
6. Biyolojik olarak uyumlu olması
7. Mineye yakın termal genleşme katsayısı (148, 139).

#### **2.4.5.2. Dökülebilir Tam Seramikler**

Katı seramik ingotlar şeklinde tasarlanan bu tam seramik sisteminde seramik restorasyon, mum modelajın eliminasyonu ve elde edilen boşluğa döküm tekniği ile oluşturulmaktadır. Dicor ve Cera Pearl, bu gruba örnektir (287).

- **Dicor**

Metal seramik kuronların diğer bir estetik alternatifi olarak dökülebilir cam seramikler bildirilmiştir. Jones'a (157) göre ilk defa 1923 yılında Wain tarafından ortaya atılan seramiğin döküm tekniği, Mac Culloch tarafından 1968'de geliştirilerek,

dökülebilir cam seramikden fabrikasyon hareketli protez dişleri ve ilk döküm cam seramik kuron üretilmiştir.

1983'te Grossman, hacmen % 45 cam ve % 55 de tetrasilik fluormika kristali içeren, polikristalin bir seramik olan döküm cam kuronları geliştirmiştir. Dicor adı verilen bu cam seramik, 1370°C'de fosfat bağlı revetman içerisinde santrifüj tekniği ile dökülür (199). Dicor, dental uygulamalar için ilk geliştirilen dökülebilir seramiktir. Cam formundadır ve cam seramik materyalinin oluşması için, kontrollü kristalizasyon ortamında, ısı uygulaması yapılır. Yapı içinde nükleasyon ile birlikte kristal oluşumunu sağlayan bu olaya "ceraming" adı verilir.

Yapımı, mum eliminasyonu ve santirfüjlü döküm tekniği ile olduğundan, metal döküm tekniğine çok benzerdir. Bir tetrasilik mikaglass seramik olan Dicor, kimyasal olarak CaO, P<sub>2</sub>O<sub>5</sub>, SiO<sub>2</sub>, 2O<sub>2</sub>, MgO, Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ve renklendirici ajanlardan oluşmaktadır (16). Elde edilen restorasyonun üzerinde renklendirme ve boyama yapılır (173). Ayrıca kor olarak hazırlanıp, üzerine yüzey seramiği uygulanabilir. Tek kuron, inley, laminate veneer yapımında kullanılır. Gerilmeye direnci oldukça düşüktür. Preperasyon şekli, 1. ve 2. azılar dışında, metal destekli seramiklere benzerdir. Ancak, molar bölgeleri için önerilen preperasyon miktarı, 2 mm' dir. Aksiyel yüzeyler minimum 1.0 mm aşındırılmalıdır (232).

- **Cera Pearl ( Kyocera Corp, Tokyo, Japan )**

Diğer bir dökülebilir seramik olan Cera Pearl, ilk kez Hobo ve Ivata tarafından dökümü yapılan apatit seramiktir. Kimyasal olarak CaO, P<sub>2</sub>O<sub>5</sub>, SiO<sub>2</sub> ve MgO içeren Cera Pearl' ün mikroyapısı amorfudur. Döküm tekniği Dicor'a benzemektedir. Tek kuron, inley ve laminate veneer yapımında kullanılır (16).

#### **2.4.5.3. Refraktör Yalancı Kök Üzerinde Fırınlanan Seramikler**

- **Cerestore ( Coors Biomedical Co, Lakewood, CO, USA )**

Büzülmesiz seramikler olarak da adlandırılan bu sistemde, enjeksiyon sistemi ile şekillendirilen kristalize olmuş magnezyum alüminyum oksit kullanılır. Bu maddenin önemli özelliği, alüminum seramik gibi fırınlama sırasında büzülme yapmamasıdır. Bu nedenle *non-shrink ceramic* olarak da adlandırılır. Sistemin yapısında % 87 inorganik (Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, MgO, cam hamuru, kaolin, kil, kalsiyum stearate), % 13 organik madde

bulunur (303). İnorganik kısım % 65- 70  $Al_2O_3$  ve % 8- 10  $MgO$  içermektedir. Bu yapı, kor materyalinin esas kristalin kısmını oluşturur (199, 17).

Epoksi yalancı kök üzerinde yapılan büzülmesiz seramik alt yapı, 12 saat süreyle bir ısı işlemine tabi tutulur. Daha sonra, korun üzeri yüzey seramiği ile kaplanarak, restorasyon son haline getirilir (304, 303, 310). Diğer sistemlerde fırınlama sırasında bağlayıcı elimine edilirken, bu sistemde organik bağlayıcı 160-800 °C' de silikata dönüşerek, cam yapı içindeki yerini alır (143, 309).

Oluşan alümina ve magnezyumaluminat spinel kistalleri, pişirme sırasında meydana gelen fırınlama büzülmesini önleyecek hacim artışını meydana getirir.(234, 303).

- **Mirage ( Myron International Kansas City, KS, USA )**

Zirkonyum oksit kristalleri ile güçlendirilmiş kor seramiğidir. Diametral gerilim dayanıklılığı 7000-8000 psi, kompresif direnci ise 50-60000 psi' dir. Vickers Sertlik değeri 415 olan Mirage seramik sistemi, inley ve tam seramik kuronlar için önerilmektedir. Büzülme oranı kondensasyon yöntemine göre % 8-12 arasındadır (271, 316).

- **Optec ( Jeneric/ Pentron, Wellingford, Connecticut, USA**

Optec, *Crystalline Leucite* içeren feldspatik kompozisyona sahiptir. Optec seramik restorasyonlarda kullanılan materyal, geleneksel dental seramikler için kullanılan sinterleme yöntemindeki ile aynı cam tozlardan oluşmuştur. Lössit konsantrasyonu, ağırlık olarak % 50.6' dır. Bu artmış lösit içeriğine bağlı olarak, konvansiyonel feldspatik seramikten daha yüksek dayanıklılığa sahiptir. Tam seramik yapımında kora gereksinim duymaz. Arzu edilen renk ve translusensi için, dentin ve insizal seramikleri ile renklendirilmiştir. Restorasyonun yapımı ve konturlanması, özel yarı geçirgen yalancı kök materyali üzerinde toz-likit tekniği ile sağlanır. Bu materyalin esneme dayanıklılığı, 146 MPa' dır. Optec inley, onley ve veneerlerin yapımı için önerilmektedir. İnley ve onleylerin kırılmaya dayalı başarısızlığı % 13 olarak bildirilmiştir (218, 217).

- **Hi-Ceram ( Vita, Bad Sackingen, Germany )**

% 70 Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> içeren kor materyalidir. Fırınlama sonrası yalancı kök materyali kumlama ile uzaklaştırılır ve kor üzerine yüzey seramiği uygulanır. İçerdiği yüksek alumina nedeniyle, geleneksel seramiklere göre % 25 daha dayanıklıdır. Yalancı kök materyali, kor seramiği ve veneer seramik ile eşit ısıl genleşme katsayısına sahiptir. Bu özelliğinden dolayı seramik yapı direk olarak yalancı kök üzerinde oluşturulabilmektedir (234).

**In-Ceram ( Vita, Bad Sackingen, Germany )**

- **In-Ceram Spinell**

Spinel ( MgAl<sub>2</sub>O<sub>4</sub> ), doğal bir mineraldir. Spinel kristalleri, kübik geometride renkli ya da renksiz, camsı, transparant veya opak kristallerdir. Çok fazla ve farklı çeşitte spinel bulunmasına bağlı olarak, doğal spinelin kompozisyonu da farklıdır. Bu nedenle, endüstriyel alanda sentetik olarak üretilmektedir. Magnezyum ve alüminyum oksit, 1:1 oranında karıştırılır ve 1600 °C üzerindeki bir ısıda spinele dönüştürülür. Ancak bu yöntem riskli olduğundan, spinelin sentezi için, toz karışımların termal dekompozisyonu veya nitritlerin buharlaştırılması ya da dekompozisyon yöntemleri uygulanmaktadır. Buharlaşma derecesi son derece yüksek ( 2135 °C ) ve ısı iletkenliği oldukça düşüktür. Asitlere karşı yüksek dirençlidir.

Günümüze kadar, In-Ceram tekniğinde kor materyali olarak spinel tozu uygulamaları ile başarılı sonuçlar elde edilmiştir. Spinel tozu ile hazırlanan korun, Vitadur Alpha ile kaplanması yöntemi ile seramik restorasyonlar yapılmaktadır. İnley, onley ve anterior tek kuronlarda başarılı sonuçlar elde edilmektedir (302).

- **In-Ceram Alumina**

Alüminyum oksit ya da bilinen diğer ismi ile korondum, doğada birkaç farklı çeşitte bulunmaktadır. Korondumun en yaygın tipi, safir ve yakuttur. Safir, kırmızının dışında her renkte mevcuttur. Mohs sertlik derecesi 9 olan korondum, elmasdan sonra, bilinen en sert doğal mineraldir. Doğal korondum, 3 boyutlu kristalize olur, sıklıkla bunlar silindirik kristallerdir. Doğal korondumun aynısı, *Verneuil* yöntemi ile sentetik olarak da oluşturulabilmektedir. Erime derecesi 2054 °C' dir. Isıya cevabı ve aşınmaya direnci son derece iyi olan korondum, farklı endüstrilerde, biyolojik uyumluluğuna bağlı olarak da medikal ve dental alanlarda kullanılmaktadır.



Bu sistemde, ortalama boyutu yaklaşık olarak 3 µm olan tanecik dağılımı kullanılmaktadır. 1120 °C’ de Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> partiküllerinin temas noktalarından bir bağ oluşturdukları, sinterleme yöntemi uygulanır. Bundan sonraki aşamada yani cam infiltrasyonu aşamasında, yüksek dayanıklılığa sahip, diş renginde ve translusensliğinde Vita In-Ceram Alumina elde edilir.

Cam infiltrasyonu için, korondumu ıslatabilirliği çok yüksek olan özel bir cam kullanılır. Bu özel cam, Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> partikülleri arasındaki serbest poröziteleri tamamen doldurabilmesi amacıyla, infiltrasyon için gerekli ısı olan 1100 °C’ de, çok düşük bir viskoziteye sahiptir.

İnfiltrasyonun ardından elde edilen korun üstyapısı, Vitadur Alpha ya da VM7 ile hazırlanabilmektedir. Özellikle, anterior ve posterior tek kuronlar ve anterior 3 üyeli köprülerde endikedir (310).

### **Alumina ile Güçlendirilmiş Seramik Sistemlerinin Avantajları**

1. Yüksek gerilme direncine sahiptir.
2. Optimum kole uyumu sağlar.
3. Mükemmel estetik görünümüne sahiptir.
4. Biouyumluluk üstünlüğü vardır.
5. Alerjik durum oluşturmaz.
6. Radyolusent bir materyaldir ve radyolojik incelemeye imkan sağlar.
7. Isısal irritasyonu minimumdur.
8. Işığın köke ulaşmasını sağlayarak diş eti bölgesindeki gölgelenmeyi ortadan kaldırır.
9. Post-core’larda preperasyon renginin veya simanın restorasyonun genel rengini etkilemesini engeller.
10. Yapım aşamasında metal destekli seramik restorasyonlarda karşılaşılan zararlı metal tozlarının ortaya çıkma olasılığı olmadığından teknisyen açısından daha sağlıklıdır.
11. Elektrolitik korozyon açısından da tamamen güvenilirdir.
12. Metal destekli seramik restorasyonlarda görülen metal-porselen bağlanmasının yetersizliğine rastlanmaz.
13. Standart simantasyon tekniklerine uygundur (70).

### **Alumina ile Güçlendirilmiş Seramik Sistemlerinin Dezavantajları**

1. Yapımı esnasında çok zaman alır.
2. Maliyeti yüksektir
3. Akışkanlığının diğer materyallere oranla çok farklı olması (rheopectic), yapımı sırasında sorunlar çıkarmakta, el alışkanlığının kazanılması ile bu sorun halledilebilmektedir.
4. Pişirilebilmesi için özel bir fırına gereksinim duyar. (1, 70, 111, 207)

- **In-Ceram Zirconia**

Uzun yıllar süren araştırmaların ardından, Vita In-Ceram sistemi tarafından geliştirilen bu tam seramik restorasyonlarda, alt yapı olarak zirkonyum ve aluminyum oksit karışımı kullanılmaktadır. Bu sayede kırılma direnci ve kırılma sertliklerinde belirgin bir artış elde edilmektedir. In-Ceram Zirconia, posterior kuron ve 3 üyeli köprüler için endike olup, Vita tarafından, kırılma kuvvetlerine karşı daha dayanıklı olabilmesi amacıyla geliştirilmiştir. % 33 oranında stabilize zirkonyum oksitin, orjinal bileşime ilave edilmesiyle seramik kuvvetlendirilmiştir (51).

Yapısı şu şekilde açıklanır: Zirkonya 3 fazdan oluşur; kübik faz, intermediate tetragonal faz ve monoklinik faz. Kübik faz, saf zirkonya için sadece çok yüksek sıcaklıklarda stabil olabilen fazdır. Intermediate tetragonal faz, seramiğin tanecik boyutuna ve ilave edilen konsantrasyona bağlı olarak oda ısısında stabilize olabilir. Monoklinik faz ise düşük ısıda stabilize olabilmektedir (233).

İşlem, In-Ceram Alumina sistemi ile aynıdır. Yeni Vita In-Ceram Zirconia' da, infiltrasyon seramiklerin bilinen avantajları bulunmaktadır. Cam infiltrasyonu sırasında büzülme meydana gelmez, infiltrasyon ile güçlendirildikten sonra, oldukça iyi bir kenar uyumu elde edilir. Zirkonyum oksit, seramik materyal grupları içerisinde, kırılma rezistansı en yüksek olan materyaldir. Blok halinde de mevcuttur.

In-Ceram Zirconia blokları ile infiltrasyon sonrası mükemmel uyum sağlanır. Blok ve slip materyalleri Vitadur Alpha ile işlenir. Posterioda çok üyeli köprülerin yapımı için uygundur. Bükülme direnci 700 MPa ve kırılma sertliği ise 7 MPa' dır (51).

- **Wolceram Elektroforez Tekniği ( Vivadent, Germany )**

Özellikle inleyler, kuronlar, anteriorda 3, posterioda ise 4 üyeli restorasyonlar için endike olan bu sistemde, aluminyum ve zirkonyum oksit kopingler, uniform olarak 0.4-0.5 mm kalınlığında oluşturulabilmektedir. Radyografik olarak translusent bir

görünüm sergilerler. En önemli aşama, yalancı kök hazırlığıdır. Yalancı kök, uygun olarak prepare edildikten sonra, model, üniteye ait bir tabla üzerine oturtulur. Yalancı kök ayırıcı madde uygulandıktan sonra, artık yalancı kök, elektroforez tekniği için hazırdır. Sadece yalancı kökün yüksekliği görüntülenir. Bu aşamada, kopingin, elektrolit sıvısı ve materyal içerisinde ne kadar derinliğe ineceği belirlenir. Ardından, yalancı kök materyali elektrolit sıvısı içerisine daldırılır. In-Ceram uygulaması yapılır. İşlemler tamamlandığında, yalancı kök üzerinde kor oluşmuştur. Sinterlenmenin ardından kor, veneer seramiği ile kaplanır (311).

#### **2.4.5.4. Bilgisayar Destekli Tam Seramik Kopyalama Tekniği**

##### **1. Bilgisayar Destekli Tasarım/ Bilgisayar Destekli Üretim (CAD/CAM) Sistemleri**

- **CEREC ( Siemens, Bensheim, Germany )**

Orjinal olarak BRAINS AG tarafından dizayn edilen ve Siemens (günümüzde Sirona Dental Systems) firması tarafından geliştirilmiş Cerec ya da “ceramic reconstruction” sistemi, klinikte kullanılan ilk CAD/CAM sistemidir (130).

CEREC Sistemi, 20 yılı aşkın bir süredir, tam seramik dental restorasyonlarda kullanılmaktadır. CEREC sistemi ile inley, onley, bölümlü kuronlar, anterior, posterior kuronlar ve veneerler, tek üye kuron ve 8 üyeye kadar köprü alt yapıları üretilmektedir. 1987 yılında CEREC sisteminin tanıtılmasının ardından, yaklaşık olarak 7 milyon adet restorasyon üretilmiştir. CEREC sistemi, pazarda, en fazla araştırma yapılan sistemlerden birisi haline gelmiştir ve bu araştırmalardan elde edilen verilere göre, 10 yıllık sürenin sonundaki başarı yüzdesi % 90’ dır. Diğer indirekt yöntemlerin aksine CEREC restorasyonlar, katı homojen tam seramik materyallerinden freze edilmektedir. CEREC blokları için uygulanan yöntem ile, dayanıklılık ve optimal uyum elde edilebilmektedir. CEREC restorasyonlarında kullanılan seramikler, aşınma karakteristikleri açısından diğer dental seramikler içerisinde, doğal dişe en yakın olanıdır. Cerec materyalleri, çok geniş bir renk ve translusensi skalaları içinde, Vita, Ivoclar ve 3M ESPE tarafından üretilmektedirler (66).

CEREC sisteminin 3 jenerasyonu mevcuttur. CEREC 1, 1987 yılında inley üretimi için tanıtılmıştır. CEREC 2 ise, 1994 yılında tek üyeli restorasyonlar için

üretilmiştir. 2000 yılında piyasaya sürülen CEREC 3 ve CEREC InLab sistemlerine ise, 2003 yılında 3 boyutlu bir donanım daha ilave edilmiştir (66, 235).

Cerec sisteminde kullanılan farklı yapılarda seramik bloklar mevcuttur (66, 235):

Cerec Vitablocks Mark I feldspatik bir porselendir. Metal-porselen restorasyonlarda kullanılan feldspatik porcelene benzer kompozisyon, dayanıklılık, aşınma özellikleri gösterir. Bükülme dayanıklılığı 93 MPa'dır. Klasik kuartz içeren feldspatik porselen olan Vita I (Vita ZahnFabrik, Almanya) veya Ceramco (Johnson & Johnson) da kullanılabilir.

Dicor MGC (L. D. Caulk) kuartz partikülleri içermeyen feldspatik porselen kullanılabilir (169). Makine ile şekillendirilebilen cam seramik Dicor'un bükülme direnci, döküm Dicor'dan daha yüksektir. Dicor'un avantajı, mine ile aynı sertlik derecesine sahip olması ve karşıt dişte daha az aşınmaya neden olmasıdır; çünkü kuartz partikülleri içermediği için klasik feldspatik porselenlerden daha yumuşaktır (169).

Cerec Vitablocks Mark II dayanıklılığı artırılmış feldspatik bir porselendir ve Mark I'in kompozisyonuna göre daha ince gren boyutlarına sahiptir. Yapılan bir in vitro çalışmada karşıt diş yapısında daha az abrazyon olduğu gösterilmiştir (169). Bu bloklar kullanılarak inley, onley, parsiyel kuron protezi, ön ve arka bölgede uygulanacak kuron protezi ve veneer yapımı mümkündür. Hazırlanan restorasyonun ilave bir glazür işlemine tabi tutulmadan restorasyonun direk cilalanıp simante edilebilmesi mümkündür.

Cerec Vitablocks Esthetic Line Sahip olduğu ekstra transparanlık sebebiyle ön bölge kuron protezi ve veneer yapımı için özel olarak üretilmiş bloklardır.

Vitablocks Triluxe 2003 yılında piyasaya sunulmuştur ve daha estetik restorasyonların yapılması için blok üç farklı renk (Chroma) ve translusentlik içeren tabakalardan oluşmaktadır. Bloğun en üst tabakasında daha transparan en alt tabakasında daha az transparan seramik bulunmaktadır. Onley, veneer, parsiyel kuron protezi, ön ve arka bölge kuron protezi yapımı için uygun olan bloklardır.

Cerec ProCAD lösitle güçlendirilmiş bir cam seramiktir. Lösit kristallerinin cam matriste dağılımı ProCAD'in daha yüksek dayanıklılığa sahip olmasına sebep olmaktadır.

Vita InCeram Alumina yüksek dayanıklılıkta bir cam-infiltrate porselendir. Kuron ya da köprü protezlerinin ve en çok üç üyeli ön bölge köprü protezlerinin alt yapısının hazırlanmasında kullanılmaktadırlar. Bükülme dayanıklılığı 500 MPa'dır.

Vita InCeram-Spinell In-Ceram Alumina'nın karşıtı olarak daha şeffaf alt yapılar için üretilmiş  $MgAl_2O_4$  içeren bloklardır. Ön bölge kuron protezlerinin, inley ve onley alt yapılarının yapımı için uygun dayanıklılığa sahiptir. Bükülme dayanıklılığı 400 MPa'dır.

Vita InCeram-Zirconia, InCeram Alumina'nın mekanik özelliklerini geliştirmek amacıyla %67'lik alüminaya %33 zirkonyum oksit (seryumla stabilize) katkısıyla hazırlanır (169). Üç üyeli arka bölge köprü protezlerinin alt yapılarının hazırlanması için uygun bloklardır. Bükülme dayanıklılığı 800 MPa'dır.

Sirona inCoris AL, üretim aşamasında fildişi rengi verilmiş olan alüminyum oksit bloklardır.

Sirona inCoris ZI, zirkonyum oksit içeren blokların renklendirme işlemi üretim aşamasında yapılmaktadır. Beş farklı renk seçeneğine sahip bu bloklar aşındırma işlemi sonrası boyar maddelere gerek bırakmadan restorasyonun tamamlanmasına olanak sağlamaktadır.

Hazırlanacak restorasyonun ebatlarına uygun olarak farklı boyutlardaki ve renklerdeki seramik blok seçilir. Daha sonra şekillendirici üniteye yerleştirecek metal uca porselen yerleştirilir ve aşındırma işlemi başlar (169).

Vita In-Ceram AL Blokları 2005 yılında piyasaya sunulan saf  $Al_2O_3$  içeren ön sinterleme işlemi yapılmış bloklardır. Bükülme dayanıklılığı 500 MPa olan bu bloklarla kuron ve tek üye gövdeli köprü protezi alt yapıları Cerec in LAB kullanılarak yapılmaktadır.

Vita In-Ceram YZ Blokları 2003 yılında üretilmeye başlamış olan ön sinterleme işlemi yapılmış y-TZP bloklardır. En çok iki üye gövdeli köprü protezi ve kuron protezi alt yapıları Cerec İn LAB sisteminde bu bloklardan üretilebilmektedir. Standart olarak beyaz renkte üretilen bloklar sinterleme öncesi firmanın özel olarak ürettiği boyar solusyonlar kullanılarak 5 farklı renkte alt yapı oluşturulmasına imkan vermektedir. Blokların bükülme dayanıklılığı 900MPa'dır.

IPS ZIRCAD bloklar Cerec sistemi için üretilmiş zirkonya alt yapı yapımında kullanılan seramik bloklardır. Beyaz renkteki bu bloklar hazırlanacak restorasyonun büyüklüğüne göre seçilebilen çeşitli ebatlarda üretilmektedir. Yapısında %87-95 oranında zirkonyum oksit bulunduran bu blokların bükülme dayanıklılıkları  $900 \pm \text{MPa}$  olarak bildirilmektedir.

- **Procera ( Nobel Biocare, Göteborg, Sweden )**

Procera tam seramik sistemi, Andersson ve Oden tarafından Nobel Biocare firmasında yoğun çabalar sonucu geliştirilmiştir. Bu sistem, üstün estetik ve dayanıklılığı birleştirmektedir. Procera AllCeram ve Procera AllZircon olarak iki ayrı kompozisyonda mevcuttur (238).

Procera AllCeram, yoğun olarak sinterlenmiş, yüksek saflıktaki alüminyum oksit korun, dental seramik ile veneerlenmesinden oluşmuştur. Sinterlenmesi sırasında meydana gelen % 20 lik bükülme, korun, bilgisayar yardımı ile tasarımı sırasında kontrol edilebilmektedir. Bu korların alüminyum oksit içeriği % 99, 9' dur (225).

Procera AllZircon da, Procera AllCeram ile aynı yöntem ile hazırlanmaktadır. Ancak, modele edilen bloğun içeriği, korun dayanıklılığını arttırmak amacıyla yoğun olarak sinterlenmiş zirkonyum oksittir. Doğal dişin görünümünü yansıtacak şekilde, translüsent yapıdadır. Bildirilen kenar uyumu, 50- 60  $\mu\text{m}$ ' dur. Zirkonya materyalinin dayanıklılığı 1200 MPa seviyesindedir. Firma tarafından önerilen zirkonyum kor kalınlığı 0.6 mm' dir. Okluzalde 1.5-2 mm , yan duvarlarda ise 0.8- 1.5 mm' lik diş aşındırması gerektirir (238). Procera sisteminde, yalancı köklü model optik okuyucu ile tarandıktan sonra, bilgisayar ortamında, korun üç boyutlu olarak tasarımı yapılır ve kor, alumina ya da zirkonya bloklardan, bilgisayar ortamında freze edilerek hazırlanır. CAD-CAM; yani bilgisayar yardımıyla tasarım ve bilgisayar yardımıyla üretim sistemi olan teknikte, korun her yerde standart kalınlıkta hazırlanması mümkün olabilmektedir. Kor arzu edilen şekilde hazırlandıktan sonra, üst yapı seramiği ile kaplanır (225, 238)

- **Cercon ( Degussa Dental, Hanau, Germany )**

Cercon, Degussa tarafından Cercon Smart Ceramics ismi ile üretilen zirkonya esaslı bir tam seramik sistemidir. Bu teknikte kullanılan *Computer Aided Manufacturing* (CAM) yöntemi, dental teknisyenin, korun dizayn ve tasarımı kontrol etmesine olanak sağlamaktadır. İlk üretilen Cercon sistemi, ana makine (Cercon Brain) ve sinterleme

fırından (Cercon heat) oluşan ve (258) dayanıklı metal desteksiz kuron-köprü, protezlerini alt yapılarının yapımı için zirkonyum bloklar kullanan laboratuvar destekli, bilgisayar yardımlı bir CAM sistemidir. Cercon sisteminde, zirkonya bloklar sistemin temelini oluşturur. Bu materyalin dayanıklılığı, yüksek oranda altın içeren dental alaşımlara benzerdir. Cercon blokların içeriğinde, zirkonyum oksit, yitrium oksit, hafniyum oksit, alüminyum oksit ve silikon oksit bulunmaktadır. Eğilme dayanıklılığı yaklaşık olarak 900 MPa' dır ve elastikiyet katsayısı 210 GPa' dır. Kronlar ve 38 mm' ye kadar olan 3 veya 4 üniteli köprüler, bu tam seramik sisteminin endikasyonlarıdır (59).

CAM sistemi olan Cercon yönteminde, yalancı köklü model üzerinde korun mum modelajı, teknisyen tarafından yapılır. Bu amaçla, sisteme ait özel döküm mumları kullanılır. Tamamlanan mum modelaj, Cercon cihazına yerleştirilmek üzere özel çerçeveler içerisine sabitlenir. Bu taşıyıcı daha sonra tarama ve freze ünitesi Cercon Brain'in sol tarafına yerleştirilir. Ana makinenin sol tarafına yerleştirilen modelaj 1 mW'lik çıkışa sahip olan sınıf II lazer ile mikron hassasiyetinde taranır. Tarama işleminin başlaması ile beraber, lazer tarayıcı yardımıyla modelaja ait bilgiler otomatik olarak freze ünitesine aktarılır. Aşındırma ünitesinde yarı sinterlenmiş zirkonyum oksit blok üzerinde önce kaba sonra hassas aşındırma işlemi yapılmaktadır. En uzun boydaki modelaja ait tarama ve şekillendirme işlemi yaklaşık olarak 65 dakikada tamamlanmaktadır.

Zirkonyum bloklar ön sinterleme yapılmış olarak (Cercon Base) sağ tarafa takılır. Cercon base, anatomik uzunluklara uygun olarak üç değişik uzunlukta bulunur: 12 mm, 30 mm. ve 38 mm. Her bir bloğun üzerinde, genişleme faktörü ve diğer freze parametrelerini taşıyan birer barkod yapılandırılmıştır. Cercon zirkonya blokları cihaza yerleştirildikten sonra, korun zirkonya modeli hazırlanır. Aşındırılması tamamlanan bloklar 1350 °C' lik sinterleme sıcaklığında 6 saatte sinterlenerek ideal boyut ve dayanıklılıklarına ulaşmaktadırlar. Sinterleme işlemi sonrasında malzemede %30 oranında bir büzülme görülür. Bu büzülmeyi karşılayabilmek için ana makine ilk aşındırmayı % 30 oranında büyük yapar. Özel fırında (Cercon Heat) sinterleme işlemi yapıldıktan sonra, porselen işlenecek yüzeylere 110-125 µm ve 3-3.5 bar basıncı ile alüminyum oksit kumlaması yapılır. Alt yapı daha sonra, Cercon Ceram S Veneering Seramik ile kaplanır (59).

2005 Haziran ayında piyasaya sürülen Cercon Art CAD Design adı altında Computer Aided Design sistemini de içeren yeni bir Cercon sistemi kullanılmaya başlanmıştır. Bu sistem: Cercon Brain lazer tarayıcı ve aşındırıcı, Cercon Heat sinterleme fırını, Cercon Clean ve Cercon Art CAD bölümlerini içerir. Tek kuron ve kısa köprülerin yapımında kullanılır. Önceki modelde de olduğu gibi y-TZP alt yapı blokları (Cercon Base) ve üstyapı porseleni (Cercon Ceram Kiss) kullanılmaktadır. Buradaki tek fark teknisyenin hazırladığı mum modelaj değil yalancı kökün kendisi taranır ve bilgisayar ekranına yansıtılır, ardından özel yazılım kullanılarak (Cercon Art 1.1) modelaj monitör üzerinde sanal olarak işlenir (CAD) ve ana makineye gönderilen komutla alt yapının aşındırılması gerçekleştirilir.

Diş hazırlığı, yalancı köklü model hazırlığı bilinen yöntemlerle yapıldıktan sonra mum modelaj yapılmadan ve die-spacer sürülmeden taranacak olan yalancı kök bir taşıyıcı içine yerleştirilir. Bu parça ana makinenin sol tarafına yerleştirilir. Bu esnada bilgisayar ekranında hasta ve hekim adı, restorasyonu yapılacak olan dişin numarası kaydedilir ve tarama komutu verilir. Tarama esnasında kat kat yalancı kökün oluşturulması izlenir. Bir kuronun taranması ortalama 3 dakikada tamamlanır. Tarama tamamlandıktan sonra bilgisayara bağlı joystick (Cercon Move) vasıtasıyla ekrana yansıyan yalancı kökü yaklaştırmak, uzaklaştırmak, döndürmek, ters çevirmek mümkündür.

Modelaj safhasına geçildiğinde alt yapı kalınlığı, die-spacer kalınlığı, die spacerin kaplayacağı alan belirlenir. Bu aşamada sistem otomatik olarak her yere eşit kalınlıkta modelaj yapar. Fakat eğer isteniyorsa sanal olarak mum ilave edilip manuel modelaj yapılabilir.

Modelaj tamamlandıktan sonra ana makinenin sağ tarafına alt yapı bloğu bağlanır ve aşındırma komutu verilir. Aşındırma yapılırken bilgisayar ekranından sistemin hesaplama, kaba aşındırma, ince aşındırma safhalarından hangisinde olduğunu toplam zamanı ve kalan süreyi izlemek mümkündür. Aşındırma safhası bittikten sonraki sinterleme ve üstyapı hazırlığı daha önce anlatılanın aynısıdır.

2006 yılında sisteme katılan Cercon Eye adındaki tarayıcı ünite sayesinde model taraması yapılması da mümkün olmuştur. Tarayıcı üniteye bağlı Cercon Art design 2.2. modülü yüklenmiş olan bilgisayar kullanılarak köprü protezlerinin de alt yapı tasarımı yapılabilmektedir. Yeni yazılım sayesinde üretim aşamalarında kullanıcıyı



yönlendirerek basamak basamak ilerlemesi ve sistemi daha kolay yönetmesi sağlanmıştır.

- **LAVA ( 3M ESPE, MN, USA )**

Lava sistemi, daha önceden preslenmiş ZrO<sub>2</sub> seramik blokları, özel zirkonyum oksit veneer seramiği, freze cihazı, optik okuyucu, sinterleme fırını ve CAD software ile bağlantılı bir bilgisayar sisteminden oluşmaktadır. Lava yöntemi, prepare edilen diş yüzeylerinin optik olarak okunması, bu verinin kaydedilmesi, kuron ya da köprünün bilgisayar yardımı ile tasarlanması, presinterize zirkonyadan kopingin oluşturulması ve ardından sinterlenerek veneerlenmesi işlemlerinden meydana gelir (285).

Bu sistemin endikasyonları tek kuronlar, 3-4 üyeli köprüler (veneerlenmeden maksimum 38 mm) ve splintlenmiş 2 kuron olarak belirtilmiştir. Bu sistemin temel ünitesi, feze cihazıdır. Teknik tasarım için ise bloklar gerekmektedir. Korlar için freze süresi 28 dak/ kor, 3 üyeli köprüler için ise 61 dak/ kor' dir (285).

Dental uygulamalar için tam seramik materyalin seçiminde, ağız ortamında bu materyalin gereksinimleri konusunda bilgi sahibi olmak gerekmektedir. Bunlar özellikle, optik ve mekanik özelliklerdir. En önemli mekanik özellikleri dayanıklılık, yüksek kırılma sertliği, uzun dönemdeki stabilitesi ve korozyona direncidir. Bunun yanı sıra translusensi, opasite ve veneer seramiğinin harmonik uyumu da önemli kriterlerdir. Yüksek teknoloji seramiklerinden olan zirkonya, birçok endüstri alanında yıllardır kullanılmaktadır. Dental uygulamaların gereksinimlerine bağlı olarak, anterior ve posterior bölgelerde dayanıklılık ve estetik ihtiyaçlar için çok iyi bir tedavi seçeneği oluşturmaktadır. Sıklıkla kullanılan tipi, yitrium oksit ile bölümlü stabilize edilmiş tetragonal polikristalin zirkonyadır (285).

- **EVEREST**

Everest sistemi Kavo firması tarafından üretilen ön ve arka bölgelerde uygulanabilecek kuron ve köprü protezlerinin alt yapısının oluşturulması için kullanılan bir CAD-CAM sistemidir. Temel olarak tarayıcı ünite, aşındırıcı ünite ve sinterleme fırınından oluşan bu sistemde alt yapılar zirkonyum oksit bloklardan elde edilebildiği gibi titanyumdan veya cam seramikten bloklardan da elde edilebilir (97).

Sistem; Everest scan, Everest engine, Everest therm ve bu üniteler arası koordinasyonu sağlayan ve tasarımın yapıldığı bilgisayardan oluşmaktadır. Everest

scan, yalancı köklü modeli optik olarak tarayan ünedir. Yalancı köklü model Everest scan'e yerleştirilir. Everest engine, alt yapı bloklarını bilgisayardan gelen komuta göre aşındıran ünedir. Everest therm, aşındırılması tamamlanmış alt yapının sinterlemesi işlemini yapan fırındır. Bilgisayar ekranı, sistemin özel yazılımı sayesinde taranmış modeli yansıtan ve bu model üzerinde sanal olarak modelajın yapılmasını sağlayan ekrandır.

Tarama ünitesinde alçı model dönen tablaya sabitlenir ve 1:1 oranında CCD kamera ile taranır. 15 farklı durumda fotoğraflanmış modelin, dijital 3D modeli geliştirilir. Restorasyon Windows tabanlı yazılımla bu 3D model üzerinde tasarlanır. Freze ünitesinin 5 eksenindeki hareketi; lösitle güçlendirilmiş cam seramik, kısmen ya da tamamen sinterlenmiş zirkonyum ve titanyum gibi çeşitli materyallerden üretilebilen detaylı bir morfoloji ve uyumlu sınırları olan restorasyonların üretimini mümkün kılar (97).

Everest sistemi ile inley, onley, ön-arka bölge kuron ve köprü protezleri üretilebilmektedir. Everest Scan sayesinde 14 üyeli köprülere kadar tarama işlem gerçekleştirilebilmektedir. Ayrıca karşıt dişlerin üç boyutlu görüntüsünün alınmasından dolayı alt yapılar anatomik olarak doğru tasarlanabilmektedir (96).

Yalancı köklü modelin teknisyen tarafından hazırlanmasının ardından hasta adı, doktor, restorasyon tipi, kullanılacak materyal, restorasyonu hazırlanacak olan dişin numarası, uygulanacak siman aralığı, restorasyonun bitim şekli gibi bilgiler bilgisayara girilir ve tarama işlemi başlatılır. Tarayıcıya (Everest scan) yerleştirilen yalancı köklü model optik olarak taranır. Bu işlem bir kuron protezi için yaklaşık 4 dakika iken 3 üyeli bir köprü restorasyonunun taranması ortalama 15 dakika sürmektedir. Model taraması yapılabildiği gibi mum maket taraması, yalancı kök ve okluzal yüzey taraması yapılması da mümkündür.

Tarayıcı ünite birçok açıdan görüntü alabilmek için hareketlidir. Örneğin keskin açıları olan bir inley kavitesine 0°den yaklaşabilmektedir. CCD kamera 15 açıdan 20°şer görüntü olmak üzere yaklaşık 300 görüntü kaydetmektedir.

Bilgisayar, tarayıcıdan gelen bilgilere göre alt yapı tasarımını yapar, restorasyonun bitim sınırları otomatik olarak tespit edilebildiği gibi üç boyutlu görüntü üzerinde değişiklikler de yapılabilir. Bu aşamada sistemin verdiği hata mesajları sayesinde yapılan yanlışlar düzeltilebilir. Bilgisayara aynı zamanda hasta veya materyal

bilgiler daha önceden girildiği için sistem fiziksel kısıtlamaları ve bireysel değişiklikleri göz önüne alarak tasarımı yapar. Bu aşamada kalınlık, kontak noktaları gibi özelliklerde bireysel değişiklikler yapılabilir. Tek üye kuron protezinin tasarlanması yaklaşık olarak 5 dakikada tamamlanabilir. Kenar bitirme şekilleri ve siman aralığı bilgisayardan seçilerek belirlenir. Tasarım işlemi bittiğinde alt yapı bloklarından uygun olanı seçilerek aşındırma ünitesine bağlanır.

Sistemde kullanılan bloklar:

- ZS bloklar: y-TZP sinterlenmemiş bloklardır. Kar beyazı rengindeki bu bloklar sinterlenmeden önce Vita'nın renklendirme sıvısında bekletilerek 5 farklı renkte oluşturulabilir. 12,16,33,45 mm'lik boyutlardadır.
- ZB blokları: y-TZP basınçla sinterlenmiş HIP bloklar; bu bloklarda aşındırma işlemi final boyutunda bitirildiği için daha uyumludur.
- T blokları: titanyum blokları 55 mm'ye kadar köprü alt yapıları için üretilmiştir 10,12,16,33,45,55 mm'lik boyutlardadır.
- G blokları: Lösitle güçlendirilmiş cam seramikler: inley, onley, laminate veneer ve tek kuronlar için üretilmiştir. 12 ve 16 mm'lik boyutlarda ve 3 farklı renkte bloklar mevcut.
- IPS e-max CAD blokları: Ivoclar vivadent firmasının Everest için geliştirdiği lityum disilikat seramik bloklardır ve hem anterior hem de posterior bölgede uygulanacak olan kuron protezlerinde ve anterior bölgedeki 3 üyeli köprü protezlerinde kullanılabilir.
- c-TEMP blokları: 6 üyeye kadar olan geçici köprülerin yapılması için üretilmiş kompozit bloklardır.

Beş yönlü aşındırma frezi ile daha önceden tasarlanmış olan alt yapı oluşturulur. Aşındırmaya öncelikle kuronun iç yüzeyinden başlanır. Bu işlemin sonunda iç yüzeyi bitirilen restorasyonun içi özel bir reçineyle doldurularak blok sabitlenir. Burada amaç dış yüzey aşındırılırken materyale içten destek sağlamaktır. Aşındırma işlemi yarı otomatiktir, teknisyen işlemin yarısında sisteme müdahale etmelidir. Sistemdeki yeni bir gelişme; sistemin eğer istenirse cep telefonuna kısa mesaj gönderiyor olmasıdır.

Böylece teknisyen laboratuvarından ayrılrsa da, prosedürü uzaktan takip edebilme imkanına sahiptir.

Bitirme frezlerinin gren büyüklüğü, dönme hızı, uygulanan basınç ayarlanarak alt yapı hazırlığı tamamlanır. Bu işlemin sonunda herhangi bir manuel düzeltmeye gerek kalmamaktadır. Fakat istenirse düzeltme yapılabilir.

Dış yüzeyin aşındırılması tamamlandıktan sonra alt yapının içindeki reçine ısıtılarak uzaklaştırılır. 1500°C’de 12 saatte sinterleme işlemi tamamlanır. Alt yapılar tamamlandıktan sonra tabakalama tekniği ile üstyapı tamamlanır ve makyaj ve glazür yapılır. Adeziv veya konvansiyonel simantasyon yapılabilir.

- **DCS Smartfit ( DCS Dental AG, Vita, Esprident, Germany )**

Bir CAD-CAM sistemi olan DCS Smartfit sisteminde, öncelikle alçı model hazırlanır. Teknisyen tarafından mum modelajın hazırlanmasına gerek yoktur. Lazer okuyucular ile yalancı köklü modeller taranır. Veriler bilgisayara aktarılır ve bilgisayar tarafından tasarlanarak seçilen bloktan freze edilir. Frezeleme sırasında kuron kalınlığı ve siman aralığı da göz önünde bulundurulur. DC Zirkonya kuronların, bilgisayar yardımı ile taranması ve yapımı yaklaşık olarak 3.5 saat sürmektedir. Özel bir preperasyon gerektirmezler. Kenar uyumları oldukça iyidir. Büzülme ile ilgili herhangi bir sorun oluşturmazlar. Son derece üstün estetik ve translusensi özelliğine sahiptirler (196).

- **Cicero ( Hoorn, The Netherlands )**

Seramik restorasyonların Cicero yöntemi ile yapımında, optik görüntüleme, seramiğin sinterlenmesi ve bilgisayar yardımı ile mölleme teknikleri ile maksimal statik ve dinamik okluzal temaslar oluşturulmaktadır. Cicero CAD-CAM yönteminde, farklı seramik tabakalı kron ve inleyler, yüksek alumina kor, dentin ve insizal seramikleri ile üretilmektedir.

Preperasyon çevresi ve antagonistler, hızlı lazer yüzey okuyucular ile dijitalize edilir. Görüntü modeli hazırlanır ve tasarlanır. Sentrik okluzyon ve artikülasyon sağlanır. Daha sonra, refraktör materyalin şekillendirilmesi işlemine geçilir ve refraktör blok koping hazırlanır. Sinterlenme ile yüksek alumina kor elde edilir. Kor üzerine daha sonra dentin ve insizal seramikleri ilave edilir (322).

- **Hint-Els**

İlk olarak prototipi 1996 yılında tanıtılan Hint-Els sistemi 1999 yılında diş hekimliği sektörüne sunulmuştur. Geniş ürün yelpazesine sahip sistemde optik tarayıcısı ve tasarım için geliştirilmiş özel yazılımı ve frezelemede kullanılan ekipmanların uyum içinde çalışması sayesinde alt yapı hazırlığının tam otomatik şekilde tamamlanması mümkün olmaktadır (132).

HiScan ve HiScanµ sistemin model üzerinden tarama yapan üniteleridir. Üç farklı kameradan görüntü alırken iki farklı açıyla kesitler halinde taramayı yapmaktadır. Görüntülerin alınması esnasında tarayıcı üniteye modelin yerleştirildiği tabla yatay düzlemde dönme hareketi yapmaktadır. HiScanµ, HiScan modelinden daha gelişmiş bir tarayıcıdır. Tarama HiScan modelinde 5-15µ hassasiyetle yaklaşık 2-6 dakikada yapılmaktayken HiScanµ tarama işlemini 3-6µ hassasiyetle 2-3 dakikada tamamlamaktadır (132).

‘Direct Scan’ ise tarama işlemini ağız içinden direkt olarak yapan tarayıcı el ünitesidir. Bu tarayıcı sayesinde ölçü alma ve model dökme işlemleri elimine edilmiş olmakta hem hekime hem de teknisyene zaman kazandırmaktadır. Ayrıca tarayıcının bağlanabileceği bir dış aparat sayesinde ‘direct scan’ aleti model taraması da yapabilmektedir (132).

Sistemin özel yazılımı kuron ve köprü protezi, inley, onley ve parsiyel kuron protezi, teleskop protez ve bireysel implant abutment üretimi yapmak mümkündür. Sisteme yüklenen üç boyutlu görüntüde restorasyon sınırları otomatik olarak tespit edilebilmekte, ayrıca karşıt çenenin de görüntüsü kaydedilerek oklüzal morfoloji kontaklara uygun olarak tasarlanabilmektedir (132).

Sistemin, tarama yapıldıktan sonra dizayn edilen protetik restorasyonu üretmek için kullandığı farklı blokları aşındırabilen üniteleri mevcuttur. HiCut 4 veya 5 aksta aşındırma yapan tam otomatik bir aşındırıcı ünite. Aşındırılan materyale bağlı olarak sistem özel bir yıkayıcı sıvı soğutması kullanır ve gerekli frez değiştirilmesini otomatik olarak ayarlar. Tüm prosedür dokunmatik ekrandan takip edilebilmektedir. Sistemin “dmmx” modeli daha çok alt yapının aynı anda üretilebilmesi için geliştirilmiş yüksek kapasiteli aşındırma ünitesidir. Ayrıca ‘RapidPro’ makinesi ile kobalt-krom-molibden alaşımının lazer lehimleme tekniği ile metal alt yapı hazırlığı için üretilmiş ve

CAD/CAM teknolojisi ile metal seramik restorasyon yapımına yeni bir üretim tekniği geliştirilmiştir (132).

'HiTherm' sinterleme fırını yeşil zirkonyum oksit, beyaz zirkonyum oksit, beyaz alüminyum oksit ve nano zirkonyum oksit bloklarının freze edildikten sonra nihai boyuta gelmesi için üretilmiş olan fırındır.

Sistemde Hint-Els firmasının kendi ürettiği bloklar kullanılabildiği gibi diğer firmaların da cam seramikleri, alüminyum oksitle güçlendirilmiş seramikleri ve soy olmayan metal alaşımlarını da aşındırabilmektedir (132).

### **Sistemde Kullanılan ve Hint-Els Tarafından Üretilen Bloklar**

- Hint-Els Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> bloklar: Ön bölge tek diş restorasyonlarının üretilmesi için hazırlanmış bloklardır.
- Hint-Els ZrO<sub>2</sub> HIP/W/G: Tek üyeli restorasyonların yanı sıra çok üyeli arka bölge köprü protezlerinin de alt yapısının üretilmesinde kullanılan zirkonyum oksit bloklardır.
- Hint-Els Nano Zir: Alüminyum oksit kristallerinin arasında nano boyutta zirkonyum oksit kristallerinin dağılması ile elde edilmiş bloklardır. Kuron ve köprü protezlerini alt yapısının yanı sıra implantüstü protezlerin alt yapısında, teleskop primeri olarak veya barlı bağlantıların yapımında kullanılabilmektedir.
- Kompozit bloklar: Luxatec firması tarafından Hint-Els CAD/CAM sisteminde kullanılmak üzere farklı renklerde özel olarak üretilmiş bloklardır. Kuron ve köprü yapımında kullanılabilen bu materyale ışıkla sertleşen kompozitle ilave yapılması mümkündür. Ayrıca Hint-Els PMMA bloklar da firma tarafından üretilen kompozit reçine blokları da üretilmektedir.
- Metal bloklar: Hint-Els titan, Hint-Els CoCr, Hint-Els TiAlNb blokları kullanılarak metal üretimi esnasında kullanıcı hatalarından oluşacak başarısızlıklar elimine edilerek prefabrike bloklardan metal alt yapı üretimi gerçekleştirilebilmektedir.

- Mum bloklar: Döküm aşamasında kaybolan mum tekniğine uyumlu mum blokların modelajın CAD/CAM tekniğiyle üretilmesi amacıyla geliştirilmiş bloklardır.

## 2. Kopya Freze Tekniği

- **Celay ( Mikrona Technologies AG, Spreitenbach, Switzerland )**

Celay tam seramik sistemi, Mikrona ve Vita tarafından dişhekimliği alanına sunulmuştur. Mikrona'nın hassas teknolojisi ile Vita'nın estetik ve kalite anlayışı birleştirilerek Celay sistemi geliştirilmiştir. İnley, onley, veneer ve bölümlü kuronlar ve ayrıca kuron ve köprü alt yapıları yapımı için endike olan sistemde, Vita tarafından hazırlanan bloklar kullanılmaktadır (317). Celay In-Ceram kuronların yapımı için, kopyalama ve frezeleme teknolojisi uygulanmaktadır. Bazı araştırmacılara göre kopyalama ve frezeleme tekniğinin, diğer sistemlerle karşılaştırıldığında daha az net olduğu bildirilse de, Celay In-Ceram restorasyonlar, biyolojik olarak son derece kabul edilebilir ve kenar uyumları açısından da oldukça hassastırlar (212).

Celay In-Ceram sistemi, konvansiyonel In-Ceram' a göre iki önemli avantaja sahiptir: *Slip casting* sistemine göre, kırılma dayanıklılığı % 10 daha fazladır, ayrıca Celay sistemi, daha önceden sinterlenmiş bloklar kullandığı için, konvansiyonel teknikte sinterleme işlemi için gerekli olan 10 saatlik süre, bu şekilde kısaltılmış olur. Celay kor, 40 dakikalık bir cam infiltrasyonu gerektirir ki, bu sayede, sistem ile zaman kazanılmış olur. Sistemde, önceden sinterlenmiş Vita Bloklar, Celay cihazına yerleştirilir. Dental teknisyen tarafından hazırlanan modelajın aynısı, elle freze edilerek biçimlendirilir (212, 317).

## 2.5. Gerilme Analiz Yöntemleri ve Sonlu Elemanlar Analizi (SEA) Metodunda Kullanılan Mekanik Kavramlar

### 2.5.1. Gerilme Analiz Yöntemleri

Yük altındaki yapıların içinde oluşan gerilmeleri önceden saptayabilmek amacıyla bazı araçlar kullanılarak yapılan incelemeye 'gerilme analizi' denir (55).

Gerilme analiz yöntemleri şunlardır (55):

1. SEA yöntemi
2. Fotoelastik gerilme analiz yöntemi
3. Zorlama ölçerler ile yapılan gerilme analiz yöntemi (Strain gauges)

4. Kırılğan vernik gerilme analiz yöntemi
5. Laser ışınli gerilme analiz yöntemi

#### 2.5.1.1. SEA Yöntemi

SEA, 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 (105, 178).

SEA, karmaşık geometrideki yapıların dış kuvvetler altında şekil değişiminin, gerilme(stress) ve genleme(strain) dağılımının belirlenmesi amacıyla kullanılan sayısal bir yöntemdir. Kompleks geometriler, matematiksel olarak ifade edilebilen geometrik elemanlara bölünerek çözüm yapılmakta ve bu birim geometrilerdeki çözümler birleştirilerek çözüme ulaşılmaktadır (155).

SEA yöntemi komplike mühendislik problemlerinin bilgisayar ortamında çözümünde kullanılan bir yöntemdir. Kompleks geometri ve yüklere sahip mühendislik yapılarının statik yüklemelerinin hesaplanması oldukça zor olabilir, hatta mümkün olmayabilir. Dolayısıyla bu amaçla analizlerin yapılabilmesi için ticari olarak yazılan SEA programları mevcuttur. Bu programları kullanan bireyin sadece yapının geometrisini ve sınır koşullarını bilmesi yeterlidir.

Bir denklem ile doğrusal SEA yöntemini özetlemek gerekirse, aşağıdaki denklem bunu göstermektedir. Bu denklemden görüleceği üzere SEA' nin gerçekleştirilmesi için yapının geometrisine, malzeme özelliklerine, uygulanan kuvvetlere ve sınır koşullarına ihtiyaç vardır. Bu bilgiler ışığında yapının şekil değişimi hesaplanır ve gerilme ve genleme değerleri hesaplanır.

$$\mathbf{K} \mathbf{x} \mathbf{U} = \mathbf{F}$$

**K:** Katılık matrisi ( yapının geometrik ve malzeme özelliklerine bağlıdır)

**F:** Uygulanan kuvvetler

**U:** Şekil değişimi (Uygulanan kuvvet ve sınır koşulları altında yapıdaki geometrik değişim) (155)

Bir literatür taraması yapıldığında, insan dişleri, dişlerin çevre dokuları ve diş eksikliklerinin giderilmesi amacıyla yapılan uygulamaların incelenmesi ile ilgili olarak



yapılan pekçok çalışmada, SEA yönteminden faydalandığı görülecektir. Bu çalışmaların bazılarını şu şekilde sıralamak mümkündür (257):

1. Restorasyonlar, kuron ve köprü protezleri, dental implantlar, retensiyon pinleri ve hareketli protezlerin şekil ve dizayn açısından incelenmesi (29-1,11),
2. Destek kemik dokusu, periodontal ligaman ve dişler arasındaki etkileşimlerin incelenmesi (288),
3. Termal etkiler veya okluzal yüklemeler gibi faktörler sonucunda, restorasyonlar veya diş dokusu üzerinde oluşan artık stresler ile ilgili çalışmalar (32, 312),
4. Çiğneme kuvvetlerinin neden olduğu fiziksel, biyokimyasal ve biyolojik etkilerin araştırılması (71, 114),
5. Ortodontik uygulamaların sonuçlarının incelenmesi (109).

Dental implantların başarısı, kemikte hangi tip gerilimlerin oluştuğu ile ilgilidir. Son 20 yıl içinde, SEA implant ve çevresindeki kemikte oluşan gerilimlerin etkilerinin incelenmesinde artarak tercih edilen yararlı bir araç haline gelmiştir. SEA 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 (105, 178).

SEA yönteminde uygulanması gereken aşamalar genel hatlarıyla aşağıdaki şekildedir:

1. Çalışma modellerinin yapısını temsil eden geometrilerin oluşturulması. Bu aşama için CAD yani bilgisayar destekli tasarım (computer-aided design) yazılımlar kullanılmaktadır.
2. Materyal özelliklerinin, sınır koşullarının ve yükleme koşullarının tanımlanması.
3. Sonuçta elde edilen verilerin analizi (158).

SEA yöntemi "*parçadan bütüne gitme*" genel prensibine dayanır. Sonlu eleman; iki veya üç boyutlu yapıların bir parçası ya da bir bölgesidir (178).

Karmaşık mekanik problemlerin SEA metodu kullanılarak çözülebilmesi için, yapının çok küçük parçalara; yani basit *elemanlara* ayrılması gereklidir. Çalışma modellerinin bilgisayarda 3 boyutlu olarak oluşturulmasının ardından, bu modellerin bölünmesiyle oluşan küçük parçalara eleman (element) adı verilir. Ana yapıyı oluşturan her bir elemanın mekanik özellikleri bazı diferansiyel denklemler ile belirlenir (158).

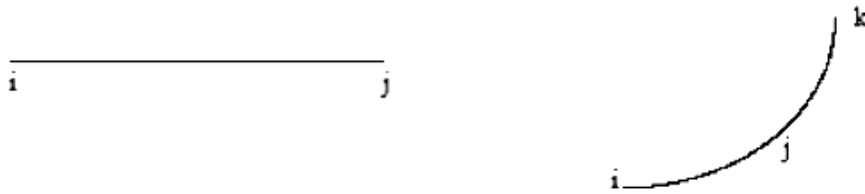
Elemanların birleştiği köşe noktaları ise *düğüm* olarak tanımlanır. Bu elemanlar şekil özellikleri kullanılarak değişken alana yerleştirilir. Problem farklı prensiplerle temel olarak belirlenir ve çözüm tüm yapıda yaklaşık olarak tespit edilir (178).

Bir sonlu elemanlar modelinde yapı, analizlerin yapılabilmesi amacıyla küçük elemanlara bölünür. Bu elemanlar ana yapının geometrisi ile özdeşir (coincide) ve anayapının her bölgesinde belirlenen mekaniksel özellikleri gösterirler (158). Başka bir deyişle, SEA 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 (178).

SEA' de temel olarak kullanılan eleman çeşitleri şunlardır (158):

### 1. Line Elements (Çizgisel elemanlar)

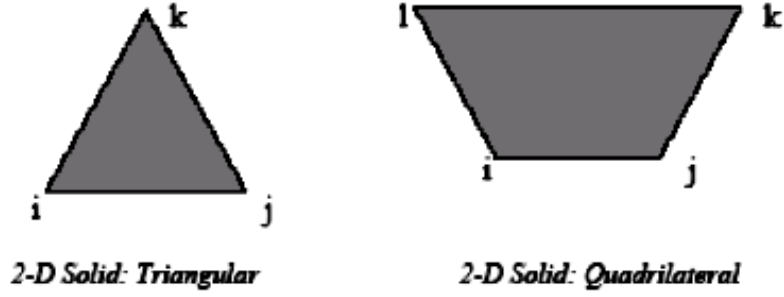
Düğüm noktasından oluşan elemanlardır. Bu tip elemanlar uçuca eklenerek daha fazla düğüm noktasından da oluşabilirler (Şekil 2-6).



Şekil 2-6: Çizgisel eleman tipleri

### 2. 2-D Solid Elements ( 2 boyutlu katı elemanlar)

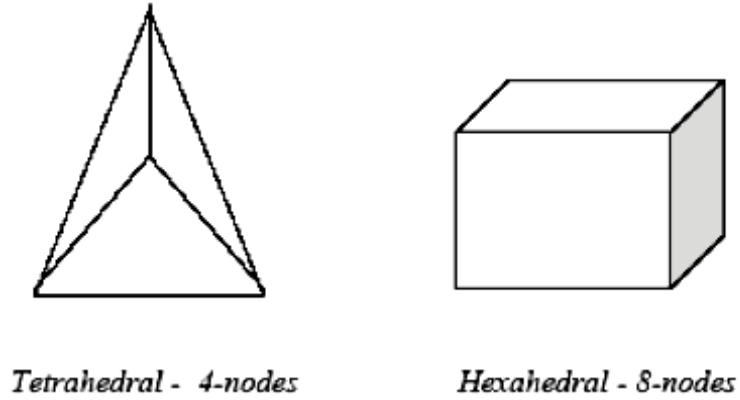
Yassı yüzeylerden oluşan geometriye sahip elemanlardır. Bu tip elemanlar yüzey elemanlarıdır ve kalınlıkları sabittir. Genelde üçgen veya eşkenar yamuk şeklinde, 3 veya 4 düğüm noktasından oluşan elemanlardır (Şekil 2-7).



Şekil 2-7: İki boyutlu eleman tipleri

### 3. 3-D Solid Elements (3 boyutlu katı elemanlar)

Temel 3 boyutlu elemanlar tetrahedral (4 yüzeyli) veya hexahedral (6 yüzeyli) şekillerdedir (Şekil 2-8).



Şekil 2-8: Üç boyutlu eleman tipleri

Bu noktada önemli olan, iyi sonuçlar elde edebilmek için eleman boyutunu olabildiğince küçük ancak hesaplamaların bilgisayar tarafından yapılabilmesi için de eleman sayısının optimum büyüklükte seçilmesidir. Sonuç olarak artan eleman sayısı, daha fazla çözülmesi gereken denklemi ifade eder ve dolayısıyla belirli bir alandaki eleman sayısını çok fazla arttırsak, bilgisayarımızın kapasitesi çözümlenmesi gereken işlemleri kaldıramayabilir (158).

Dental implant-kemik sistemlerindeki parçalar çok karmaşık geometrik şekle sahip olduğundan, SEA metodu, implant çevresindeki gerilmelerin analizinde oldukça uygun bir yöntemdir (81).

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 (81).

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 (81).

Dental implantların mekanik davranışlarının simülasyonundaki başlıca zorluk, kemik dokusunun modellenmesi ve uygulanan mekanik kuvvetlere gösterdiği tepkinin doğru şekilde yansıtılabilmesidir (178).

SEA' nde ilk adım geometrik modelin bilgisayarda modellenmesidir. 2 boyutlu SEA analizi çalışmalarında, kemik, implantla birlikte basit dikdörtgen konfigürasyonda modellenmiştir. Bazı 3 boyutlu SEA modellerinde alt çene kemiği dikdörtgen kesitte ve ark şeklinde modellenmiştir. Son zamanlarda dijital görüntü tekniklerinin gelişimi ile anatomik olarak doğruluğu geliştirilmiş modeller yapılabilmektedir (81).

Diş hekimliği alanında kullanılacak 3 boyutlu analiz yöntemlerinin, 2 boyutlu analiz yöntemlerine göre avantajlarını şu şekilde sıralayabiliriz (257):

1. İnsan dişleri, düzlemsel olmadığı gibi, simetrik de değildir, biçimsel olarak düzensizdir.
2. Dişler üzerine gelen kuvvetler de, düzlemsel veya simetrik olmayan stresler oluştururlar.

3. Dişlerin yapısında bulunan materyallerin çeşitliliği de (mine, dentin, pulpa), 2 boyutlu modellemeyi yetersiz kılar.

SEA metodu uygulanacak olan deney parçasının üç boyutlu modelinin oluşturulması için iki farklı yöntem kullanmak mümkündür (119):

1. MR veya CT görüntülerinin bilgisayar ortamına aktarılarak modelin oluşturulması.
2. Koordinat belirleme cihazları ile elde edilen nokta veya yüzey verilerinden model oluşturulması.

Görüntüleme teknikleri arasında en net ve detaylı sonucu veren yöntem olan bilgisayarlı tomografi, özellikle organların, yumuşak doku ve kemiklerin şekil ve konumunu net olarak gösterir. Ayrıca basit bir kist veya solid tümörün ayırıcı tanısında da önemli bir araçtır. Önemli bir avantajı da, diğer görüntüleme yöntemlerinden daha erken ve doğru şekilde birçok hastalığın teşhisinde kullanılabilmesidir.

BT, X-ışınları kullanılarak, vücudun incelenmesi arzu edilen bölgesinin kesitsel görüntüsünü oluşturmaya yönelik bir radyolojik teşhis yöntemidir. Dokuların arka arkaya oluşturulan değişik kesitsel görüntüleri, bilgisayar ekranından izlenebilir. Ayrıca görüntüler istenildiği takdirde, geleneksel görüntüleme yöntemlerinde de olduğu gibi, bir filmin üzerine basılabileceği gibi, gerektiğinde tekrar bilgisayar ekranına getirmek üzere optik diskte veya diğer depolama aygıtlarında da saklanabilmektedir. (230, 102)

Bu iki yöntem ile yapılacak uygulamalarda, belli başlı iki sorunla karşılaşılmaktadır (119):

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.

SEA metoduyla analiz yapılabilmesi için bilgisayara verilmesi gereken bilgiler vardır. Bu bilgiler (119):

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.

SEA metodu, implantların klinik başarısı için gereken biyomekanik performansları hakkında kapsamlı bilgiler sunmaktadır (178).

SEA' nin diğer analiz metodlarına göre birçok avantajı bulunmaktadır. SEA metodunun diğer metodlara üstünlüğünü sağlayan özellikleri şu şekilde sıralanabilir (93):

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.

SEA yapılan modellerde kullanılan elemanların mekanik özellikleri aşağıdaki gibidir:

1. Homojen: Oluşturulan modellerdeki her yapısal elemanın mekaniksel özellikleri aynıdır.
2. Isotropic: Yapı elemanlarının materyal özellikleri tüm yönlerde aynıdır.
3. Doğrusal Elastik: Yapıdaki deformasyonlar ve gerilmeler (strain) uygulanan kuvvet ile orantılıdır

## SEA Metodunda Kullanılan Mekanik Kavramlar

Tüm yapısal analiz ve dizaynlar, uygulanacak kuvvetler ve bu kuvvetlere dayanacak materyallerin mekanik özellikleri ile ilgili bilgiye ihtiyaç gösterir (55).

- **Gerilme**

Gerilme, bir cisme uygulanan kuvvet sonucunda cisim içerisinde, uygulanan bu kuvvete karşı oluşan tepki olarak tanımlanmaktadır. Gerilme, birim alana düşen kuvvet olarak da tanımlanabilmektedir. Kuvvet / alan hesaplaması ile elde edilmekte olup, birimi N/m<sup>2</sup>'dir. (110, 155, 276, 277, 283).

Gerilmeyi iki temel kuvvet oluşturmaktadır. Bu kuvvetlerin birincisi, cismin yüzeyleri üzerinde etkili olması nedeniyle yüzey kuvvetleri olarak isimlendirilmektedir. Yüzey kuvvetleri, bir cismin diğer bir cisim ile teması sonucunda ortaya çıkmaktadır. Gerilmeyi oluşturan ikinci tip kuvvetler ise, cismin her bir elemanını etkilemelerinden dolayı cisim kuvvetleri olarak isimlendirilmektedirler (110, 155, 276, 277, 283).

Bir cisme dışarıdan gelen kuvvetlere karşı cisim içerisinde bir direnç gelişir. Dış kuvvetler karşısında içeride meydana gelen bir tepki olan gerilme, dışarıdan gelen kuvvetle eşit şiddette ama zıt yöndedir. Hem uygulanan kuvvet, hem de içeriden gelen direnç (gerilme) cismin tüm alanı üzerine dağılır ve böylece yapının üzerindeki gerilme, birim alana gelen kuvvet olarak isimlendirilir (110, 155, 276, 277, 283).

- **Bileşik Gerilme Durumu (General State of Stress)**

Cisimlere uygulanan gerilmelerin tek temel tipte olması güçtür. Kuvvet uygulanan yapılarda üç temel gerilmenin (çekme, basma ve makaslama gerilmelerinin) bir arada bulunduğu bileşik gerilme durumu meydana gelmektedir. Bu bileşik gerilme durumunda herhangi bir gerilme, diğerlerinden daha baskın olabilmektedir (149).

- **Gerinim**

Cisme uygulanan kuvvet karşısında, yapı içerisinde oluşan boyutsal şekil değişimidir. Gerilme ve gerinim birbirlerinden farklı niceliklerdir. Atomlar arasında yer değiştirmeye karşı koyan kuvvetler, gerilim olarak adlandırılırken, meydana gelen boyutsal değişimin başlangıç boyutuna oranı gerinimdir. Gerilme büyüklüğü ve yönü olan bir kuvvet iken; gerinim bir kuvvet değil, sadece bir büyüklüktür (110, 155, 276, 277, 283).

- **Mohr Dairesi, Asal Gerilmeler, Asal Eksenler (Mohr's Circle, Principle Stresses, Principal Axes)**

Bileşik gerilem durumunun mevcut olduğu cisimde kesit değişikçe gerilme 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 (24) (Şekil 7). Bu grafik tasvir sisteminin esası, bir kesitteki normal ve kayma gerilmelerini tasvir noktasının apsis ve ordinatı kabul etmek ve kesit değişikçe tasvir noktasının geometrik yerini aramaktır. Koordinatları  $\sigma$  ve  $\tau$  olan tasvir noktalarının geometrik yerinin daire olması gerekmektedir. Mohr dairesinin merkezi apsis eksenini üzerindedir. Gerilme halinde olduğu gibi şekil değiştirme halinin de grafik anlatımında Mohr dairesi kullanılır (149).

Mohr dairesinde yatay eksen normal gerilmeleri, dikey eksen kayma gerilmelerini göstermektedir. Asal gerilmeler ( $\sigma_1, \sigma_2$ ), kayma gerilmeleri ( $\tau_{max}, \tau_{min}, \tau_{xy}, \tau_{yx}$ ) ve normal gerilmeler ( $\sigma_x, \sigma_y$ ) ile gösterilmiştir (Şekil 2-9). Kesitle döndürme hareketi yaptırılarak kayma gerilmenin bulunmadığı bir pozisyonda en küçük normal gerilim ( $\sigma_1$ ) ile en büyük normal gerilme ( $\sigma_2$ ) bulunmaktadır. Bu gerilmelere asal gerilmeler (Principle stresses), bu gerilmelerle oluşan eksenlere de asal eksenler (Principle axis) denilmektedir (158, 313):

**Maksimum Principle Stres:** ( Maks. PS veya  $\sigma_1$ ) Pozitif değerdir ve en yüksek gerilme stresini (tensile stres) ifade eder.

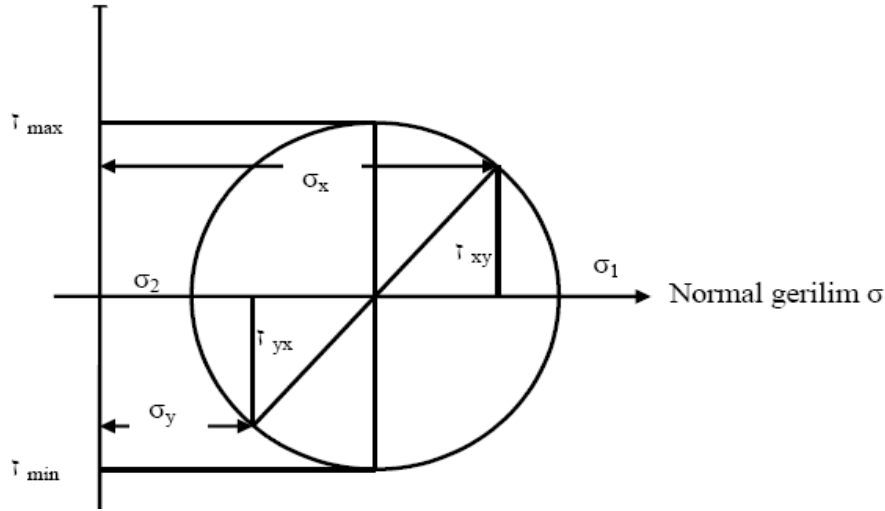
**İntermediate Principle Stres:** Ara değerleri ifade eder. ( $\sigma_2$ )

**Minimum Principle Stres:** ( Min. PS veya  $\sigma_3$  ) Negatif değerdir ve en yüksek sıkışma stresini (compressive Stres) ifade eder.

Bu değerleri şu şekilde sıraya koyabiliriz:  $\sigma_1 > \sigma_2 > \sigma_3$



Kayma gerilimi  $\tau$



Şekil 2-9: Mohr Dairesi (13)

Eşdeğer gerilme ( $\sigma_e$ ), çeşitli hipotezlerle ortaya konan ve üç asal gerilmeden ( $\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3$ ) yararlanılarak elde edilen ortak bir değerdir. Eşdeğer gerilmeyi ifade eden Von-Mises eşitliği aşağıdaki formüle verilmiştir (46, 24, 149).

$$\sigma_e = \sqrt{\frac{1}{2}((\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2)}$$

- **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 değerde bulunmaktadır. Aynı miktarda kuvvet uygulanmış iki ayrı materyalden elastiklik modülü yüksek olan elastiklik modülü düşük olana oranla daha az deforme olmaktadır (73).

- **Elastik Sınır**

Cisimlerin kalıcı bir şekil değişimine uğramaksızın dayanabildikleri maksimum gerilmedir (155, 276, 277, 283).

- **Poisson Oranı (Poisson's Ratio)**

Bir nesneye tek tip bir stres uygulanması son derece güçtür. Tek yönlü bir kuvvet uygulandığında nesnenin boyunda ve eninde aynı anda değişimler olur (Şekil 2-11). Bu değişimler materyalin yapısındaki interatomik bağlantıların doğası ve simetrisine bağlıdır (313).

$$\epsilon \text{ (strain)} = \Delta L/L.$$

$$\nu \text{ (Poisson Oranı)} = - \epsilon_{\text{enine}} / \epsilon_{\text{boyuna}}$$



**Şekil 2-10: Poisson Oranı' nın hesaplanması**

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 (87).

Üç asal eksen yönünde farklı mukavemet özellikleri gösteren malzemelere *ortotropik*, benzer özellikler gösteren malzemelere ise *izotropik* denir. Üç asal eksenden 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 (286), alt çenenin mandibüler kavis etrafındaki kütleli doğrultusu ile transvers izotropik olduğunu ortaya koymuşlardır

### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

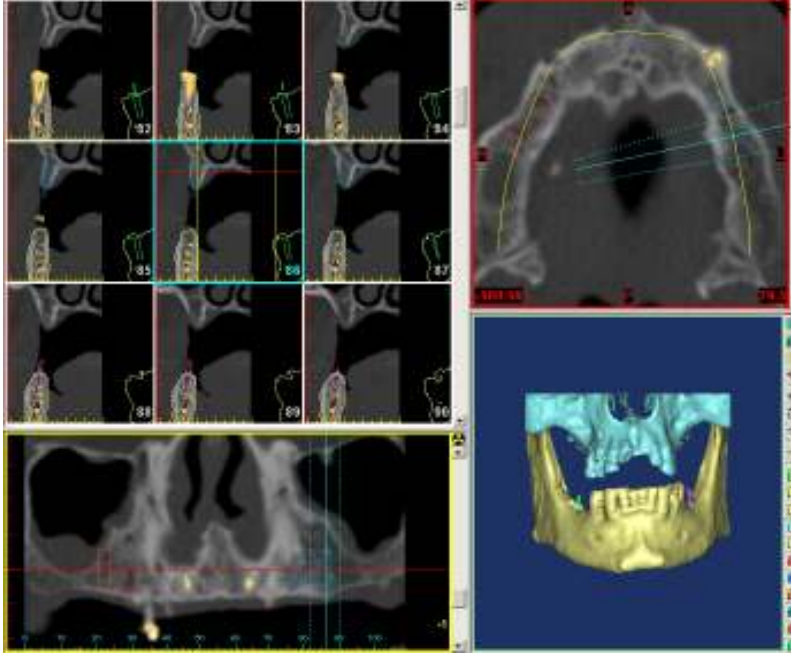
Bu çalışmanın amacı, dişsiz sonlanan çenelerde posterior bölgede uygulanacak iki adet implantın üzerine yerleştirilen farklı alt yapı materyallerinden hazırlanan üç üyeli köprü protezlerinin, çiğneme kuvvetlerine bağlı olarak implantlar ve implantların çevresindeki kemik dokusunda oluşturduğu gerilmelere etkilerinin incelenmesidir. Bu amaçla, gerilme analiz yöntemlerinden, bilgisayar ortamında çalışan ve detaylı sayısal değerleri veren SEA metodu ve mekanik test olarak da basınç sensörü kullanıldı.

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Kuron-Köprü Protezleri Bilim Dalı ve İstanbul Teknik Üniversitesi Makine Fakültesi, Mekanik Ana Bilim Dalı'nda gerçekleştirilmiştir.

#### 3.1. Mekanik Test Düzenine Hazırlanması

##### 3.1.1. Kullanılacak Çene kemiğine Ait Tomografi Görüntülerinin Elde Edilmesi

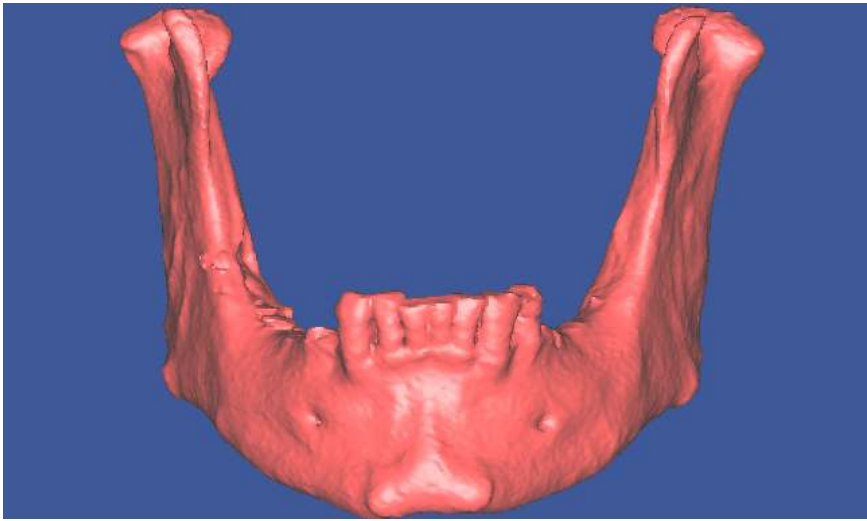
Çalışmamızda ilk olarak MEDCAM firmasının sahip olduğu hasta arşivinden, hasta onayı da alınarak, uygun alt çene kemiğine ait 3 boyutlu tomografi görüntüsü seçildi (Şekil 3-1). Hastanın tomografi görüntülerinden elde edilen DICOM datalar, Mimics 10 programı yardımıyla işlenerek, tomografik kesitler üzerinde, implant uygulaması yapılması düşünülen bölgelere istenilen çaptaki implantlar bilgisayar ortamında yerleştirilerek, implantların boy ve çap bakımından uygunlukları test edildi. Kesitler üzerinde yapılan bu çalışma bittikten sonra üç boyutlu sanal model üzerinde implantların birbirleri ile olan konumsal ve açısal uygunlukları kontrol edildi. Çift taraflı dişsiz sonlanan bu çene kemiğinde, diş çekimlerinin daha önceden tamamlanmış olduğu ve çene kemiğinin topografik yapısının istenilen çapta ve uzunlukta iki adet implantın yerleşimine olanak tanıdığı sol tarafın kullanılmasına karar verildi.



**Şekil 3-1: Üzerinde implant planlaması yapılan alt çeneye ait tomografi görüntüleri**

### 3.1.2. Alt Çene kemiğinin Reçine Modelinin Hazırlanması

Hastanın tomografi görüntülerinden elde edilen DICOM dataları, Mimics 10 programında işlenerek çene kemiğine ait 3 boyutlu bir model elde edildi (Şekil 3-2). Hazırlanan bu 3 boyutlu sanal modele ait somut model, 3D Systems (3D Systems Corporation, Rock Hill, ABD) firmasına ait SLA 250 model stereolitografik hızlı prototipleme cihazı yardımıyla, DSM Somos 9110 (DSM Desotech, Elgin, Illinois, ABD) epoksi fotopolimer reçineden üretildi. Kullanılan fotopolimer reçine, mekanik açıdan spongiöz kemiğe yakın elastiklik modülüsü ve Poisson değerleri taşımaktadır.



**Şekil 3-2: Mimics 10 programıyla hazırlanan üç boyutlu çene modeli**

### 3.1.3. İmplant Çaplarının ve Konumlarının Belirlenmesi

Çalışmamızda Zimmer Dental (Zimmer Dental, Carlsbad, Kaliforniya, USA) firmasına ait 4,7 mm. çapında ve 13 mm. uzunluğunda Tapered Screw-Vent implantlar kullanıldı (Şekil 3-3). Özellikle bu çapta implantların seçilmesinin nedeni, hazırlanacak mekanik test düzeneğinde kullanılacak mevcut en uygun basınç sensörünün, bu çaptaki bir implantın çevresini boşluk kalmadan veya herhangi bir yüzeyde üst üste gelmeden sarmasıdır.

Abutment olarak da, preparasyonda standardizasyonun sağlanabilmesi bakımından, yine Zimmer Dental firmasına ait standart olarak prepare edilmiş ve 4,5 mm. dişeti yüksekliğine sahip Hex-Lock Contour simante abutmentler tercih edildi (Şekil 3-4).



**Şekil 3-3: 4.7 mm Tapered Screw-Vent implant**

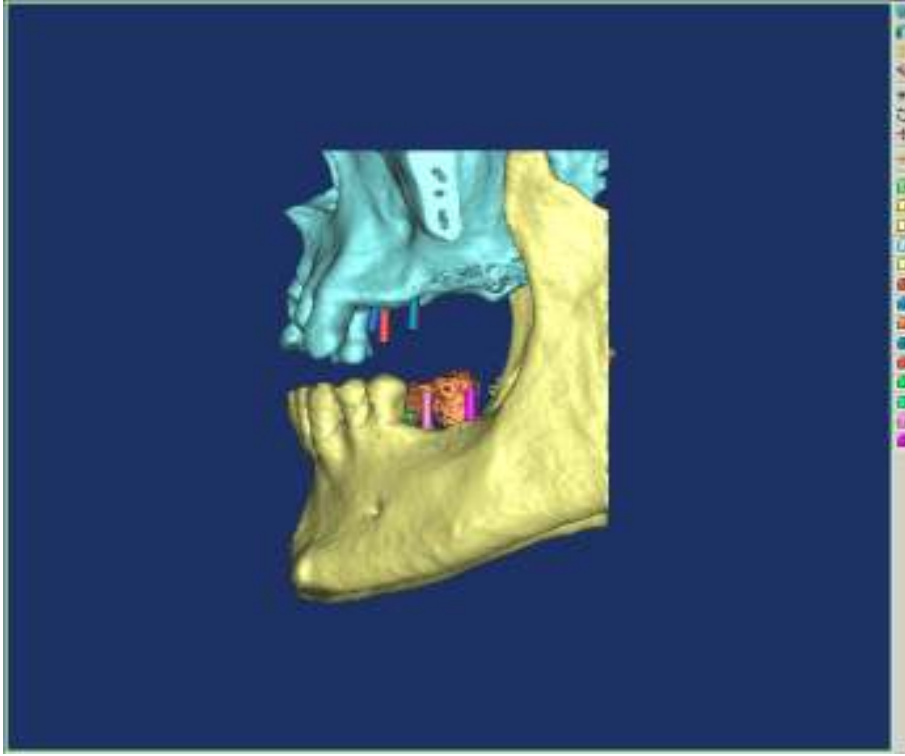


**Şekil 3-4: Hex-Lock Contour abutment**

Hastanın tomografi görüntülerinden elde edilen DICOM datalar, Mimics 10 programı yardımıyla işlenerek çene kemiğine ait 3 boyutlu bir model elde edildi. Bu model üzerinde, hastanın daha önceden çekimleri tamamlanmış olan 35 ve 37 numaralı dişler bölgesine, hastanın tam olarak kapanmamış çekim soketlerinden de faydalanarak, doğal dişlerin konum ve açılarını taklit edecek biçimde implantlar sanal olarak yerleştirildi.

### 3.1.4. İmplantların Yerleştirilmesi

Belirlenen implant pozisyonlarının SEA yönteminde ve de mekanik testte birebir uyumlu olabilmeleri amacıyla, Mimics 10 programında belirlenen implant pozisyonlarının (Şekil 3-5) mekanik test düzeneğine aktarılmasını sağlayacak kemik destekli bir cerrahi şablon hazırlandı (Şekil 3-6).



**Şekil 3-5: Mimics 10 programında belirlenen implant pozisyonları**



**3-6: Kemik destekli cerrahi şablon**

Daha sonra bu şablon yardımıyla ve Zimmer Dental firmasına ait cerrahi implant seti de kullanılarak, standart implant cerrahisi prosedürleri doğrultusunda her iki implant da belirlenen yerlerine yerleştirildi ve üzerlerine önceden seçilmiş olan abutmentler Ratchet anahtarı kullanılarak 25 N tork ile vidalandı (Şekil 3-7).



**Şekil 3-7: İmplant ve abutmentleri yerleştirilmiş epoksi reçine alt çene modeli**

### **3.1.5. Mekanik Testlerde Kullanılacak Alt Yapıların Hazırlanması**

Yapılan literatür taraması sonucunda, kıymetsiz metal alaşımı, kıymetli metal alaşımı, In-Ceram Alumina, In-Ceram Zirconia ve Zirkonyum Dioksit' den hazırlanan alt yapı materyallerinin kullanılmasına karar verildi. Bu alt yapıların üretiminde, standardizasyonun sağlanabilmesi açısından CAD/CAM ve Kopya Freze sistemlerinden faydalanıldı.

Ölçü aşamasında ortaya çıkabilecek boyutsal değişikliklerin ortadan kaldırılabilmesi amacıyla, geleneksel ölçü alma ve alçı model hazırlama tekniklerinin yerine, dijital sistemlerle test modelinin doğrudan taranması yoluna gidildi.

Çalışmada kullanılacak Co-Cr kıymetsiz metal alaşımı (Şekil 3-8) ve zirkonyum dioksit alt yapılar (Şekil 3-9) ile, kıymetli metal alaşımının dökümünde

kullanılacak modelaj ve Kopya Freze sisteminde kullanılacak akrilik reçine esaslı maket, Hint-ELs (Hint-ELs GmbH, Griesheim, Almanya) CAD/CAM sisteminde hazırlandı (Şekil 3-10).



**Şekil 3-8: Co-Cr alt yapı**



**Şekil 3-9: Zirkonyum Dioksit alt yapı**



**Şekil 3-10: Kıymetli metal alt yapı dökümünde kullanılacak akrilik modelaj**



**Şekil 3-11: In-Ceram Alumina alt yapı**



**Şekil 3-12: In-Ceram Zirconia alt yapı**



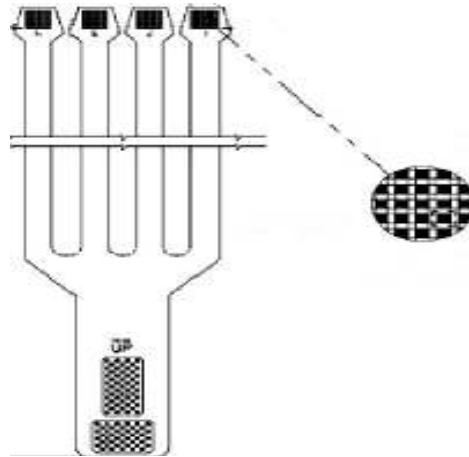
Hint-ELs hiScan cihazı yardımıyla alt çene modelinden 5-15µm hassasiyetle alınan optik ölçü, sisteme ait yazılım yardımıyla 3 boyutlu ortama aktarılarak, bu dijital model üzerinde dişin anatomik yapısına uygun alt yapı modelajı oluşturuldu. Hazırlanan tek bir sanal modelaj yardımıyla Co-Cr kıymetsiz metal alaşımı ve zirkonyum dioksit alt yapılar ile, kıymetli metal alaşımının dökümünde kullanılacak, eliminasyon esnasında artık bırakmayan modelaj ve Kopya Freze sisteminde kullanılacak akrilik reçine esaslı maket hazırlandı. Bu sayede deney örneklerinin standardizasyonu sağlanmış oldu.

In-Ceram Alumina (Şekil 3-11) ve In-Ceram Zirconia (Şekil 3-12) alt yapılar, Hint-ELs CAD/CAM sisteminde hazırlanan aşınmaya karşı dirençli reçine esaslı maketlerin, Celay (Mikrona AG, Spreitenbach, İsviçre) cihazında kopyalanarak VITA (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) bloklardan freze edilmesi yöntemi ile hazırlandı.

Kıymetli metal alt yapılar ise, CAD/CAM sistemi ile hazırlanan, eliminasyon esnasında artık bırakmayan akrilik modelajın, IPS d.SIGN 98 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) marka % 85,9 oranında altın içeren kıymetli metal alaşımı kullanılarak geleneksel yöntemlerle dökülmesiyle elde edildi.

### 3.1.6. Basınç Sensörlerinin Yerleştirilmesi

Hazırlanan alt yapıların pasif uyumlarının kontrol edilmesinin ardından, basınç sensörlerinin implant ile çene kemiğini taklit eden reçine modelin temas arayüzüne yerleştirilmesi gerekmektedir. Basınç sensörü olarak, Tekscan (Tekscan Inc, South Boston, ABD) firmasının 6900 model numaralı sensörü tercih edildi (Şekil 3-13).



Şekil 3-13: Tekscan 6900 basınç sensörü

Bu sensörler, 0,1 mm. kalınlığında olup, Windows tabanlı yazılımları sayesinde üzerlerine gelen statik ve dinamik kuvvetleri eşzamanlı olarak bilgisayar ekranına yansıtılabilme özelliğine sahiptir. Her birim  $\text{cm}^2$  alanda 62 adet olmak üzere, sensörün uçlarında 121' er adet ölçüm hücresi veya "Sensel" bulunmaktadır. Herbir "Sensel" arasında en fazla 0,5 mm. mesafe mevcuttur. Uygulanan kuvvete karşı ölçüm hücrelerinde oluşan direncin çıktıları dijital değerlere, veya 0-255 arasında ölçeklendirilmiş saf verilere dönüştürülür.

Sensörlerin yerleştirilebilmesi için, implantları mevcut yuvalarından çıkarılması gerekmektedir. İlk olarak çıkarılan implantların yeniden mevcut pozisyonlarına yerleştirilebilmesi amacıyla, boyutsal stabilitesi olan ve deformasyona uğramayacak bir materyal olan GC Pattern Resin LS (GC Dental Products Corp, Tokyo, Japonya) modelaj akriliği kullanılarak lokal olarak alveol kemiğini ve abutmentleri de içine alan bir anahtar hazırlandı.

İmplantların yerlerinden çıkarılmasının ardından implantlara ait yuvalar, 0,1 mm. kalınlığındaki sensöre yer açılması amacıyla bir miktar aşındırıldı. İmplant yuvalarının apikal kısmı ise, sensörlerin kemik içerisine yerleştirilebilmesi amacıyla apikale kadar delindi. Bu boşluklardan geçirilen sensörler, implantın kemik içerisinde kalacak tüm yüzeylerini kaplayacak; ancak hiçbir bölgede üst üste kalmayacak biçimde, siyanoakrilat esaslı yapıştırıcı yardımıyla implant yüzeyine sabitlendi. İmplantlar abutment kısımlarından, hazırlanan akrilik anahtar içerisine doğru pozisyonda yerleştirildi. Epoksi fotopolimer reçineyle benzer özelliklere sahip ve bu malzeme ile kimyasal olarak bağlantı sağlayabilecek, toz likit formundaki şeffaf akrilik reçineden bir miktar karıştırılarak, implant yuvalarının yan duvarlarına sürüldü. Daha sonra her iki implant aynı anda, hazırlanan anahtar yardımıyla yerlerine yerleştirilerek, akrilik reçinenin polimerizasyonunun tamamlanması beklendi (Şekil 3-14).



**Şekil 3-14: implantların etrafına yerleştirilmiş ve polimerizasyon işlemi tamamlanmış senörlerin görüntüsü**

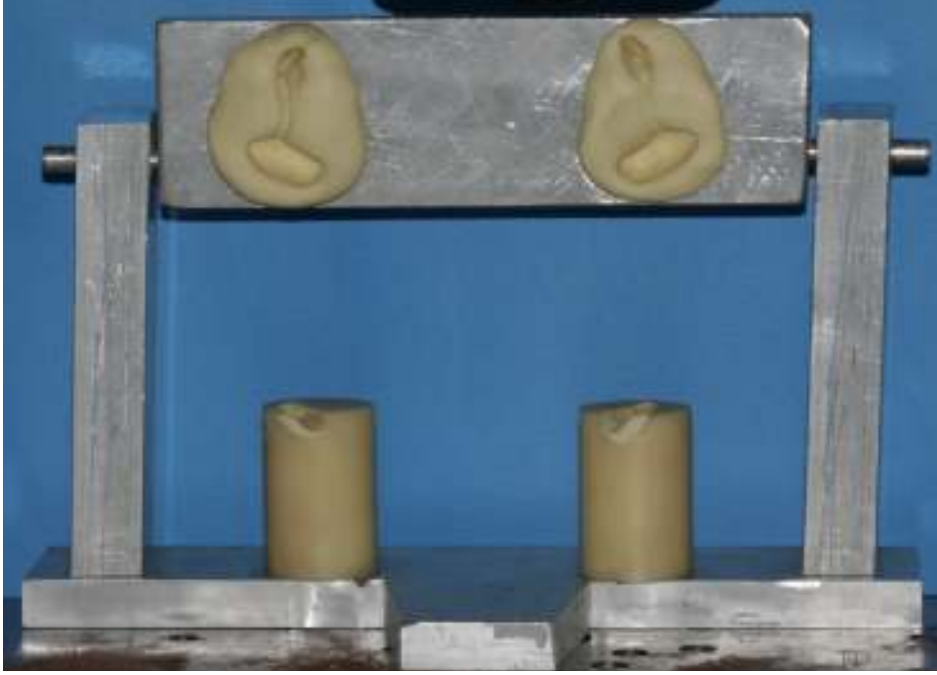
### **3.1.7. Alt Çenenin Üst Çeneye Göre Konumunu, Bağlantı ve Destek Noktalarını Taklit Eden Düzenegin Hazırlanması**

Mekanik test aşamasında okluzal kuvvetlerin uygulanması esnasında alt çenenin doğal durumunun yansıtılabilmesi amacıyla artikülatör benzeri bir düzenek hazırlandı. Hazırlanan bu düzenekte, özellikle kondil başına ve alt çenenin hareketlerinden sorumlu başlıca kasların bağlantı noktalarına dikkat edildi. Bunun amacı, bu bağlantı noktalarının, uygulanacak SEA yönteminde kullanılacak sınır koşullarını oluşturmasıdır. Bu sayede her iki test yönteminin birbirleriyle uyumu sağlanmış oldu.

20 mm. kalınlığında alüminyum levhadan kesilerek hazırlanan T şeklindeki kaidenin sağ ve sol yanlarına birer adet alüminyum kolon yerleştirildi. 15mm. kalınlığında bir alüminyum levhadan, üst çeneyi temsil edecek T şeklinde bir parça hazırlanarak, bu parçanın sağ ve sol kollarının yan yüzeylerine açılan yuvalara birer adet silindirik çubuk yerleştirildi. Bu parça kolonların tepe noktalarına hazırlanan deliklerden geçirilerek basit, oklüzör benzeri bir düzenek hazırlandı.

Hazırlanan bu düzenekte üst çeneyi taklit eden parçanın alt çeneye bakan yüzeyinde, yaklaşık olarak alt çene sağ ve sol kondil başlarının denk geleceği bölgelerde, iki adet çukur hazırlandı. Hazırlanan bu boşluklar, Optosil Comfort (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Almanya) kondansasyon tipi silikon 1. ölçü maddesi

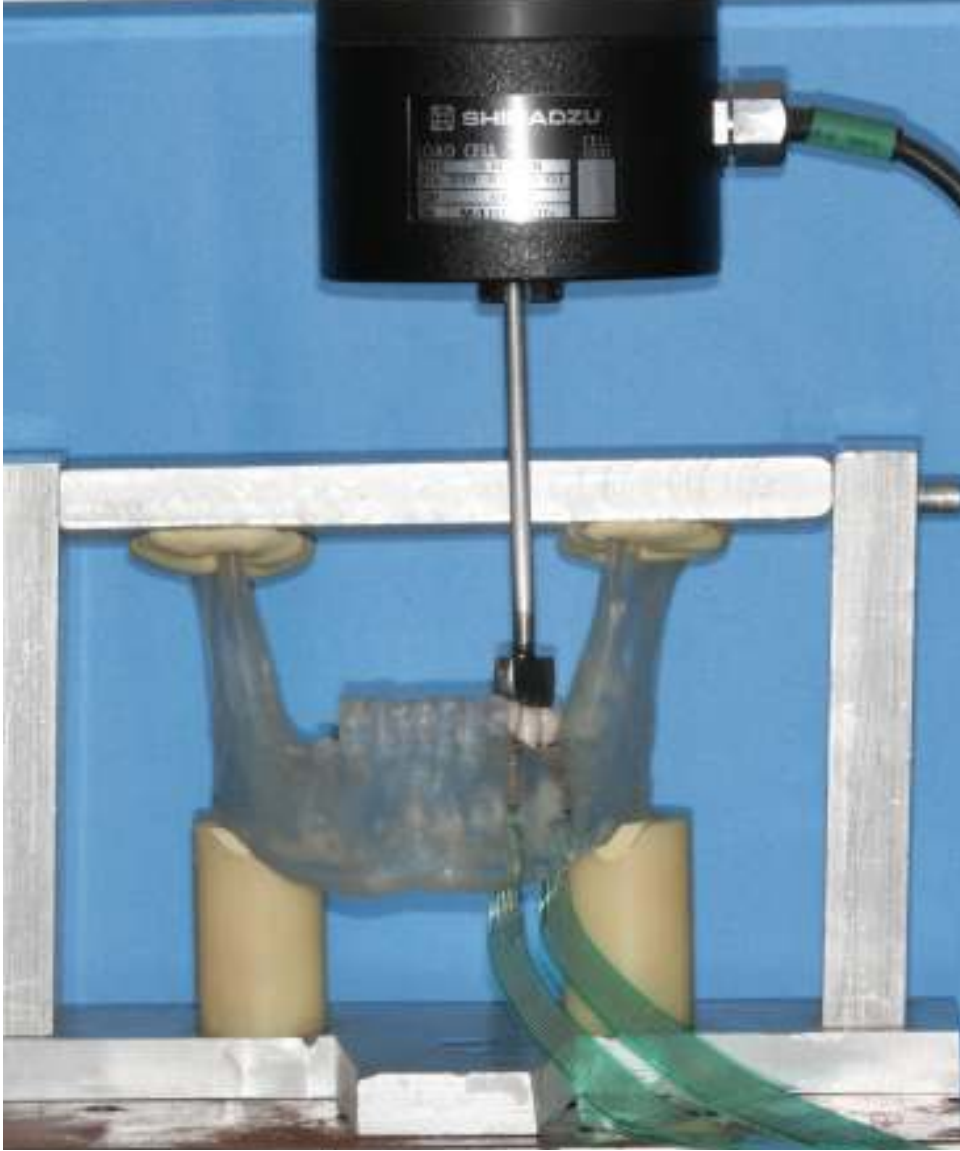
ile dolduruldu. Ölçü maddesi sertleşmeden önce, her iki kondil başı da, alt çene kemiği lateral yönde yer düzlemine paralel olacak biçimde 1. ölçü maddesi içerisine yerleştirildi. Ölçü maddesinin sertleşmesiyle birlikte bu bölgede Glenoid Fossa' yı taklit eden bir yapı oluşturuldu. Son olarak, çiğneme kaslarının bağlantı noktası olan angulus mandibulae' nin ön bölgesinin altına, alt çeneye destek olacak bir parça yerleştirilerek düzenek tamamlandı (Şekil 3-15).



**Şekil 3-15: Alt çenenin üst çeneye göre konumunu, bağlantı ve destek noktalarını taklit eden düzenek**

### **3.1.8. Mekanik Testin Uygulanması**

Mekanik testin uygulanmasında, yapılan literatür taraması sonucunda, hazırlanan alt yapıların okluzal yüzeylerine dik gelecek biçimde her bir dişe 100 N olmak üzere toplam 300 N statik kuvvet uygulanmasına karar verildi. Bu kuvvetin tekrarlanan her bir testte doğru ve eşit olarak uygulanabilmesi için Shimadzu (Shimadzu Corporation, Kyoto, Japonya) Üniversal Test Cihazı' ndan yararlanıldı (Şekil 3-16).



**Şekil 3-16: Üniversal Test Cihazı' nda deney düzeneğine belirlenen kuvvetin uygulanması**

Oluşan gerilmeler, Tekscan (TekscanInc, South Boston, ABD) firmasına ait 6900 model numaralı sensör yardımıyla eş zamanlı olarak bilgisayar ekranından grafik şeklinde takip edilebilirken, muhtemel gerilme değişimlerini seçilecek periyotlarda video formatında kaydetmek de mümkündür. Bu sayede oluşan gerilmeler görsel olarak karşılaştırabilmektedir. Ayrıca program oluşan gerilmeleri test sonunda birer matematik matris olarak da vermektedir. Çalışmamızda elde edilen bu matematik matrisler, Matlab (The MathWorks, Inc, Boston, ABD) programı yardımıyla somut sayısal verilere çevrildi. Çalışmamızda mekanik testler her bir materyal için 7 kere tekrarlandı. Her bir tekrar 10 saniye sürerken, saniyede de 1 görüntü alınmıştır. Bu sayede her bir materyal için 70 adet sayısal değer elde edildi.

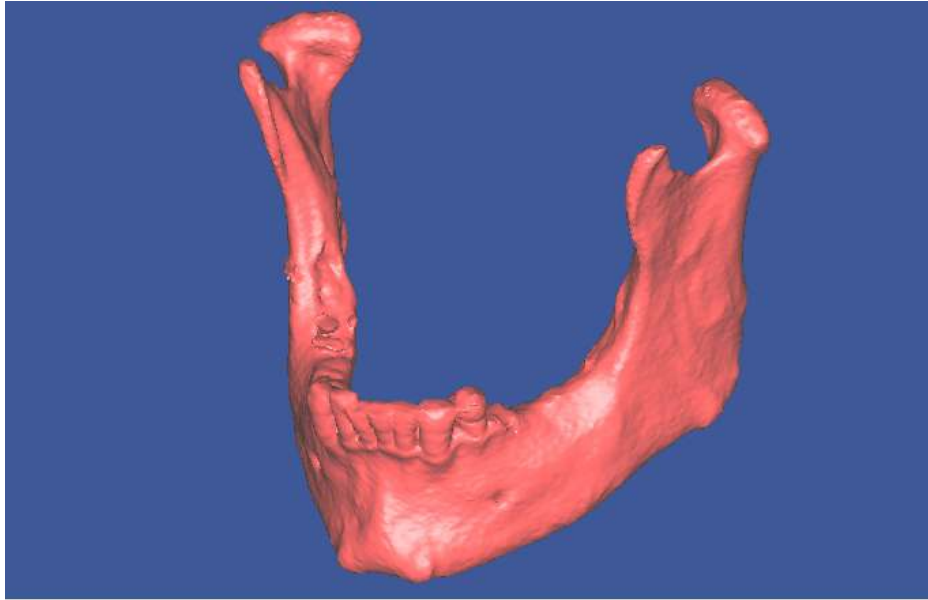
## 3.2. SEA Yönteminde Kullanılacak Dosya ve Verilerin Hazırlanması

### 3.2.1. Geometrik Modellerin Oluşturulması

Çalışmada, implantların yerleştirileceği alt çene kemiğinin, implantların, abutmentlerin ve üç üyeli sabit protezin geometrik modelleri oluşturuldu. Alt çeneye ait geometrik modelin oluşturulması için MEDCAM firmasına ait hasta arşivinden, hasta onayı da alınarak, uygun alt çene kemiğine ait 3 boyutlu tomografi görüntüsü seçildi.

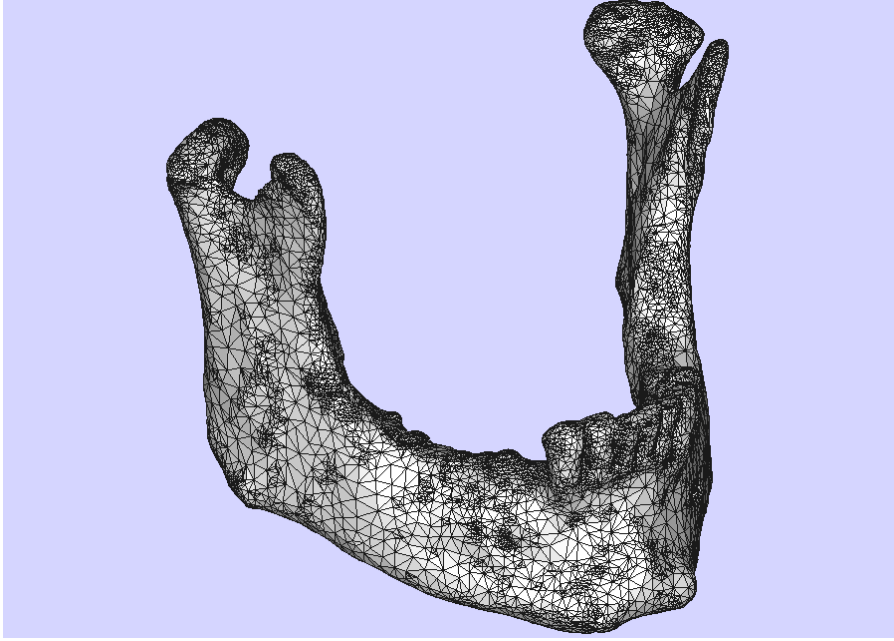
### 3.2.2. Alt Çene Kemiğinin Modellenmesi

Hastanın tomografi görüntülerinden elde edilen DICOM datalar, Mimics 10 programı yardımıyla işlenerek çene kemiğine ait 3 boyutlu bir model elde edildi (Şekil 3-17). Modelleme yapılırken, SEA yönteminin mekanik test ile karşılaştırılacağı göz önünde bulundurularak, çene kemiğinin kortikal ve spongioz kemik olarak iki tabaka halinde modellenmesi yerine, tek tip materyalden oluşan masif bir yapı şeklinde modellenmesi tercih edildi. SEA yöntemi uygulanırken, epoksi reçine, kortikal kemik ve spongioz kemiğe ait veriler ayrı ayrı değerlendirilerek, bu durumun neden olabileceği yorum farklılıkları incelendi.



**Şekil 3-17: Mimics 10 programında elde edilen 3 boyutlu çene modeli**

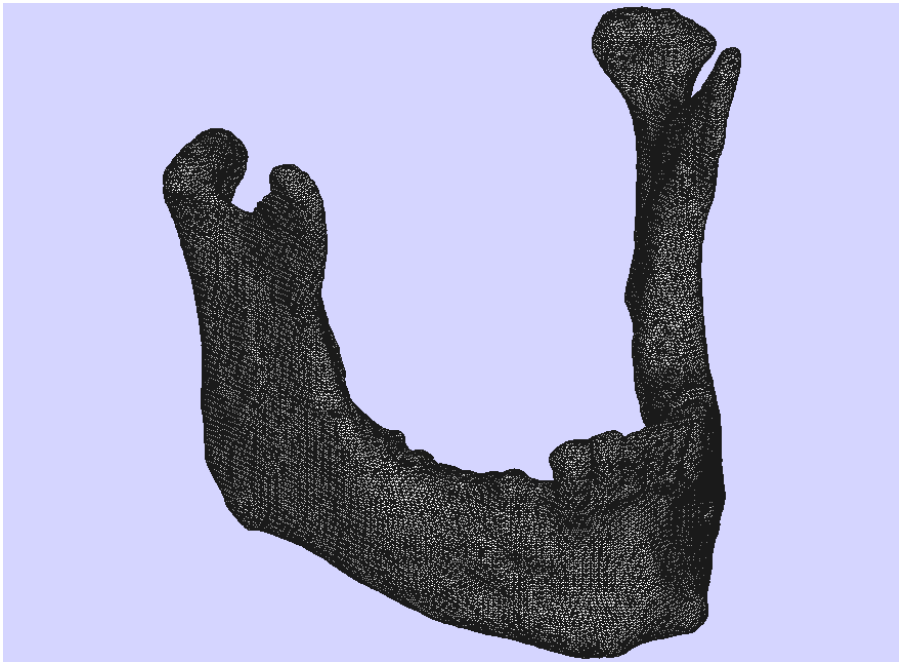
Taranmış olan DICOM dosyalarının SEA programına aktarılabilmesi için, öncelikle üç boyutlu katı (solid) model dosya formatına (IGES) dönüştürülmesi gereklidir. Bu amaçla ilk aşama olarak DICOM dosyaları RAPIDFORM 2004 programında birbiri ardına sıralanıp üç boyutlu kafes model (ağ) hazırlandı (Şekil 3-18).



**Şekil 3-18: Kafes model**

### **3.2.3. Kafes Modelinden Katı Model Oluşturulması**

Elde edilen kafes model üç boyutlu CAD/CAM programı olan HyperMesh 8 (Altair Engineering Inc, Michigan, ABD) programına aktarıldı. HyperMesh 8 programında kafes modelden çeşitli eksenlerde ve açıda kesitler alındı. Kesitlerden kapalı eğriler meydana getirildi. Kapalı eğriler yeni eğri yüzeyleriyle birleştirilerek son olarak kapalı katı bir geometrik üç boyutlu model elde edildi (Şekil 3-19)



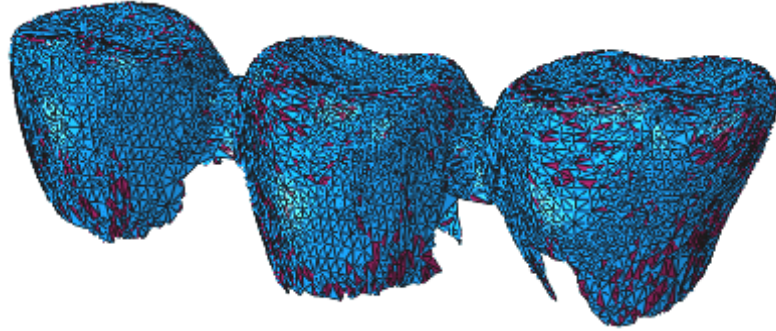
**Şekil 3-19: Katı model**

### 3.2.4. İmplantların Modellenmesi

Dişsiz sonlanan alt çene kemiğinin posterior bölgesine yerleştirilmek üzere 2 adet 13 mm. uzunluğunda, 4,7 mm. çapında Zimmer Dental (Zimmer Dental, Carlsbad, Kaliforniya, ABD) marka Tapered Screw-Went implant ve 2 adet yine Zimmer Dental firmasına ait standart olarak prepare edilmiş ve 3,5 mm. dişeti yüksekliğine sahip Hex-Lock Contour simante abutment, üretici firma tarafından verilen ölçüler dahilinde yüzey özellikleri göz ardı edilerek çizildi ve HyperMesh 8 programı kullanılarak modellendi.

### 3.2.5. Alt yapıların Modellenmesi

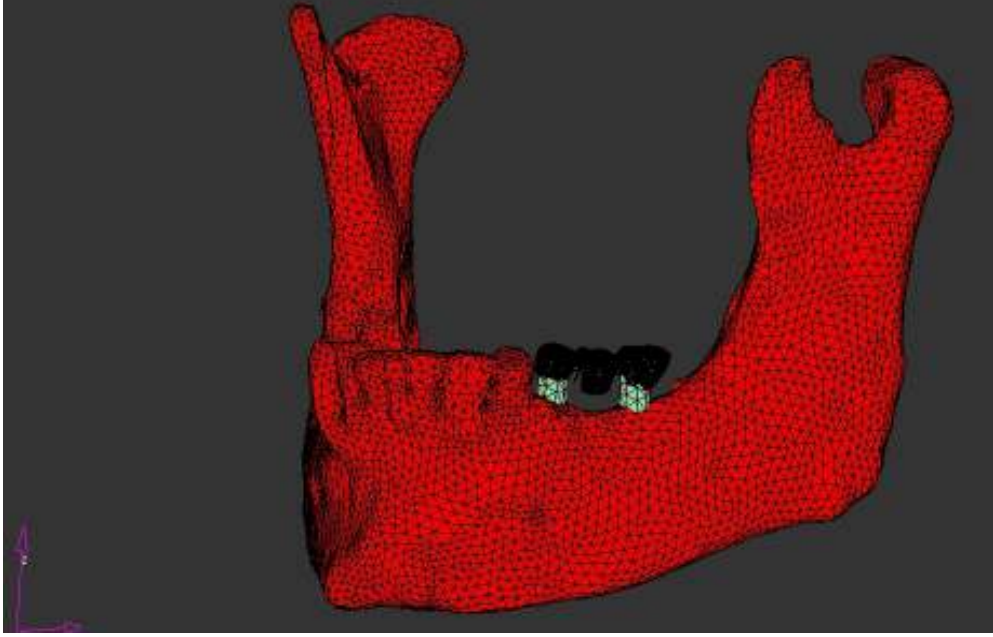
Çalışmamızda kullanılmak üzere hazırlanan tüm alt yapılar GOM ATOS 2 (GOM GmbH, Braunschweig, Almanya) 3 boyutlu sayısallaştırma cihazı kullanılarak tarandı. Elde edilen veriler HyperMeswh 8 programı kullanılarak modellendi (Şekil 3-20) ve Abaqus 6.8 programına aktarılmaya hazır hale getirildi.



**Şekil 3-20: Al tyapının SEA modeline dönüştürülmeden önceki görüntüsü**

HyperMesh 8 programında IGES formatındaki modeller Abaqus 6.8 (Simulia Dassault Systèmes, RI, ABD) programına geçirildi (Şekil 3-21). Böylece SEA yönteminde kullanılacak matematiksel modellerin oluşturulması sağlandı. Matematiksel model üzerinde bu program yardımıyla eleman tipinin seçimi, çözüm ağının oluşturulması, kontak yüzeylerinin, sınır şartlarının ve çevre özelliklerinin belirlenmesi, yüklerin uygulanması, malzeme özelliklerinin ve analiz tipinin belirlenmesi işlemleri gerçekleştirildi.





**Şekil 3-21: Abaqus programına aktarılan modelin görüntüsü**

Çalışmamızda SEA yönteminde çözümlenmek üzere üç ayrı matematiksel model hazırlandı. Bunlar;

Model I: Epoksi reçine alt çene modeli.

Model II: Tamamı kompakt kemik olarak kabul edilen alt çene modeli.

Model III: Tamamı spongios kemik olarak kabul edilen alt çene modeli.

**Tablo 3-1: Çalışmamızda kullanılan modellerin eleman ve düğüm sayıları.**

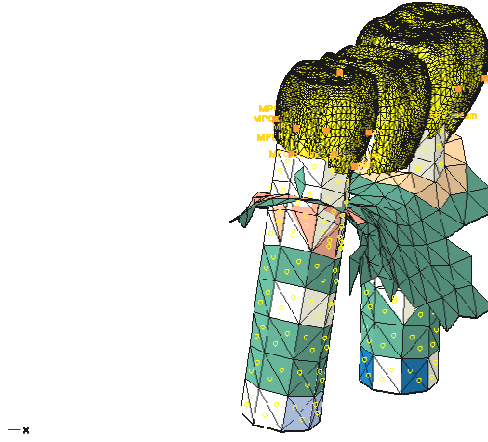
	Eleman Sayısı	Düğüm Sayısı
<b>Model</b>	<b>30398</b>	<b>15325</b>

Çalışmamızda hazırlanan sonlu elemanlar modellerinde, gerilimlerin yoğun olarak çıkması beklenen implantları çevreleyen kemik dokusunda çok yoğun eleman sayısı kullanıldı (Tablo 3-1).

### **3.2.6. SEA Programında Modellerde Kontak Yüzeylerinin Belirlenmesi**

Oluşturduğumuz matematiksel modellerin üzerinde analizlerin yapılabilmesi için modeli oluşturan geometrik parçaların birbirleriyle olan yüzey ilişkilerinin HyperMesh 8 programında belirlenmesi gereklidir. İmplantların kemiğe % 100 osseointegre olduğu kabul edildiğinden yapışık (bonded) kontak yüzeyi olarak kabul

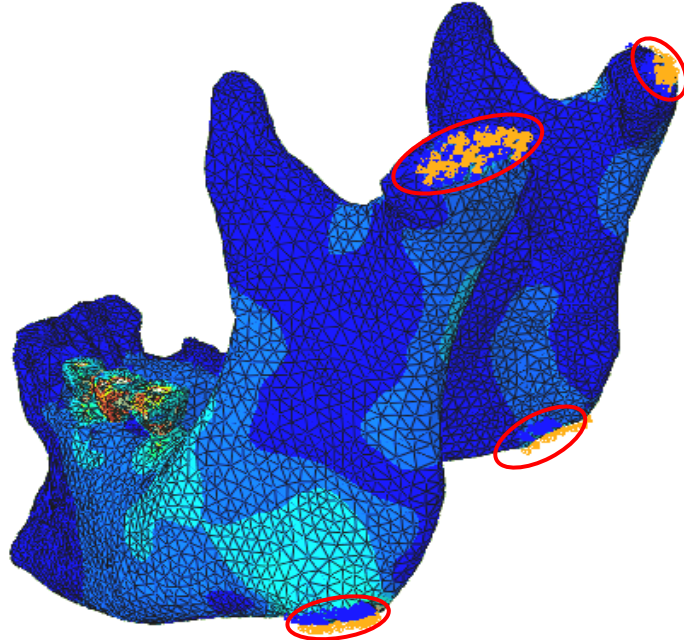
edildi. Yaptığımız protez alt yapılarının, implantların abutmentlarına simante olduğunu kabul ettiğimiz için bu bölgeler de yapışık kontak yüzeyi olarak tanımlandı (Şekil 3-22).



**Şekil 3-22: Kontak yüzeylerinin belirlenmesi**

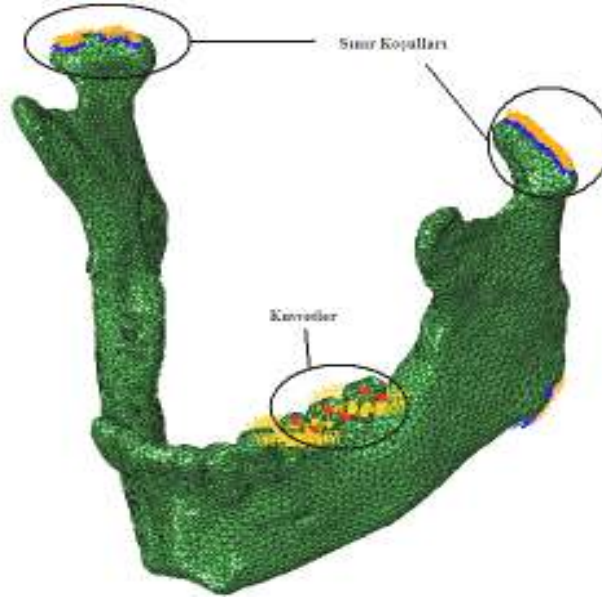
### 3.2.7. SEA Programında Modellere Uygulanan Dış Etken ve Sınır Şartlar

Sınır koşulları belirlenirken, alt çene kemiğinin ramus bölgesinin x,y,z eksenleri yönünde hareketsiz kaldığı düşünülerek, modelin bu bölgesindeki tüm elemanlara sıfır serbestlik derecesi verildi. İmplantlar osseointegre kabul edildiğinden bu bölgedeki elemanların birlikte hareket ettikleri varsayıldı (Şekil 3-23).



**Şekil 3-23: Modellere uygulanan sınır şartlar**

Her bir modelde proteze ait 3 dişin, karşıt çenedeki dişlerin fonksiyonel tüberkülleriyle çiğneme esnasında temasta olacağı bölgeler olan santral fossa bölgelerine implantların uzun eksenlerine paralel olarak vertikal yönde 100 N okluzal kuvvet uygulandı (Şekil 3-24).



**Şekil 3-24 : Modellere uygulanan dikey kuvvetler ve sınır şartlar**

### 3.2.8. Sonlu Elemanlar Programına Malzeme Özelliklerinin Verilmesi

Oluşturduğumuz matematiksel modeller üzerinde analizlerin yapılabilmesi için modeli oluşturan malzemelerin iki önemli özelliğinin Abaqus 6.8 (Simulia Dassault Systèmes, RI, ABD) programına yüklenmesi gerekir. Bu özellikler; elastiklik modülü ve Poisson oranıdır.

Modeldeki farklı malzemeler için ayrı malzeme özelliklerinin verilmesi SEA'nın bir özelliğidir. Bu özellik sayesinde program, uyguladığımız yüklere karşı gerilimlerin nasıl dağılım göstereceğini tayin edecektir. Yapısal olarak homojen, izotropik ve elastik malzemeler olarak kabul ettiğimiz farklı materyallerinin elastiklik modülleri ve Poisson oranları Tablo 3-2'de gösterilmiştir.

**Tablo 3-2: Kullanılan malzemelerin elastiklik modülü ve Poisson Oranları**

Malzeme	Elastik Modülü (GPa)	Poisson Oranı
Epoksi Reçine	1,6	0,3
Kortikal Kemik	13,7	0,3
Spongios Kemik	1,37	0,3
Titanyum	115	0,35
CoCr	134	0,33
Altın	80	0,3
In Ceram Alumina	257	0,255
In Ceram Zirconia	242	0,265
ZrO <sub>2</sub>	210	0,32

### 3.2.9. Sonlu Elemanlar Programında Analiz Sonuçlarının Alınması

Çalışmanın analizi İstanbul Teknik Üniversitesi Makine Fakültesi Mekanik Anabilim Dalı'nda, Abaqus 6.8 (Simulia Dassault Systèmes, RI, ABD) programı yardımıyla, Intel Xeon 2.66 Ghz., 16GB RAM, 1 TB HDD, 1 Gb ekran kartı konfigürasyonlu bir bilgisayarla gerçekleştirildi.

SEA sonucunda elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucunda ortaya çıktığı için, bu değerlerin istatistiksel analizi yapılamaz. Yapılması gereken, çıkan değerlerin ve gerilim dağılımlarının dikkatli bir şekilde incelenmesi ve büyük bir titizlikle yorumlanmasıdır.

Bu ve benzeri çalışmaların sonunda varılacak klinik sonuçlar açısından, elde edilen bulguların en doğru ve güvenilir şekilde değerlendirilmesi çok önemlidir. SEA yöntemiyle yapılan çalışmaların birçoğunda bulgular elde edilirken gerilme durumunun bir noktasındaki gerilimleri sayısal olarak hesaplayan Von-Mises eşdeğer geriliminin kullanımının yeterli olduğu bildirilmiştir. Çalışmamızda üç matematik model üzerindeki her bir implantı çevreleyen yapılarda, oklüzal kuvvet altında oluşan maksimum Von-Mises gerilmeleri megapaskal (MPa) cinsinden hesaplandı.

Abaqus 6.8 programı model üzerinde ölçüm yapılırken, maksimum Von-Mises gerilimlerinin elde edilmesine izin verdiği gibi, gerilimlerin yoğunlaşmasının, lokalizasyonunun ve sebep olduğu deplasmanların grafiksel olarak gösterilmesini de sağlamaktadır. Bu özelliğinden dolayı bütün modellerde her bir implantın çevresindeki gerilme dağılımları renk skalaları ile gösterildi. Gerilme miktarı kırmızıdan maviye doğru azalmaktadır.

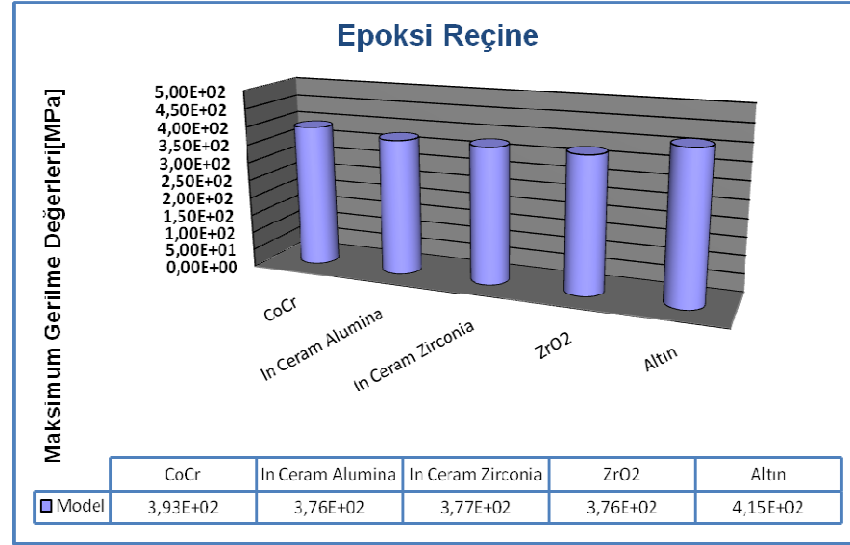
## 4. BULGULAR

Çalışmamızda basınç sensörü kullanılarak hazırlanan düzenek yardımıyla uygulanan mekanik test yöntemini ve SEA yöntemini karşılaştırdık. Toplam 300N kuvvet uyguladığımız 15 modelimizde oluşan Von Misses değerleri shear streslerini tanımlamaktadır. Yapılan SEA yönteminde, epoksi reçine, tamamı kortikal kemik ve tamamı spongios kemikten hazırlanan 3 farklı çene kemiği ve CoCr metal alaşımı, In Ceram Alumina, In Ceram Zirconia, ZrO<sub>2</sub> ve kıymetli metal alaşımı olmak üzere 5 farklı restoratif alt yapı materyali kullanıldı. Çalışmamızda MPa cinsinden analiz edilen bu stresler ana modelde, alt yapılarda, her iki implantın servikal, orta ve apikal bölgelerinde ve destek kemik yapıda ayrı ayrı incelendi.

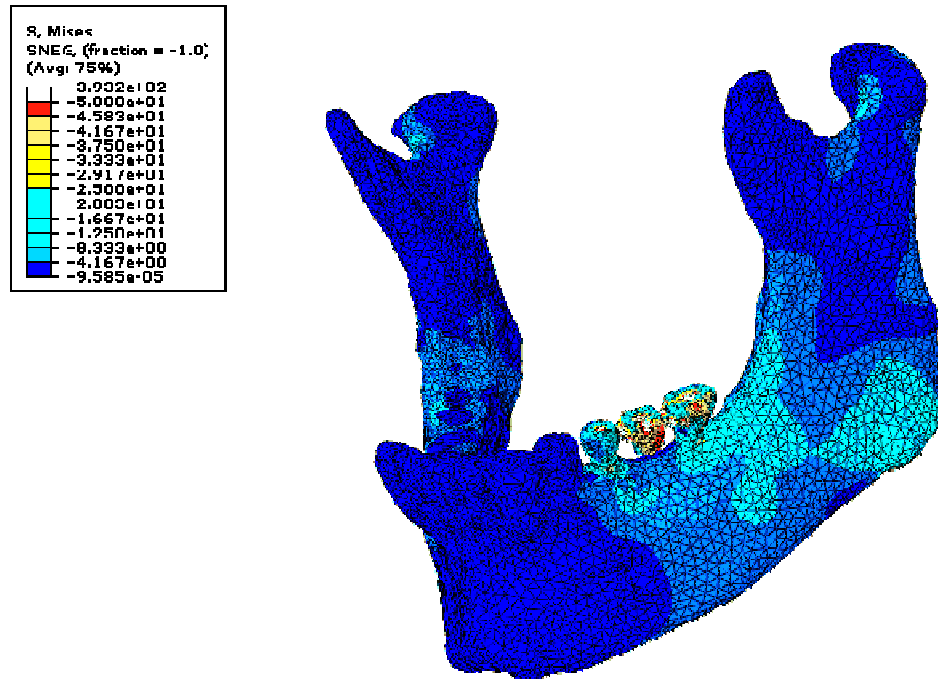
Uygulanan mekanik test yönteminde ise, SEA metodunu taklit edecek biçimde, 5 model üzerine toplam 300N kuvvet uygulandı. Bu yöntemde, sadece implant-kemik arayüzündeki stresler incelendi.

### 4.1. Epoksi Reçine Alt Çenede Ana Modeldeki Stres Dağılımı

Beş farklı modelde de, matematiksel değerlerin farklılıkları dışında, streslerin lokalizasyonları bakımından farklılık bulunamadı. Matematiksel değerler ise yüzeyel olarak benzerlik gösterdi (Şekil 4-1). Her beş model de incelendiğinde, maksimum stres değerlerinin kuvvet uygulama alanlarında, özellikle de köprü gövdesinin okluzal yüzeyinde ölçüldüğü gözlemlendi (Şekil4-2). Bu bölgelerdeki en yüksek maksimum gerilme değeri kıymetli metal alaşımında 415 MPa olarak ölçülürken, en düşük değer 376 MPa ile In Ceram Alumina ve ZrO<sub>2</sub> alt yapılarda ölçüldü. İmplantların boyun kısmının destek kemik dokusu ile birleştiği bölgede bir stres yoğunlaşması gözlemlendi ve bu bölgedeki maksimum stres değerleri 26 MPa olarak ölçüldü. Her beş modelde de implantların boynu ile destek kemik dokusunun birleşim bölgelerinde yüksek olan maksimum stres değerleri, apikale doğru azalmaktadır. Bu değerler beş modelde de matematiksel değerler ve lokalizasyon bakımından benzerlik göstermektedir.



Şekil 4-1: Epoksi reçine alt çenede ana modelde oluşan maksimum gerilme değerleri

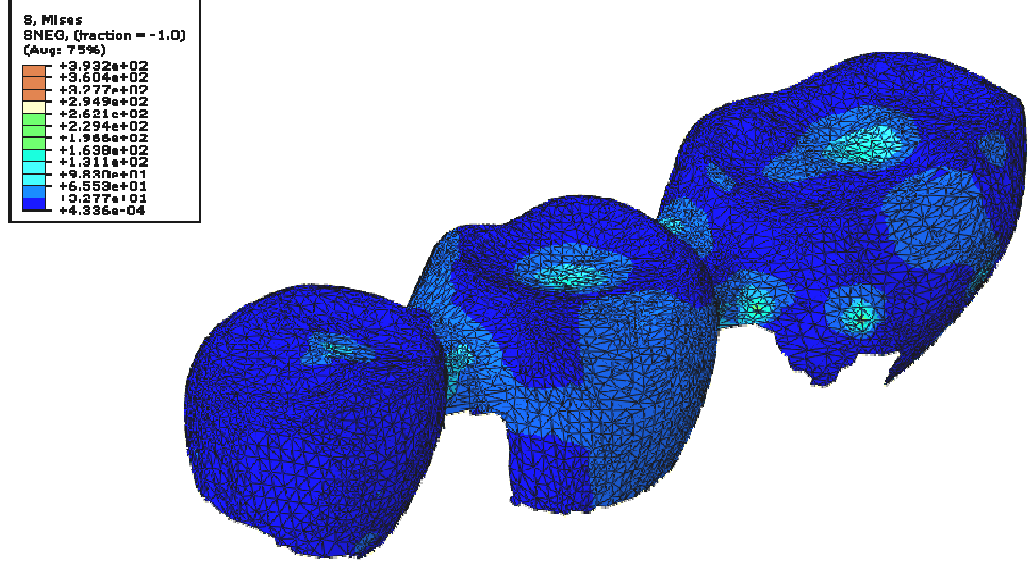


Şekil 4-2: Epoksi reçine alt çenede ana modelde uygulanan SEA sonuçları

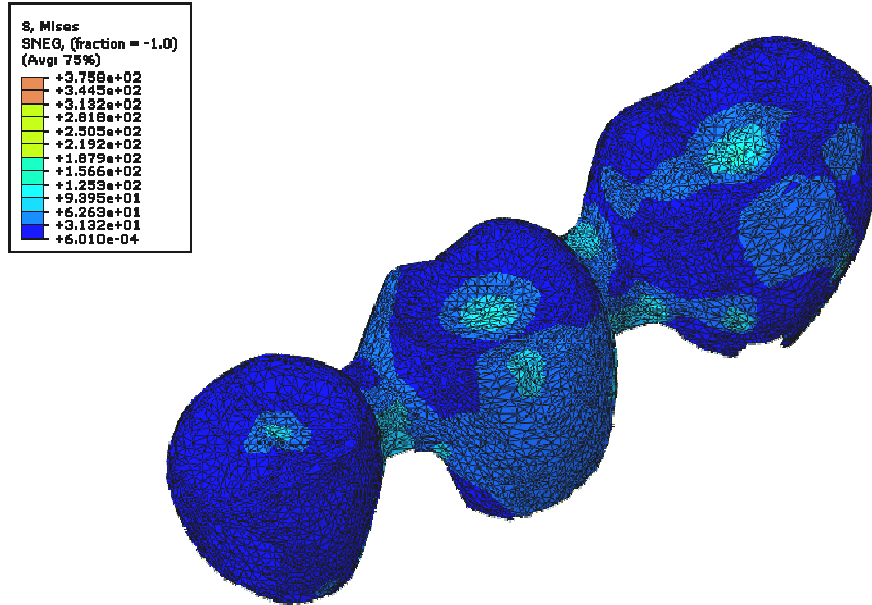
#### 4.2. Epoksi Reçine Alt Çenede Alt Yapıdaki Stres Dağılımı

Beş farklı alt yapı materyalinde de, matematiksel değerlerdeki ufak farklılıklar dışında, streslerin lokalizasyonları bakımından farklılık bulunamadı. Her beş alt yapı da incelendiğinde, maksimum stres değerlerinin kuvvet uygulama alanları olan fossalar bölgesinde ölçüldüğü gözlemlendi. Bu bölgelerdeki en yüksek maksimum gerilme değeri kıymetli metal alaşımında 415 MPa olarak ölçülürken, en düşük değer 376 MPa ile In

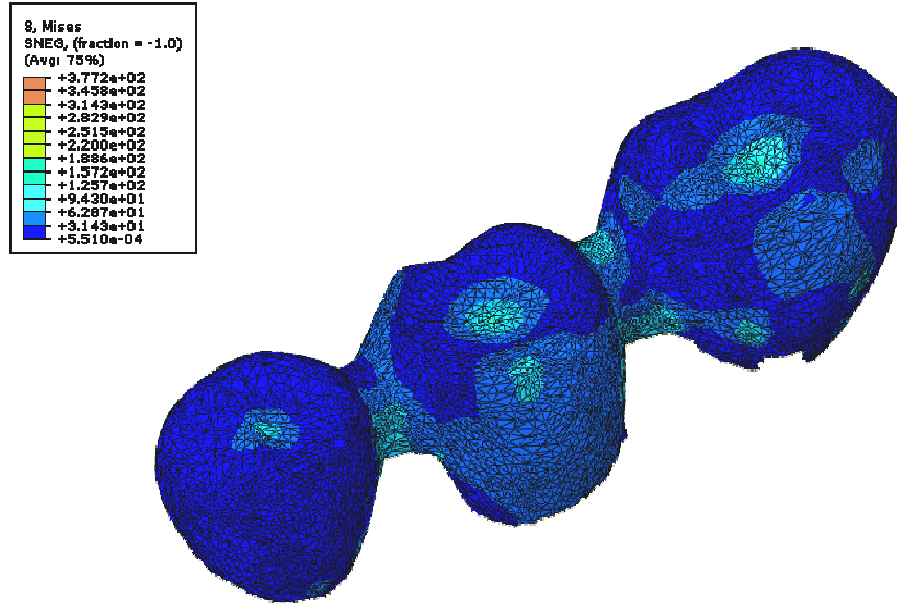
Ceram Alumina ve  $ZrO_2$  alt yapılarda ölçüldü. Bununla birlikte gövde ile dayanakların birleşim alanlarında da stres yoğunlaşmaları belirlendi. Bu bölgelerdeki ortalama değer, 200 MPa civarındadır.



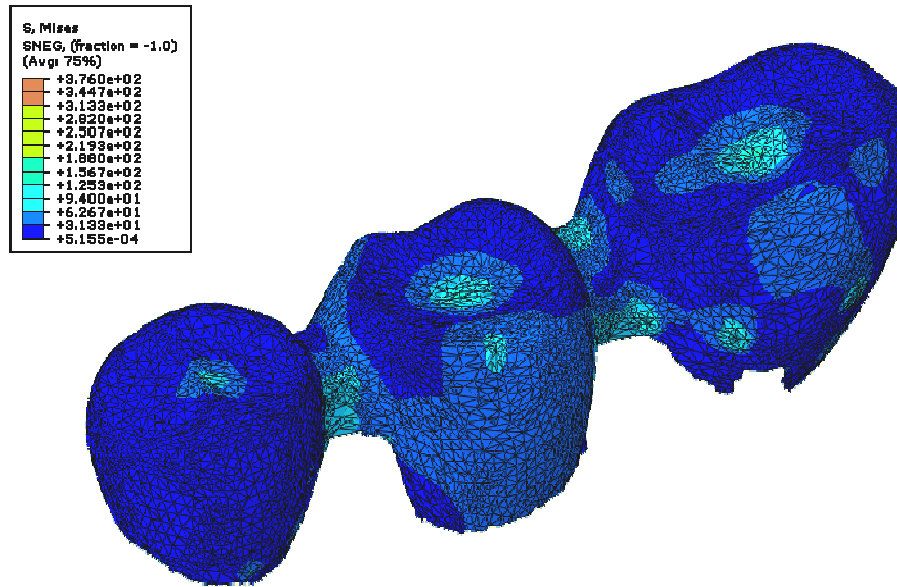
Şekil 4-3: Epoksi reçine alt çenede Co-Cr alt yapıda oluşan stres dağılımı



Şekil 4-4: Epoksi reçine alt çenede In Ceram Alumina alt yapıda oluşan stres dağılımı

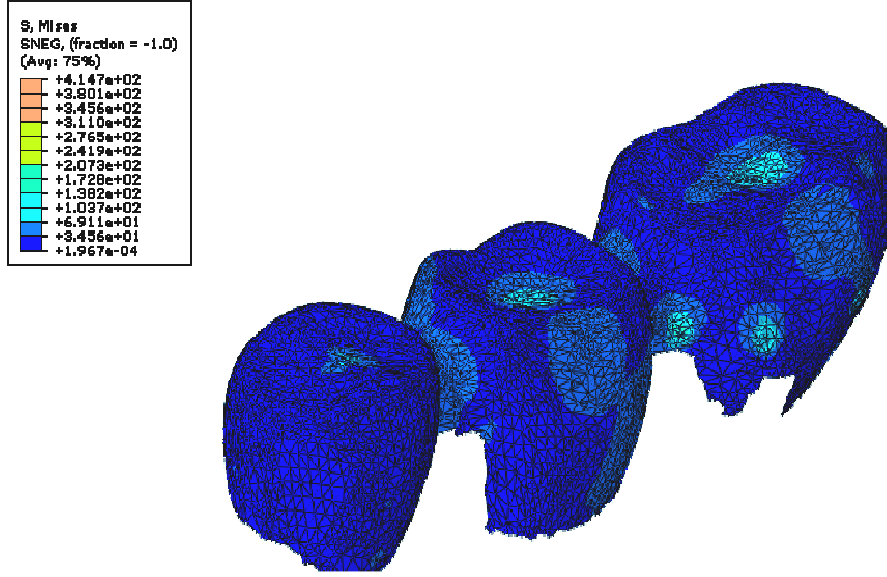


Şekil 4-5: Epoksi reçine alt çenede In Ceram Zirconia alt yapıda oluşan stres dağılımı



Şekil 4-6: Epoksi reçine alt çenede  $ZrO_2$  alt yapıda oluşan stres dağılımı

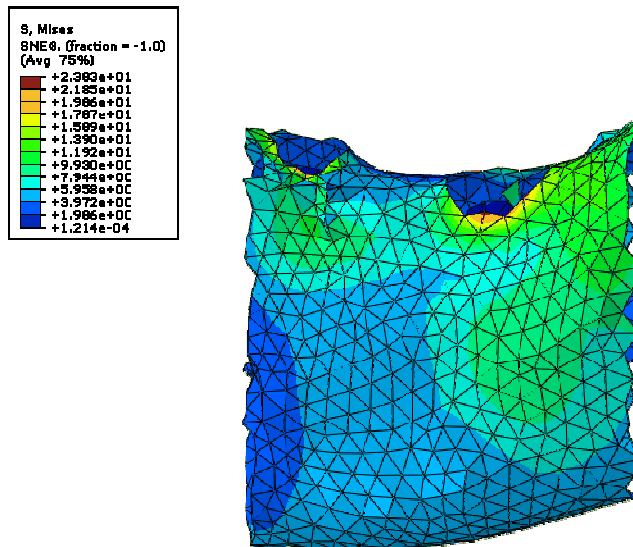




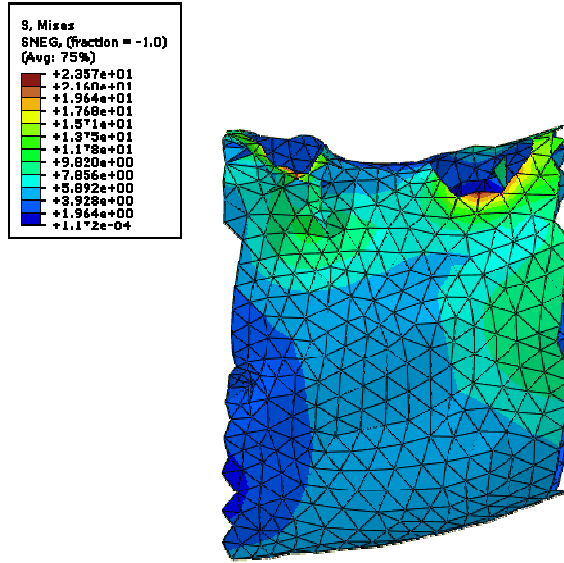
Şekil 4-7: Epoksi reçine alt çenede kıymetli metal alt yapıda oluşan stres dağılımı

#### 4.3. Epoksi Reçine Alt Çenede Destek Kemik Dokusundaki Stres Dağılımı

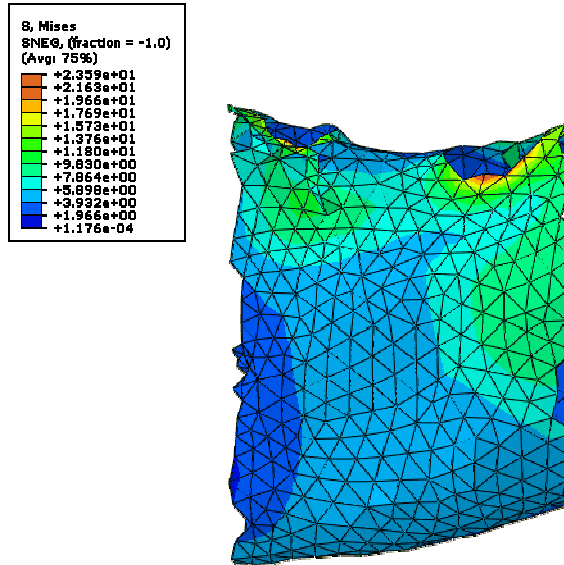
Çalışmada kullanılan farklı alt yapı materyallerinin tamamında, epoksi reçine alt çenede destek kemik dokusundaki maksimum stres değerleri, implant ile destek kemik dokusunun birleşme bölgesinde gözlenmektedir. Bu bölgelerdeki en yüksek maksimum gerilme değeri 24 MPa ile kıymetli metal alaşımında ölçüldü. Çalışmada kullanılan tüm materyallerde miktar ve lokalizasyon bakımından benzer stres değerleri elde edildi. Maksimum stres oluşumunun distal implantta, mezial implanta oranla daha fazla yoğunlaştığı gözlemlendi. Bukkal ve lingual kemikte artan stres oluşumu, mezial ve distale doğru azalarak yayılmaktadır. Aynı şekilde stres değerleri kemik içerisinde ve de kemik yüzeyinde apikale doğru azalmaktadır.



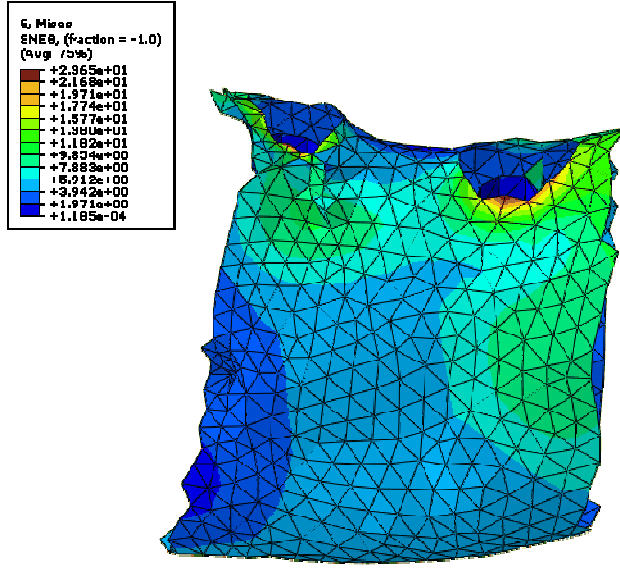
Şekil 4-8: Co-Cr alt yapıda epoksi reçine alt çenede oluşan stres dağılımı



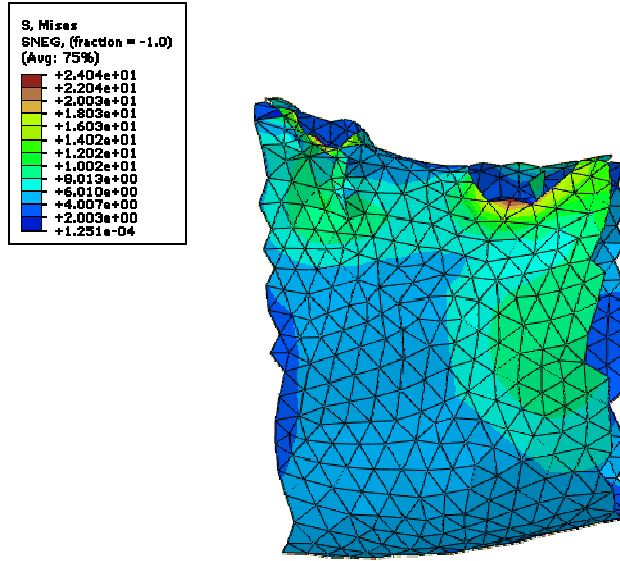
Şekil 4-9: In Ceram Alumina alt yapıda epoksi reçine alt çenede oluşan stres dağılımı



Şekil 4-10: In Ceram Zirconia alt yapıda epoksi reçine alt çenede oluşan stres dağılımı



Şekil 4-11: ZrO<sub>2</sub> alt yapıda epoksi reçine alt çenede oluşan stres dağılımı



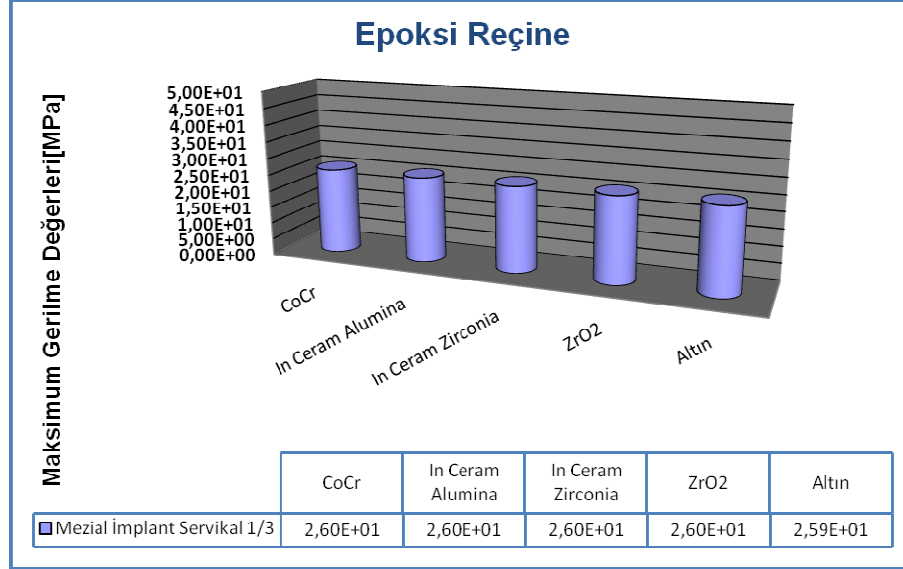
Şekil 4-12: Kiyetli metal alt yapıda epoksi reçine alt çenede oluşan stres dağılımı

#### 4.4. Epoksi Reçine Alt Çenede Mezial İmplantlarda Oluşan Stres Dağılımı

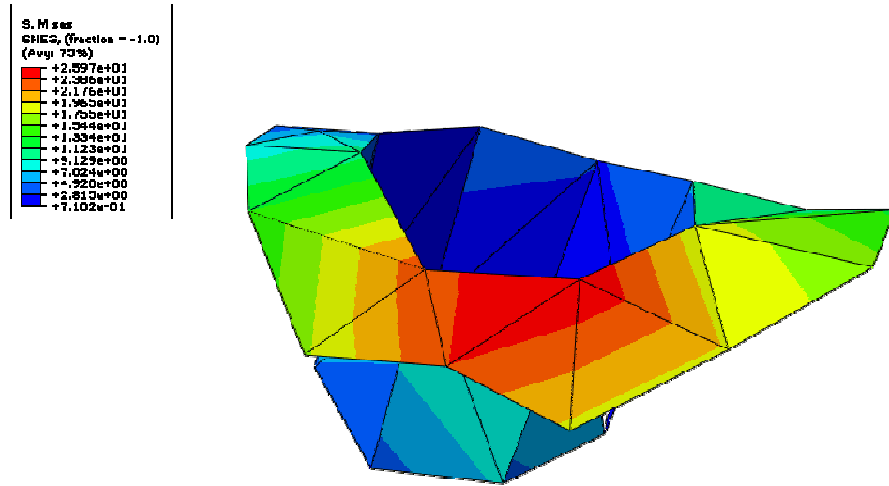
##### 4.4.1. Epoksi Reçine Alt Çenede Mezial İmplantın Servikal 1/3' ündeki Stres Dağılımı

Her beş modelde de maksimum streslerin implant gövdelerinin servikal üçlüsünün bukkal yüzeyinde yoğunlaştığı gözlemlendi. Kiyetli metal alaşımında gözlenen ufak bir farklılık dışında, tüm modellerde elde edilen matematiksel değerler aynıdır

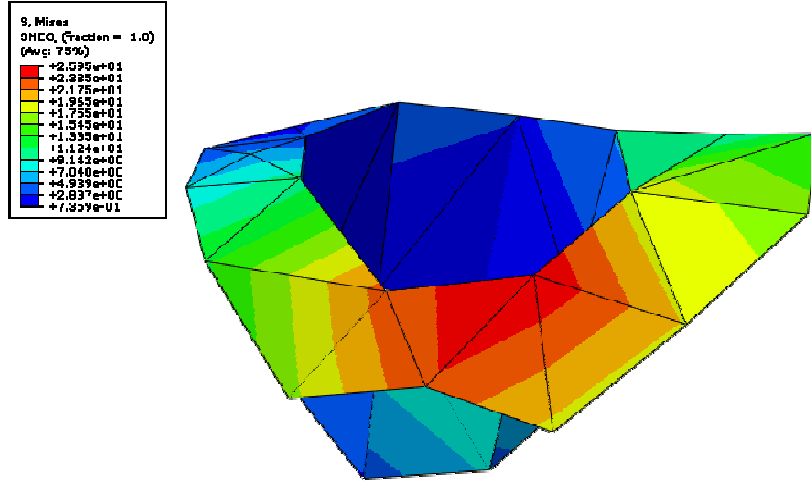
(Şekil 4-13). İmplantların boyun kısmının destek kemik dokusu ile birleştiği bölgede bir stres yoğunlaşması gözlenmektedir ve bu bölgedeki maksimum stres değerleri 26 MPa olarak ölçülmüştür.



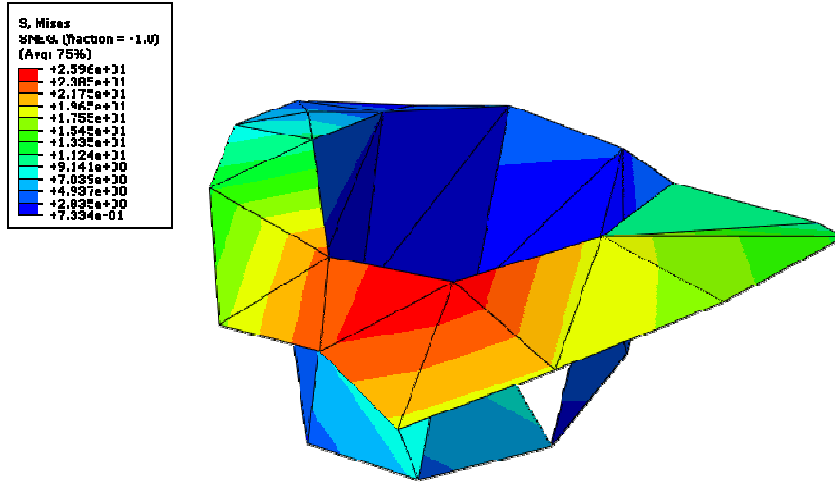
**Şekil 4-13: Epoksi reçine alt çenede mezial implantın servikal 1/3' ünde oluşan maksimum gerilme değerleri**



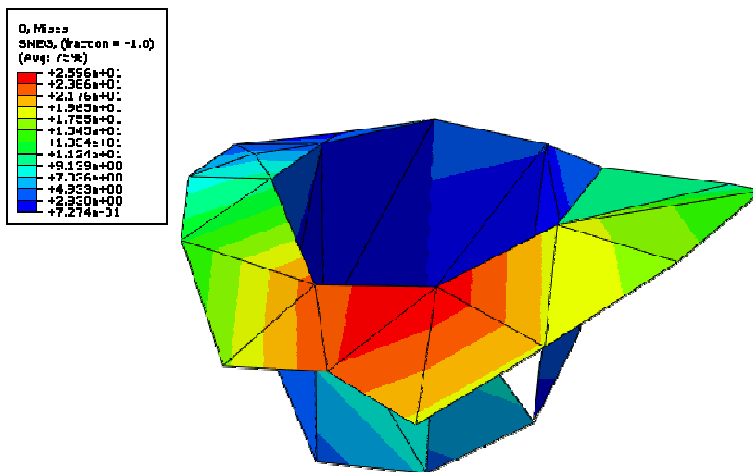
**Şekil 4-14: : Epoksi reçine alt çenede Co-Cr alt yapıda mezial implantın servikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı**



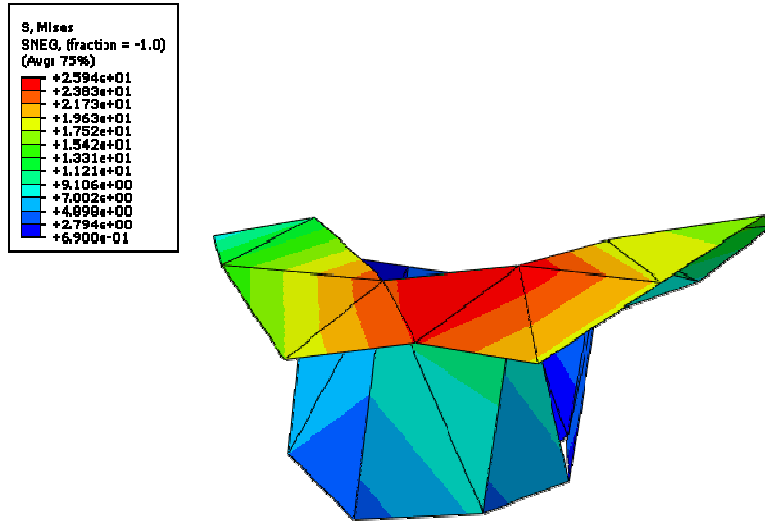
Şekil 4-15: Epoksi reçine alt Çenede In Ceram Alumina alt yapıda mezial implantın servikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı



Şekil 4-16: Epoksi reçine alt çenede In Ceram Zirconia alt yapıda mezial implantın servikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı



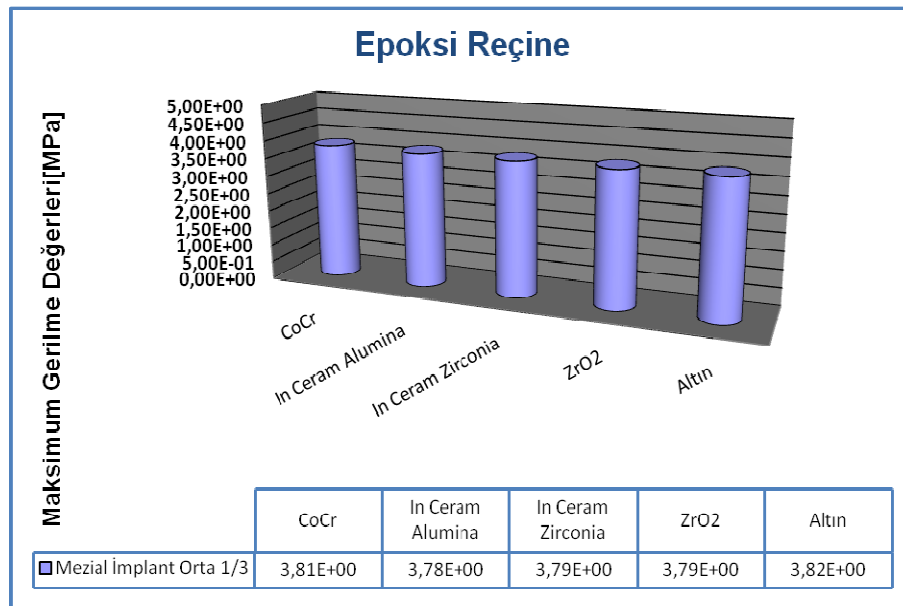
Şekil 4-17: Epoksi reçine alt çenede  $ZrO_2$  alt yapıda mezial implantın servikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı



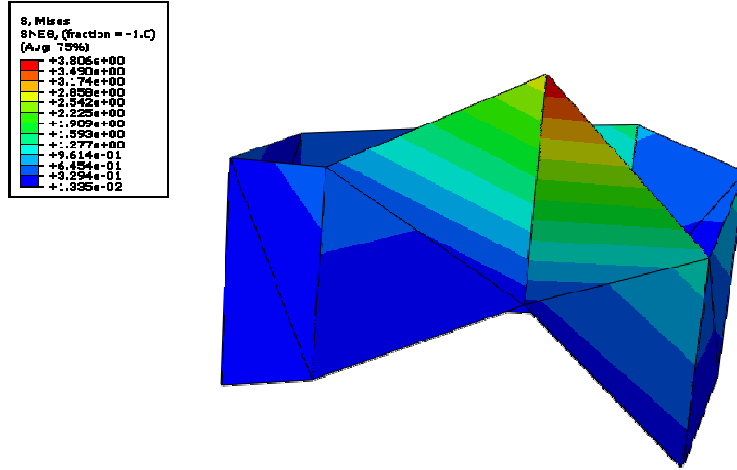
**Şekil 4-18: Epoksi reçine alt çenede kıymetli metal alt yapıda mezial implantın servikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı**

#### 4.4.2. Epoksi Reçine Alt Çenede Mezial İmplantın Orta 1/3' ündeki Stres Dağılımı

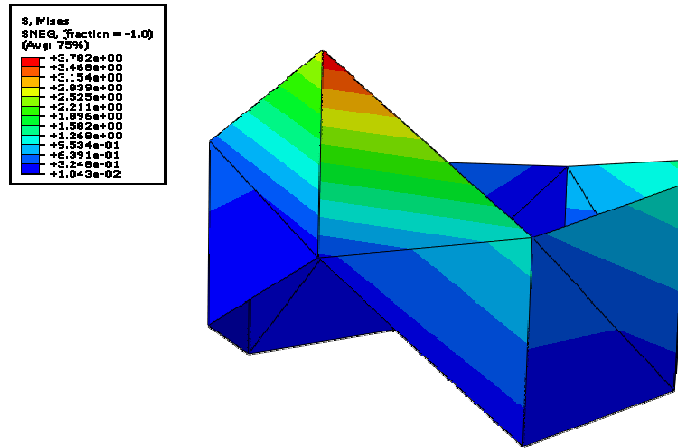
İmplantların servikal bölgesinde maksimuma ulaşan gerilme değerleri, orta bölgede azalmaya başlamaktadır. Her beş modelde de yüzey farklılıklar dışında benzer matematiksel değerler elde edildi (Şekil 4-19). Ölçülen en yüksek maksimum stres değeri kıymetli metal alaşımında 3,83 MPa iken, en düşük değer In Ceram Alumina materyalinde 3,78 MPa' dır.



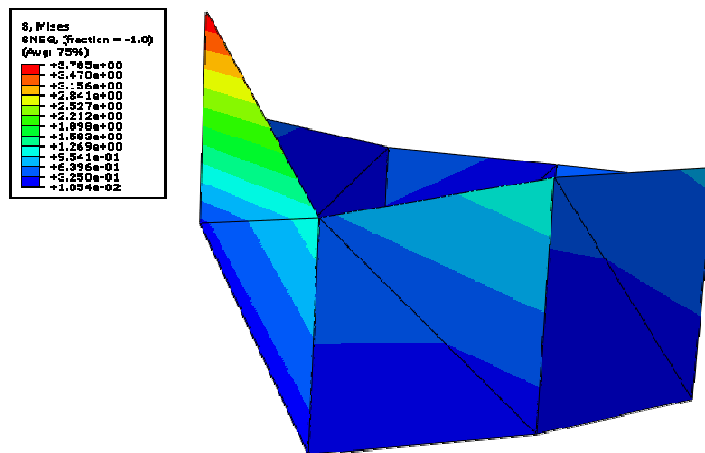
**Şekil 4-19: Epoksi reçine alt çenede mezial implantın orta 1/3' ünde oluşan maksimum gerilme değerleri**



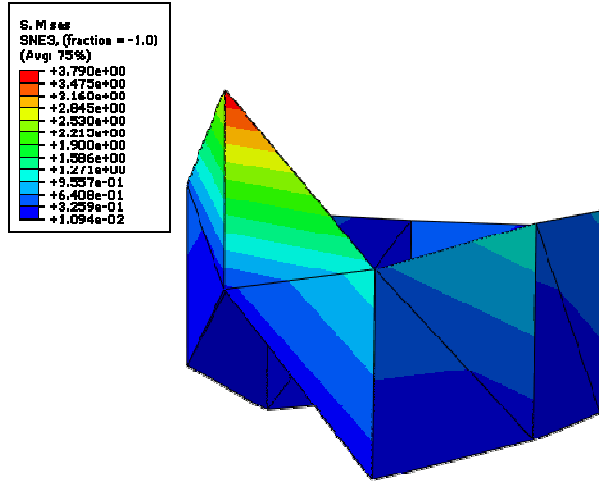
Şekil 4-20: Epoksi reçine alt çenede Co-Cr alt yapıda mezial implantın orta 1/3' ünde oluşan stres dağılımı



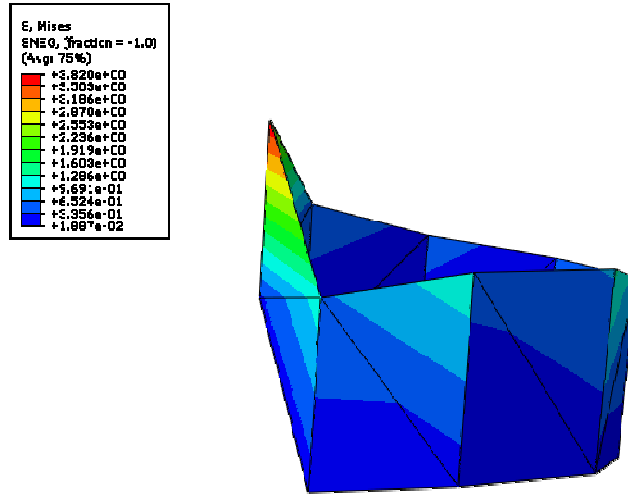
Şekil 4-21: Epoksi reçine alt çenede In Ceram Alumina alt yapıda mezial implantın orta 1/3' ünde oluşan stres dağılımı



Şekil 4-22: Epoksi reçine alt çenede In Ceram Zirconia alt yapıda mezial implantın orta 1/3' ünde oluşan stres dağılımı



Şekil 4-23: Epoksi reçine alt çenede ZrO<sub>2</sub> alt yapıda mezial implantın orta 1/3' ünde oluşan stres dağılımı

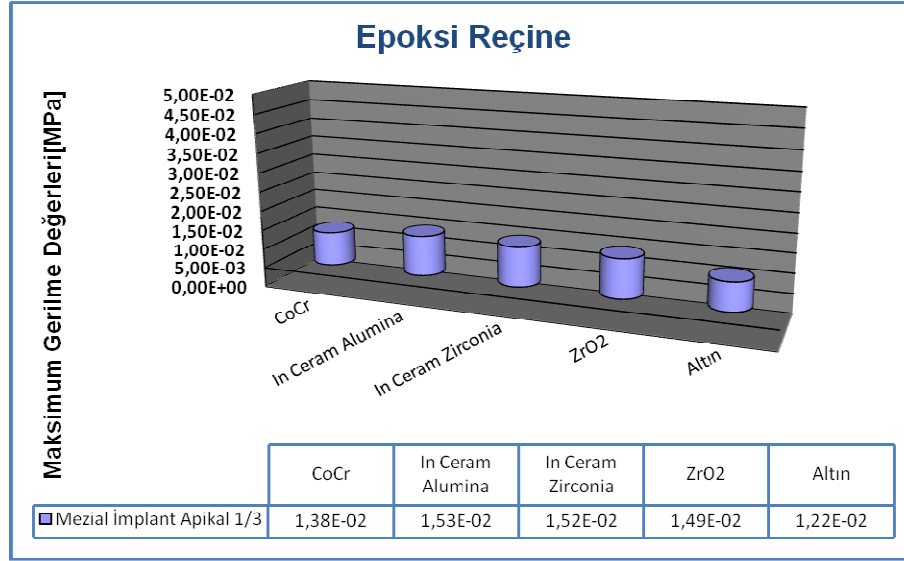


Şekil 4-24: Epoksi reçine alt çenede kıymetli metal alt yapıda mezial implantın orta 1/3' ünde oluşan stres dağılımı

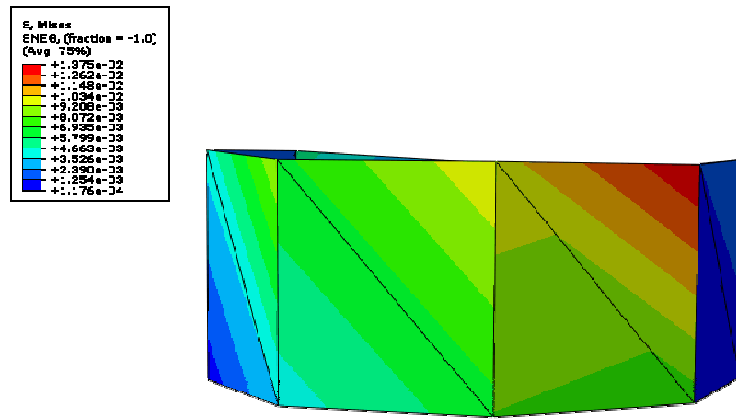
#### 4.4.3. Epoksi Reçine Alt Çenede Mezial İmplantın Apikal 1/3' ündeki Stres Dağılımı

Her beş modelde de implantların servikal bölgesinde en yüksek değerine ulaşan maksimum gerilme değerleri, apikale doğru giderek azalarak bu bölgede minimum değerine ulaşır. Maksimum gerilme değerleri tüm materyallerde apikal bölgede de benzer özellikler göstermektedir (Şekil 4-25). En düşük değer 0,0122 MPa ile kıymetli metal alaşımında elde edilirken, en yüksek değer 0,0153MPa ile In Ceram Alumina' da elde edilmektedir.

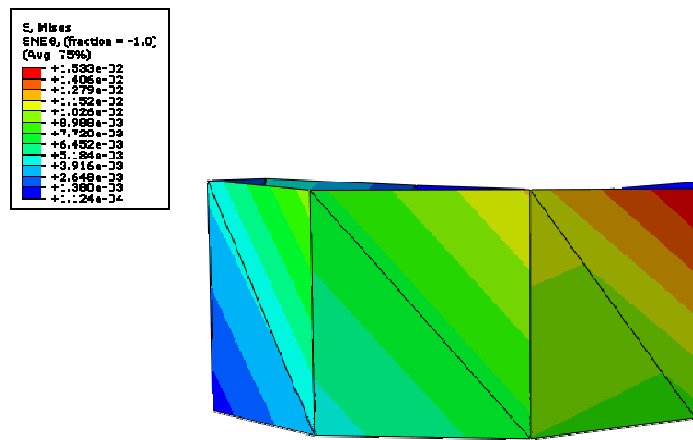




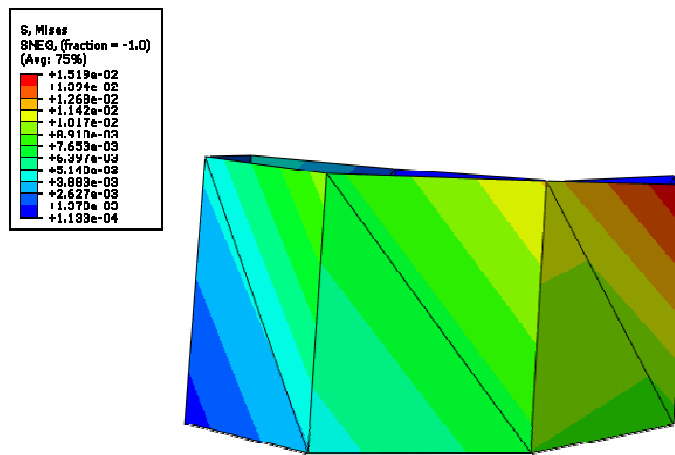
**Şekil 4-25: Epoksi reçine alt çenede mezial implantın apikal 1/3' ünde oluşan maksimum gerilme değerleri**



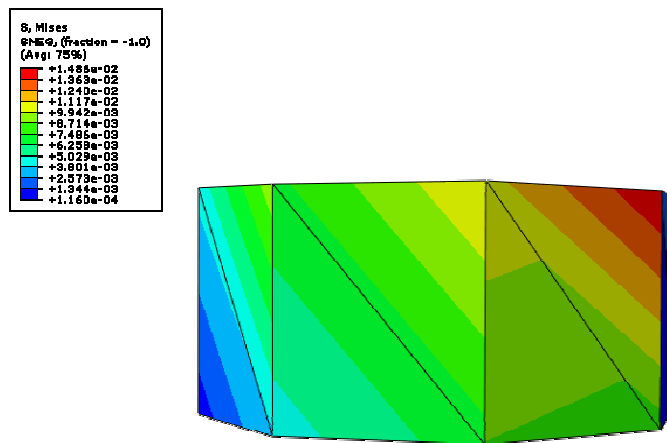
**Şekil 4-26: Epoksi reçine alt çenede Co-Cr alt yapıda mezial implantın apikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı**



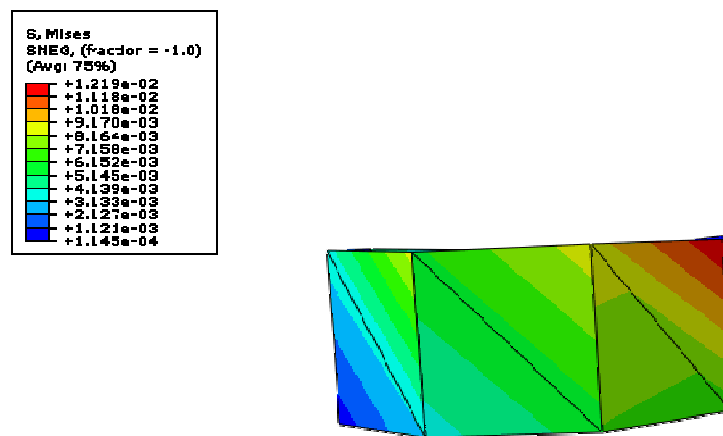
**Şekil 4-27: Epoksi reçine alt çenede In Ceram Alumina alt yapıda mezial implantın apikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı**



Şekil 4-28: Epoksi reçine alt çenede In Ceram Zirconia alt yapıda mezial implantın apikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı



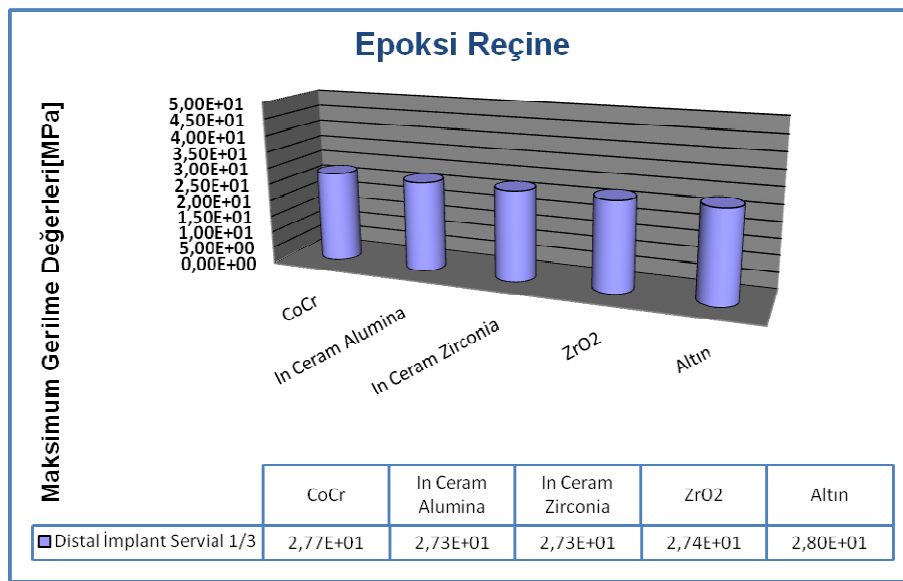
Şekil 4-29: Epoksi reçine alt çenede  $ZrO_2$  alt yapıda mezial implantın apikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı



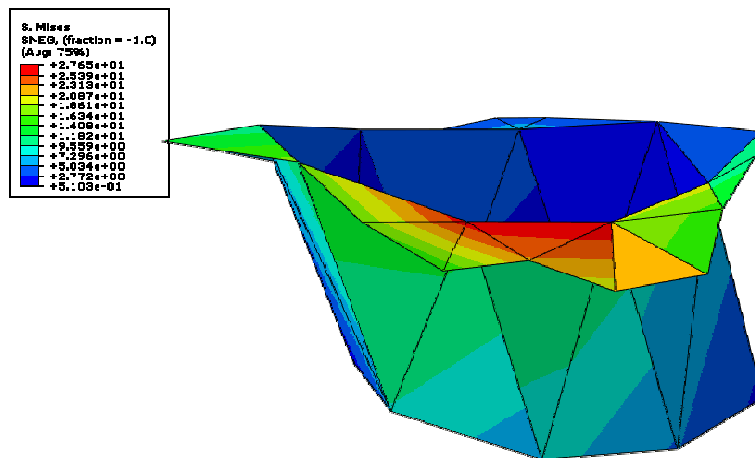
Şekil 4-30: Epoksi reçine alt çenede kıymetli metal alt yapıda mezial implantın apikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı

#### 4.4.4. Epoksi Reçine Alt Çenede Distal İmplantın Servikal 1/3' ündeki Stres Dağılımı

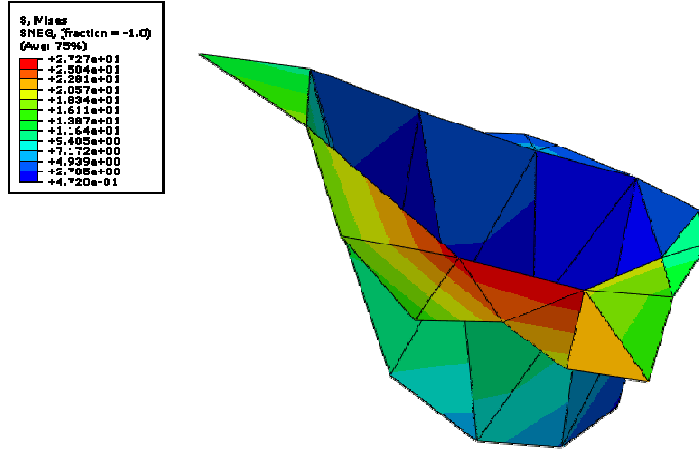
Her beş modelde de maksimum streslerin implant gövdelerinin servikal üçlüsünün bukkal yüzeyinde yoğunlaştığı gözlemlendi. Materyaller arasında gözlenen ufak farklılıklar dışında, tüm modellerde elde edilen matematiksel değerler benzerdir. İmplantların boyun kısmının destek kemik dokusu ile birleştiği bölgede bir stres yoğunlaşması gözlenmektedir ve bu bölgedeki en yüksek maksimum stres değeri kıymetli metal alaşımında 28 MPa olarak ölçüldü. En düşük değer ise her iki In Ceram materyalinde 23 MPa olarak ölçüldü (Şekil 4-31).



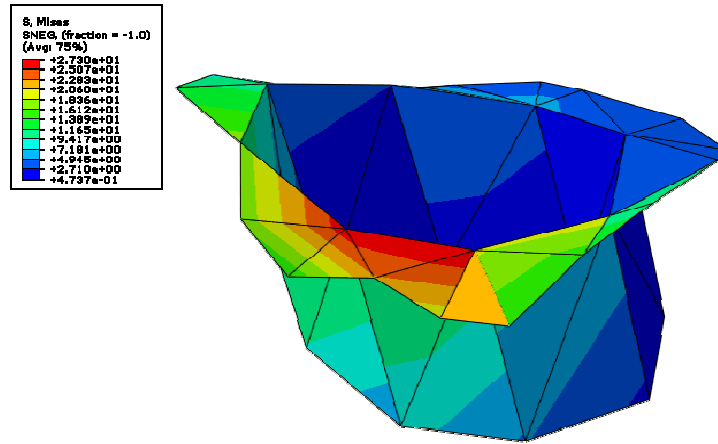
Şekil 4-31: Epoksi reçine alt çenede distal implantın servikal 1/3' ünde oluşan maksimum gerilme değerleri



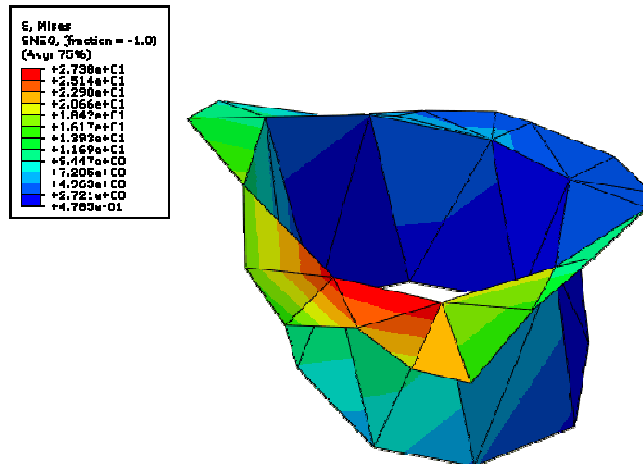
Şekil 4-32: Epoksi reçine alt çenede Co-Cr alt yapıda distal implantın servikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı



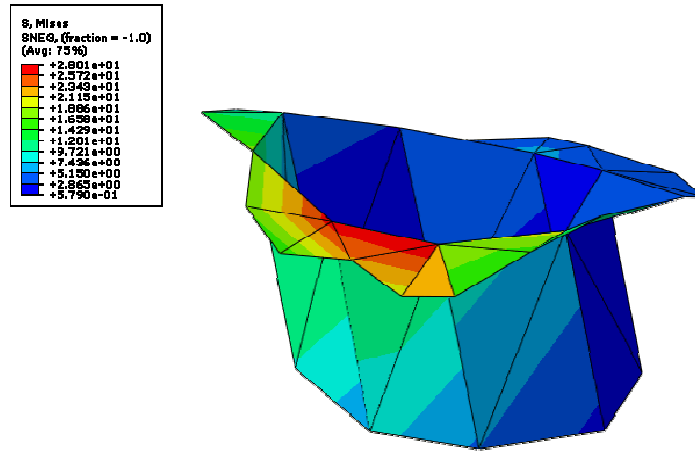
Şekil 4-33: Epoksi reçine alt çenede In Ceram Alumina alt yapıda distal implantın servikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı



Şekil 4-34: Epoksi reçine alt çenede In Ceram Zirconia alt yapıda distal implantın servikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı



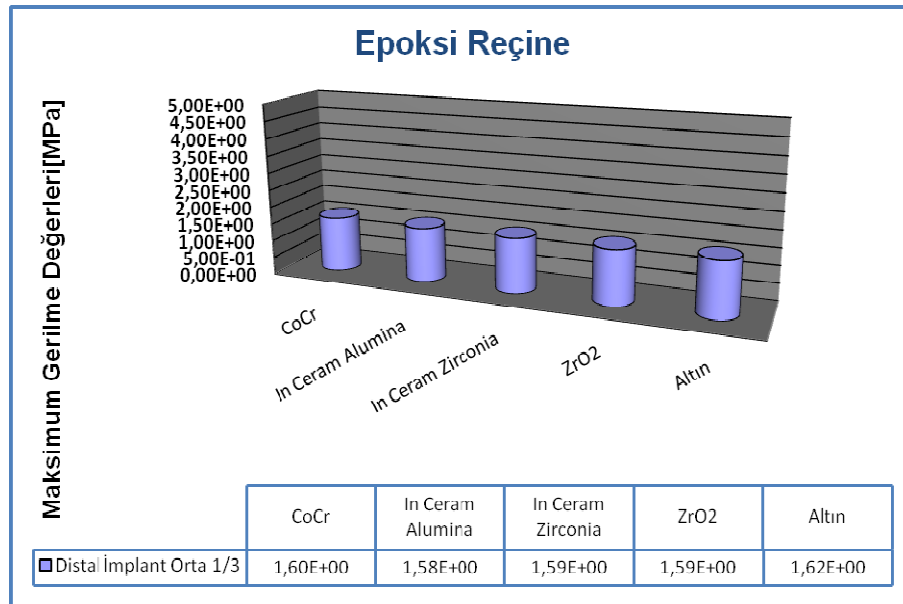
Şekil 4-35: Epoksi reçine alt çenede ZrO<sub>2</sub> alt yapıda distal implantın servikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı



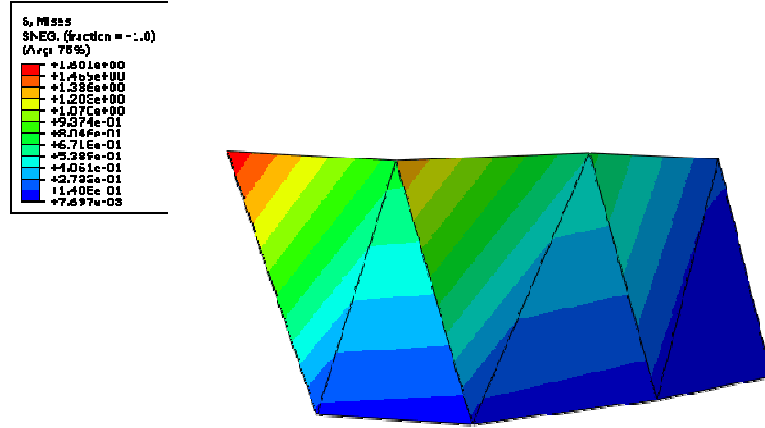
Şekil 4-36: Epoksi reçine alt çenede kıymetli metal alt yapıda distal implantın servikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı

#### 4.4.5. Epoksi Reçine Alt Çenede Distal İmplantın Orta 1/3' ündeki Stres Dağılımı

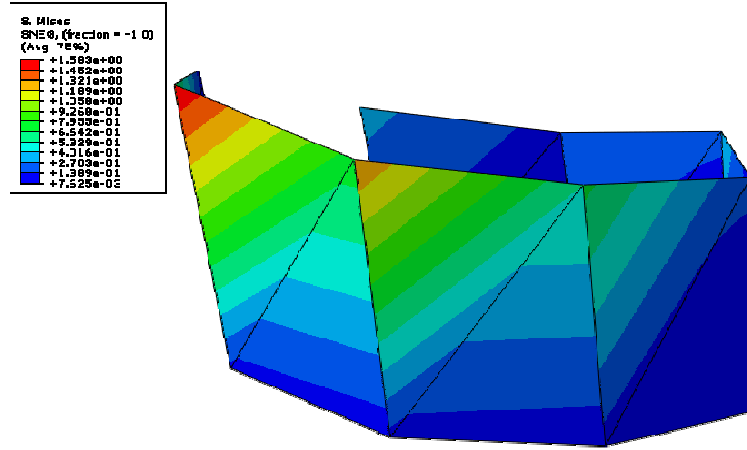
Mezial implantta da gözleendiği şekilde, implantların servikal bölgesinde maksimuma ulaşan gerilme değerleri, orta bölgede azalmaya başlamaktadır. Her beş modelde de yüzeyel farklılıklar dışında benzer matematiksel değerler elde edildi (Şekil 4-37). Ölçülen en yüksek maksimum stres değeri kıymetli metal alaşımında 1,62 MPa iken, en düşük değer In Ceram Alumina materyalinde 1,58 MPa' dır.



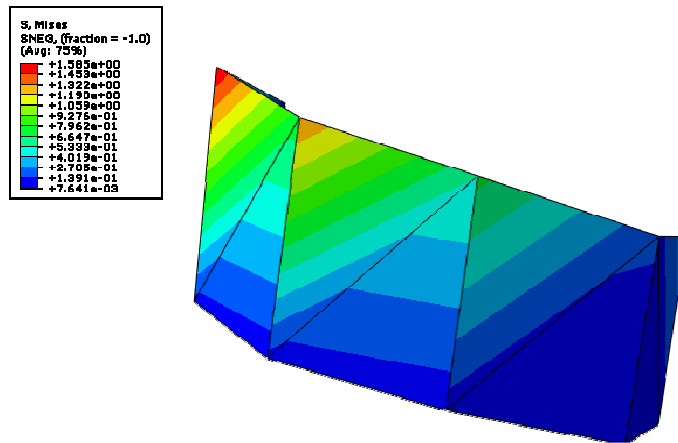
Şekil 4-37: Epoksi reçine alt çenede distal implantın orta 1/3' ünde oluşan maksimum gerilme değerleri



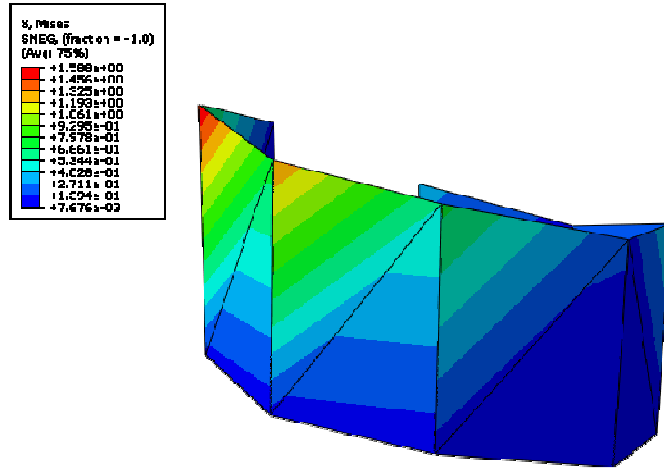
Şekil 4-38: Epoksi reçine alt çenede Co-Cr alt yapıda distal implantın orta 1/3' ünde oluşan stres dağılımı



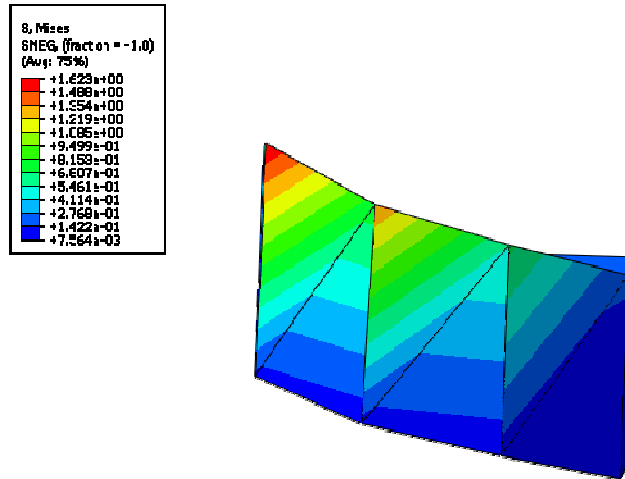
Şekil 4-39: Epoksi reçine alt çenede In Ceram Alumina alt yapıda distal implantın orta 1/3' ünde oluşan stres dağılımı



Şekil 4-40: Epoksi reçine alt çenede In Ceram Zirconia alt yapıda distal implantın orta 1/3' ünde oluşan stres dağılımı



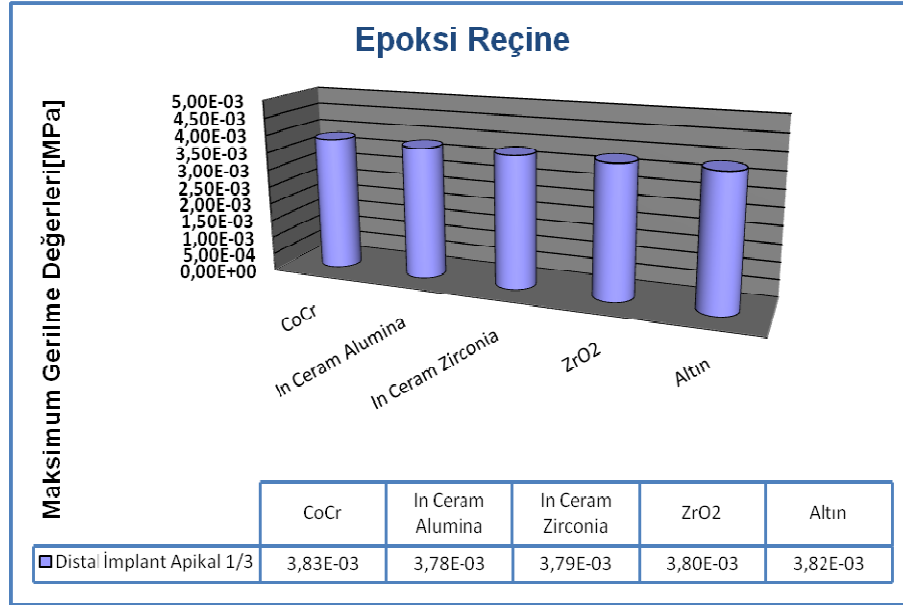
Şekil 4-41: Epoksi reçine alt çenede ZrO<sub>2</sub> alt yapıda distal implantın orta 1/3' ünde oluşan stres dağılımı



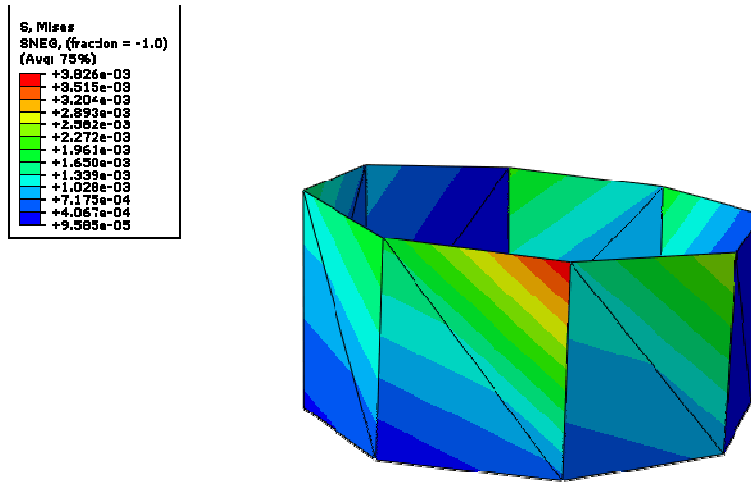
Şekil 4-42: Epoksi reçine alt çenede kıymetli metal alt yapıda distal implantın orta 1/3' ünde oluşan stres dağılımı

#### 4.4.6. Epoksi Reçine Alt Çenede Distal İmplantın Apikal 1/3' ündeki Stres Dağılımı

Her beş modelde de implantların servikal bölgesinde en yüksek değerine ulaşan maksimum gerilme değerleri, apikale doğru giderek azalarak bu bölgede minimum değerine ulaşır. Maksimum gerilme değerleri tüm materyallerde apikal bölgede de benzer özellikler göstermektedir (Şekil 4-43). En düşük değer 0,0378 MPa ile In Ceram Alumina' da elde edilirken, en yüksek değer 0,0383MPa ile CoCr' de elde edildi.

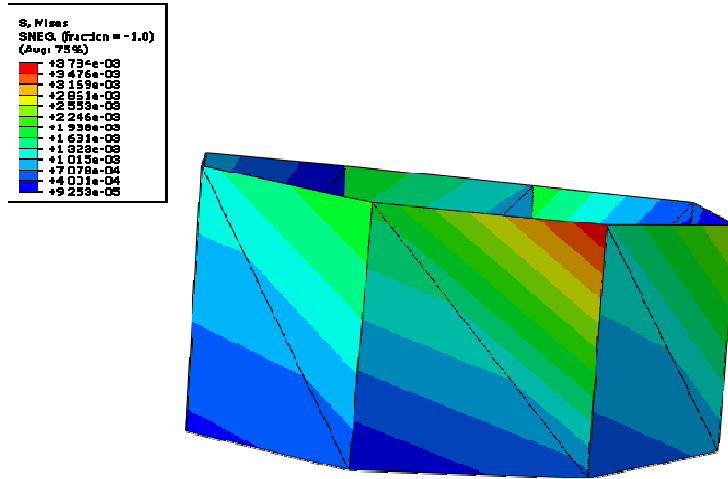


Şekil 4-43: Epoksi reçine alt çenede distal implantın apikal 1/3' ünde oluşan maksimum gerilme değerleri

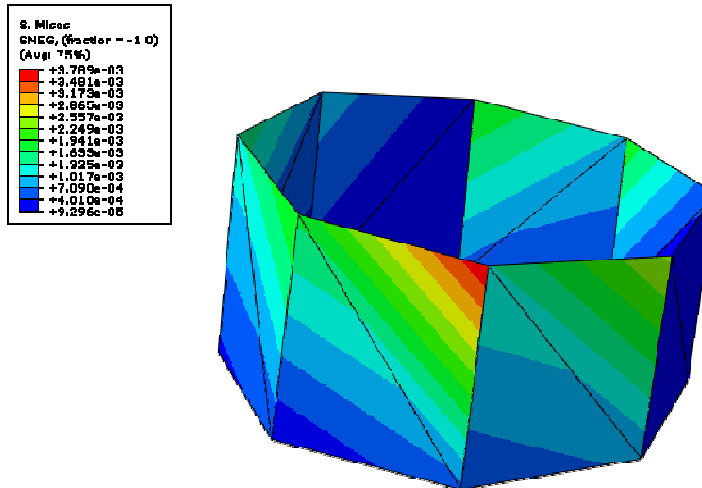


Şekil 4-44: Epoksi reçine alt çenede Co-Cr alt yapıda distal implantın apikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı

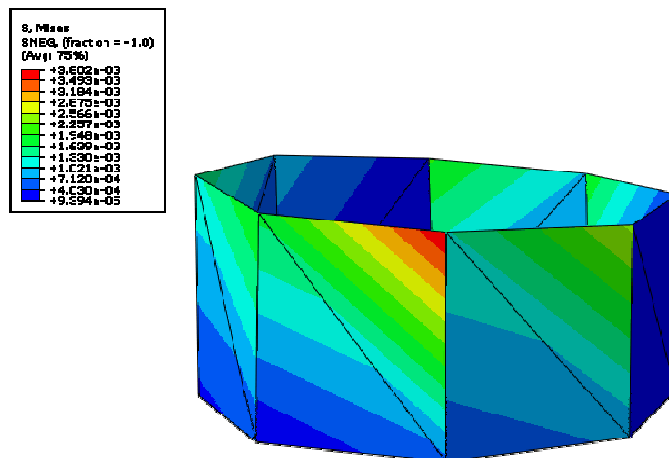




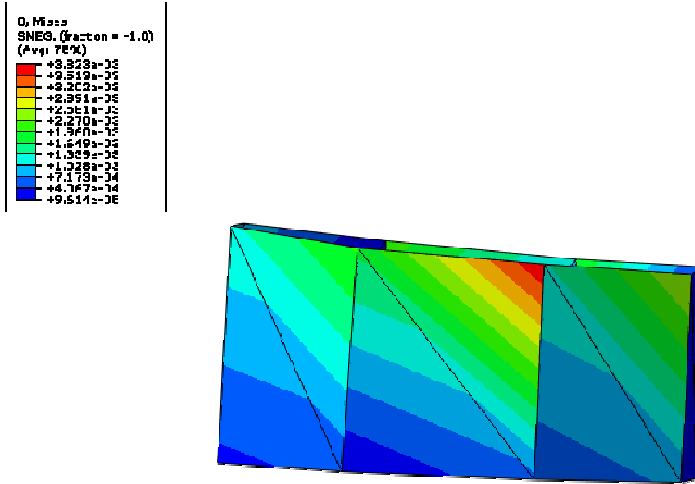
Şekil 4-45: Epoksi reçine alt çenede In Ceram alumina alt yapıda distal implantın apikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı



Şekil 4-46: Epoksi reçine alt çenede In Ceram Zirconia alt yapıda distal implantın apikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı



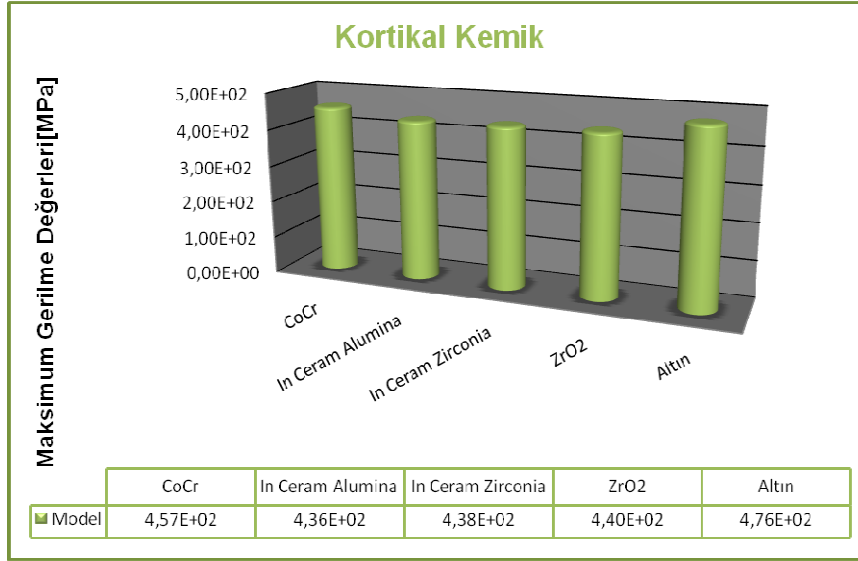
Şekil 4-47: Epoksi reçine alt çenede  $ZrO_2$  alt yapıda distal implantın apikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı



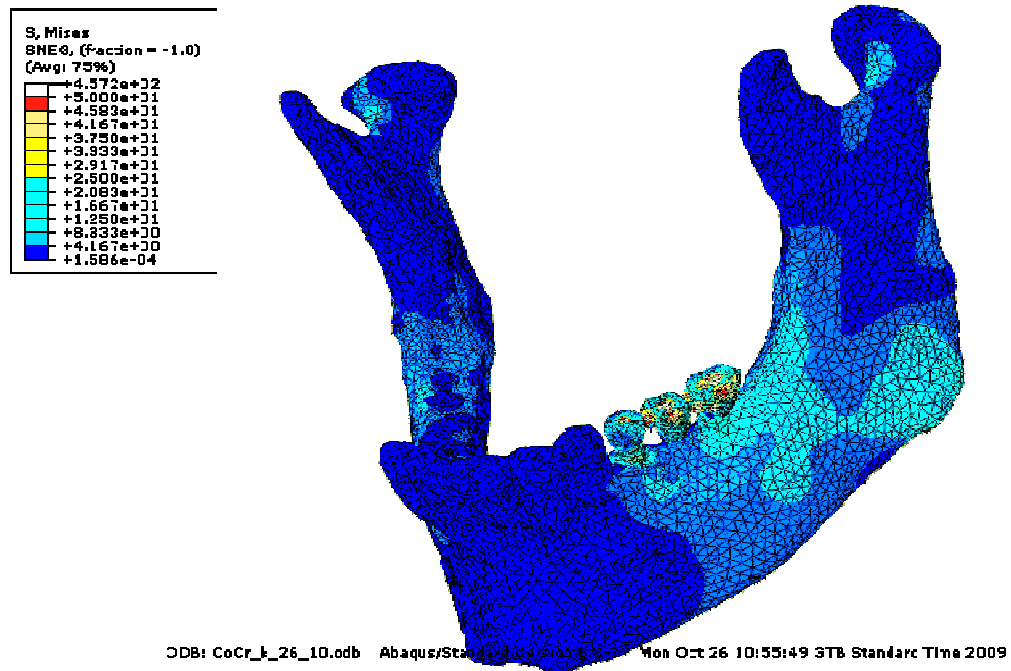
**Şekil 4-48: Epoksi reçine alt çenede kıymetli metal alt yapıda distal implantın apikal 1/3'ünde oluşan stres dağılımı**

#### 4.5. Tamamı Kortikal Kemik Olarak Kabul Edilen Alt Çenede Ana Modeldeki Stres Dağılımı

Beş farklı modelde de, matematiksel değerlerin farklılıkları dışında, streslerin lokalizasyonları bakımından farklılık bulunamadı. Matematiksel değerler ise yüzeysel olarak benzerlik gösterdi (Şekil 4-49). Her beş model de incelendiğinde, maksimum stres değerlerinin kuvvet uygulama alanlarında, özellikle de köprü gövdesinin okluzal yüzeyinde ölçüldüğü gözlemlendi (Şekil 4-50). Bu bölgelerdeki en yüksek maksimum gerilme değeri kıymetli metal alaşımında 476 MPa olarak ölçülürken, en düşük değer 436 MPa ile In Ceram Alumina alt yapılarda ölçüldü. İmplantların boyun kısmının destek kemik dokusu ile birleştiği bölgede bir stres yoğunlaşması gözlenmektedir ve bu bölgedeki maksimum stres değerleri 26 MPa civarında ölçüldü. Her beş modelde de implantların boynu ile destek kemik dokusunun birleşim bölgelerinde yüksek olan maksimum stres değerleri, apikale doğru azalmaktadır. Bu değerler beş modelde de matematiksel değerler ve lokalizasyon bakımından benzerlik göstermektedir. Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çene modeli ile epoksi reçine alt çene modeli, kuvvetlerin dağılımı açısından büyük benzerlik gösterirken, matematiksel değerler bakımından ufak farklılıklar vardır. Bununla birlikte ana modelde maksimum ve minimum stres değerlerinin belirlendiği materyaller, her iki modelde de aynıdır.



**Şekil 4-49: Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede ana modelde oluşan maksimum gerilme değerleri**

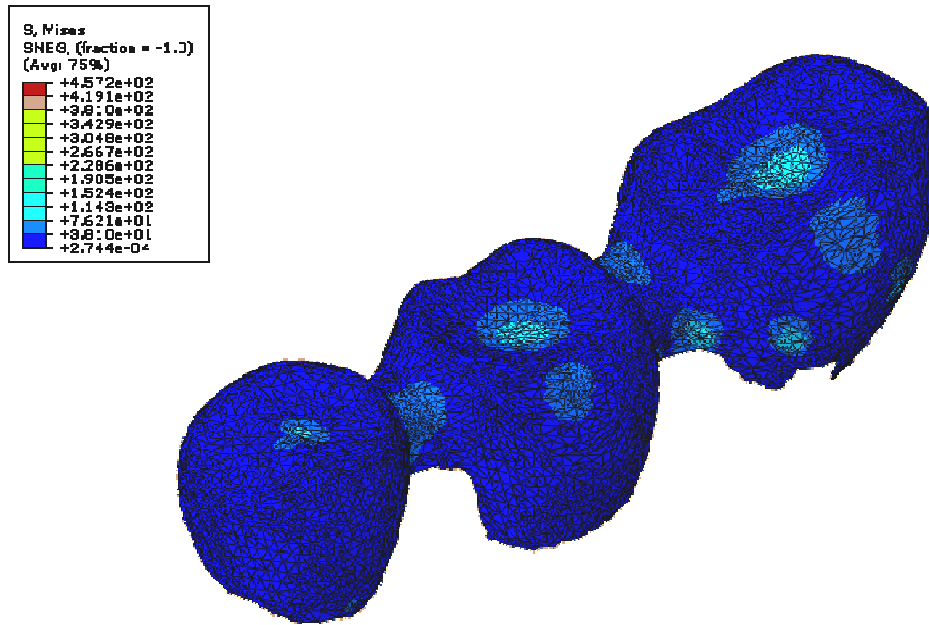


**Şekil 4-50: Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede ana modelde uygulanan SEA sonuçları**

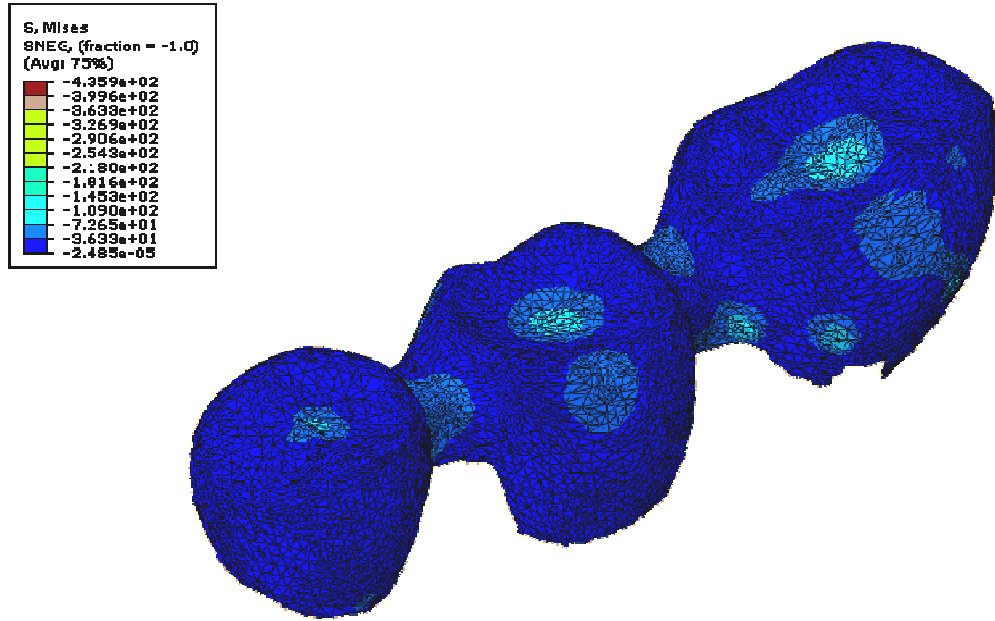
#### 4.6. Tamamı Kortikal Kemik Olarak Kabul Edilen Alt Çenede Alt yapıdaki Stres Dağılımı

Beş farklı alt yapı materyalinde de, matematiksel değerlerdeki ufak farklılıklar dışında, streslerin lokalizasyonları bakımından farklılık bulunamadı. Her beş alt yapı da incelendiğinde, maksimum stres değerlerinin kuvvet uygulama alanları olan fossalar

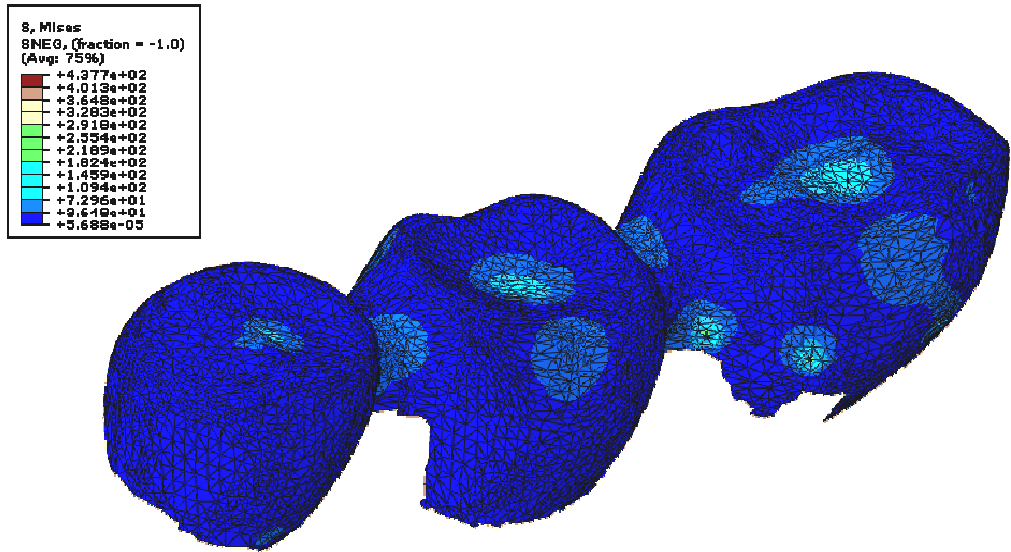
bölgesinde ölçüldüğü gözlemlendi. Bu bölgelerdeki en yüksek maksimum gerilme değeri kıymetli metal alaşımında 476 MPa olarak ölçülürken, en düşük değer 436 MPa ile In Ceram Alumina alt yapılarında ölçüldü. Bununla birlikte gövde ile dayanakların birleşim alanlarında da stres yoğunlaşmaları belirlendi. Bu bölgelerdeki ortalama değer, 250 MPa civarındadır. Bu değerler beş modelde de matematiksel değerler ve lokalizasyon bakımından benzerlik göstermektedir. Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çene modeli ile epoksi reçine alt çene modeli, kuvvetlerin dağılımı açısından büyük benzerlik gösterirken, matematiksel değerler bakımından ufak farklılıklar vardır. Aradaki fark önemli olmamakla birlikte, maksimum gerilme değerlerinin tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çene modelinde diğer her iki çene modeline oranla daha yüksek olduğu gözlenmektedir.



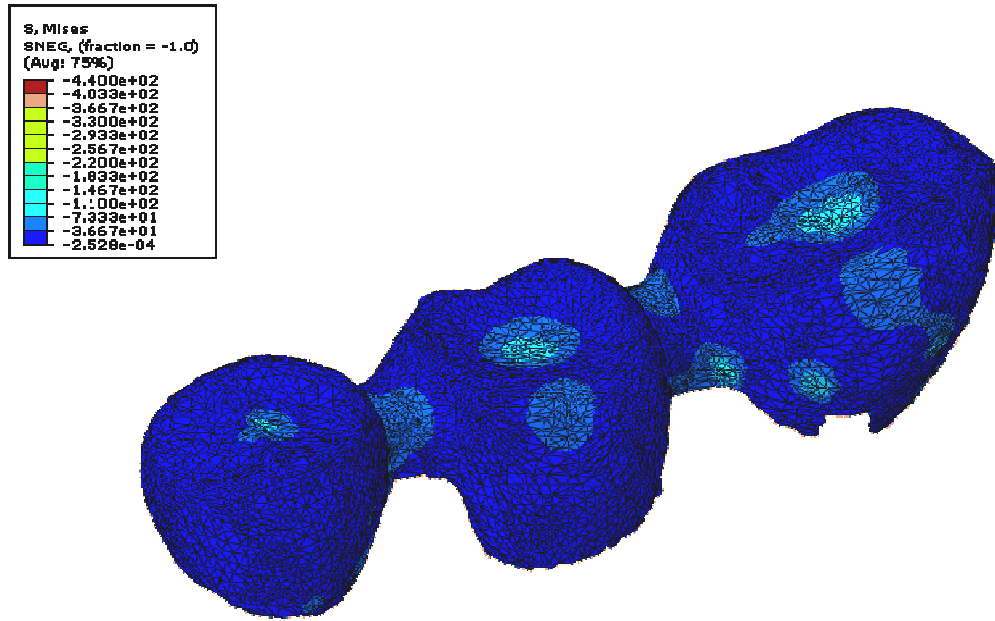
**Şekil 4-51: Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede Co-Cr alt yapıda oluşan stres dağılımı**



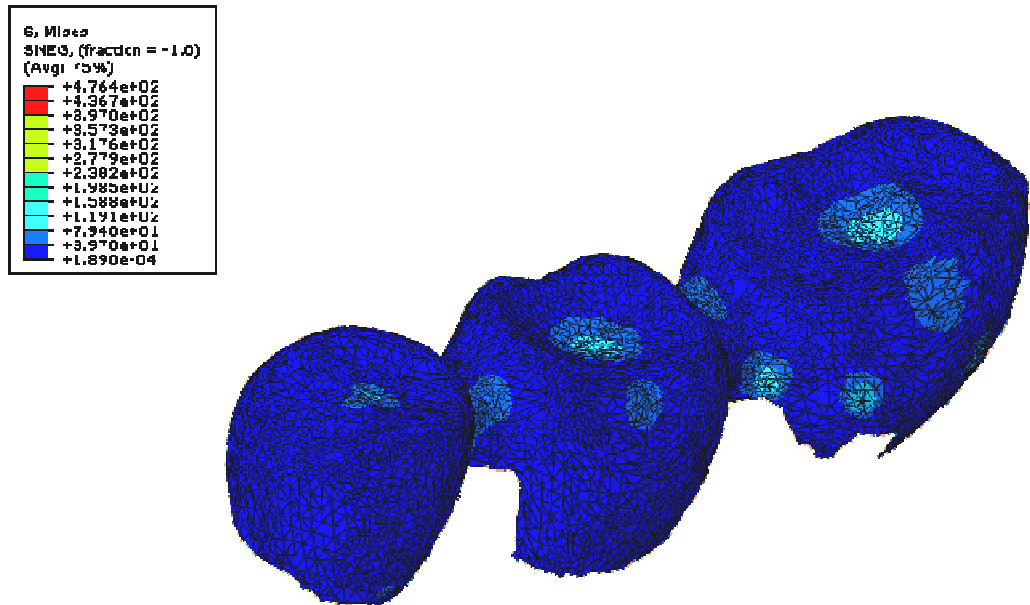
Şekil 4-52: Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede In Ceram Alumina alt yapıda oluşan stres dağılımı



Şekil 4-53: Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede In Ceram Zirconia alt yapıda oluşan stres dağılımı



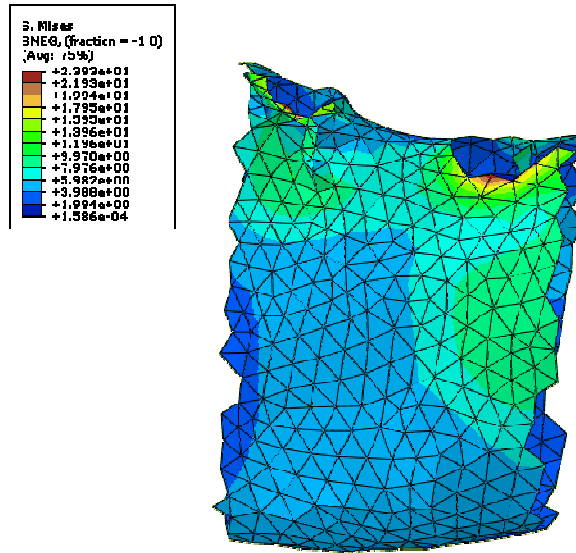
Şekil 4-54: Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede  $ZrO_2$  alt yapıda oluşan stres dağılımı



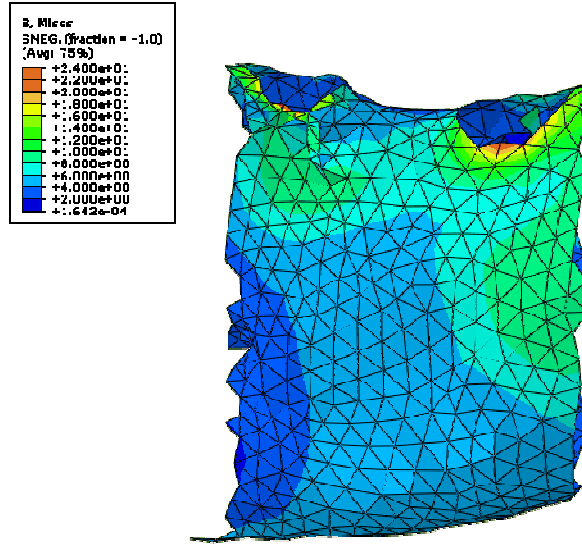
Şekil 4-55: Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede kıymetli metal alt yapıda oluşan stres dağılımı

#### 4.7. Tamamı Kortikal Kemik Olarak Kabul Edilen Alt Çenede Destek Kemik Dokusundaki Stres Dağılımı

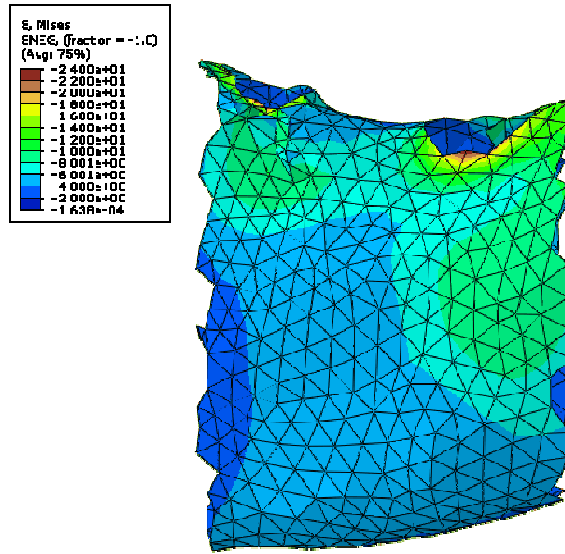
Çalışmada kullanılan farklı alt yapı materyallerinin tamamında, tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede destek kemik dokusundaki maksimum stres değerleri, implant ile destek kemik dokusunun birleşme bölgesinde gözlemlendi. Bu bölgelerdeki en yüksek maksimum gerilme değeri, epoksi reçine alt çene modelinde de olduğu gibi 24,2 MPa ile kıymetli metal alaşımında ölçüldü. Çalışmada kullanılan tüm materyallerde miktar ve lokalizasyon bakımından benzer stres değerleri elde edildi. Maksimum stres oluşumunun distal implantta, mezial implanta oranla daha fazla yoğunlaştığı gözlemlendi. Bukkal ve lingual kemikte artan stres oluşumu, mezial ve distale doğru azalarak yayılmaktadır. Aynı şekilde stres değerleri kemik içerisinde ve de kemik yüzeyinde apikale doğru azalmaktadır.



Şekil 4-56: Co-Cr alt yapıda tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede oluşan stres dağılımı

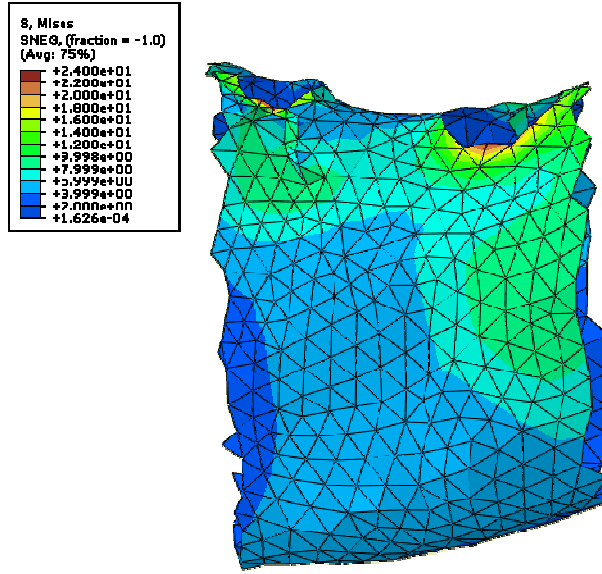


**Şekil 4-57: In Ceram Alumina alt yapıda tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede oluşan stres dağılımı**

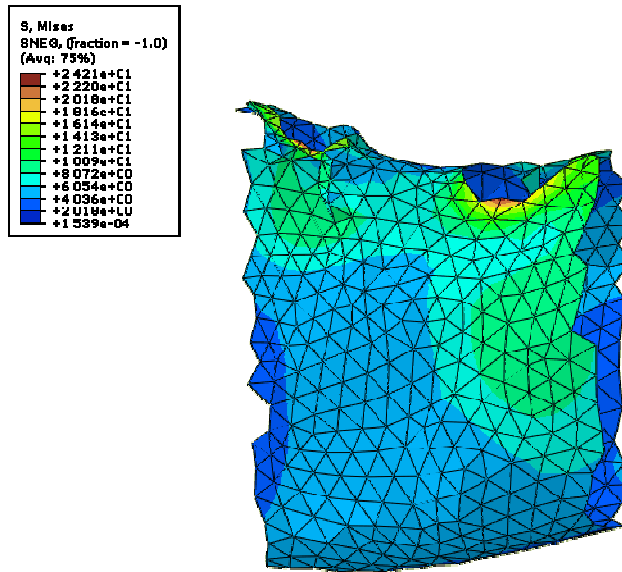


**Şekil 4-58: In Ceram Zirconia alt yapıda tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede oluşan stres dağılımı**





Şekil 4-59:  $ZrO_2$  alt yapıda tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede oluşan stres dağılımı

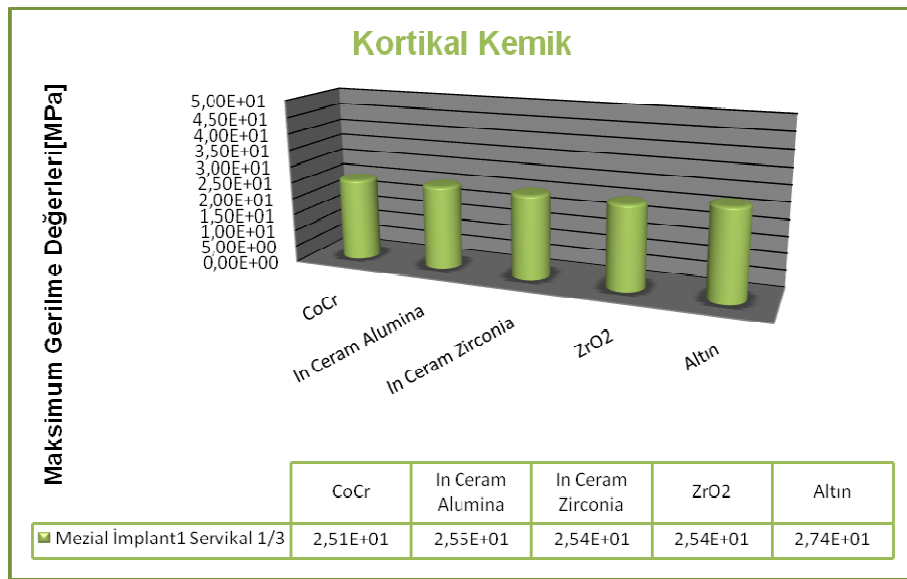


Şekil 4-60: Kıymetli metal alt yapıda tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede oluşan stres dağılımı

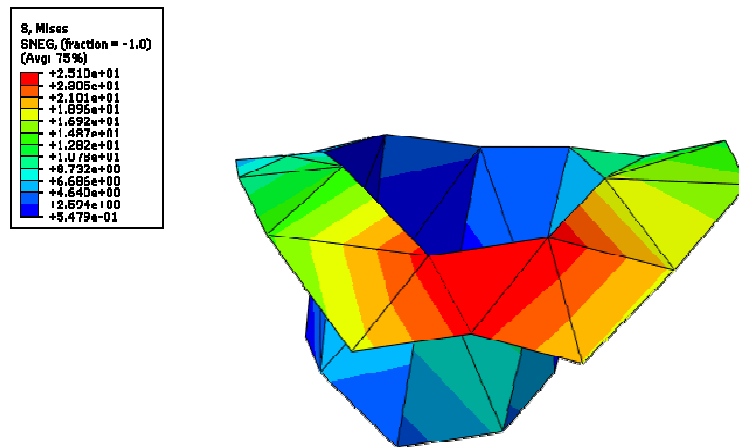
## 4.8. Tamamı Kortikal Kemik Olarak Kabul Edilen Alt Çenede İmplantlarda Oluşan Stres Dağılımı

### 4.8.1. Tamamı Kortikal Kemik Olarak Kabul Edilen Alt Çenede Mezial İmplantın Servikal 1/3' ündeki Stres Dağılımı

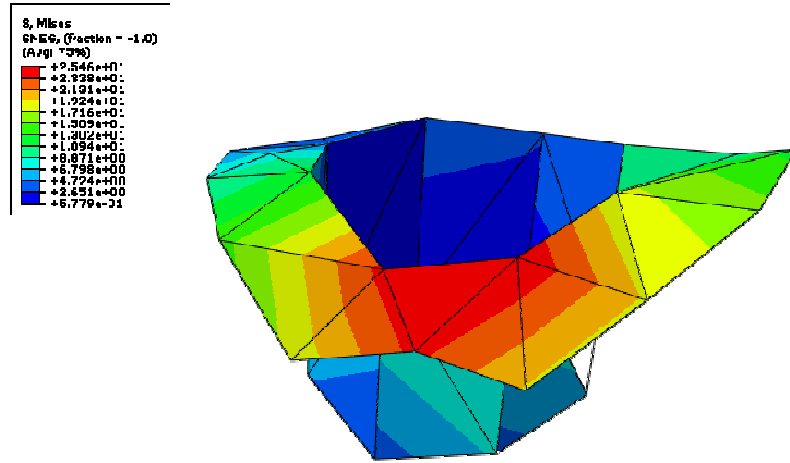
Her beş modelde de maksimum streslerin implant gövdelerinin servikal üçlüsünün bukkal yüzeyinde yoğunlaştığı gözlemlendi. Materyaller arasında gözlenen ufak farklılıklar dışında, tüm modellerde elde edilen matematiksel değerler aynıdır (Şekil 4-61). İmplantların boyun kısmının destek kemik dokusu ile birleştiği bölgede bir stres yoğunlaşması gözlenmektedir.



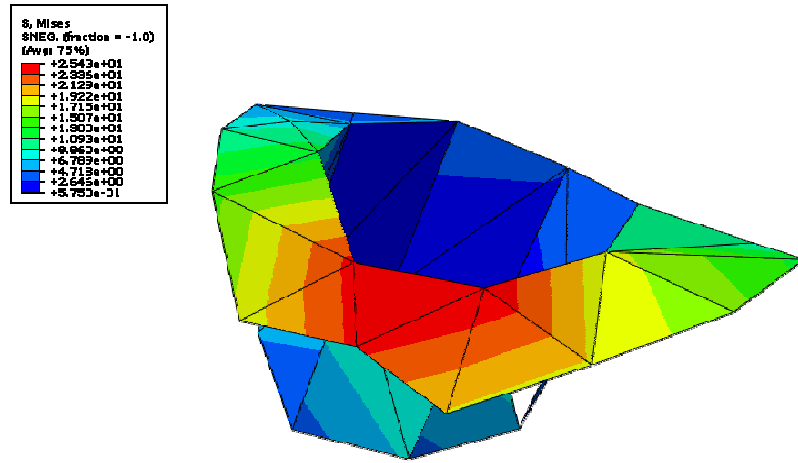
Şekil 4-61: Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede mezial implantın servikal 1/3' ünde oluşan maksimum gerilme değerleri



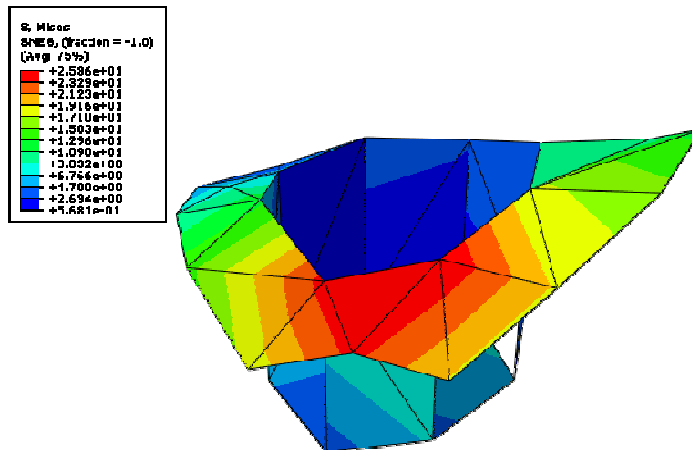
Şekil 4-62: Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede Co-Cr alt yapıda mezial implantın servikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı



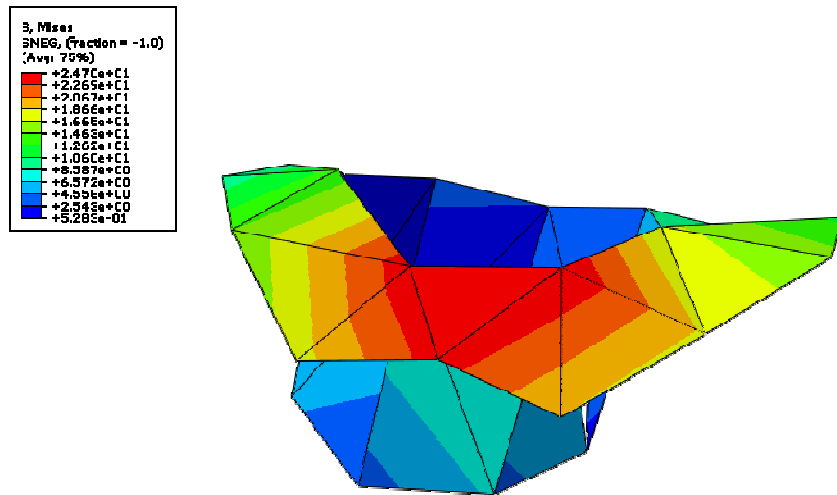
Şekil 4-63: Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede In Ceram Alumina alt yapıda mezial implantın servikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı



Şekil 4-64: Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede In Ceram Zirconia alt yapıda mezial implantın servikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı



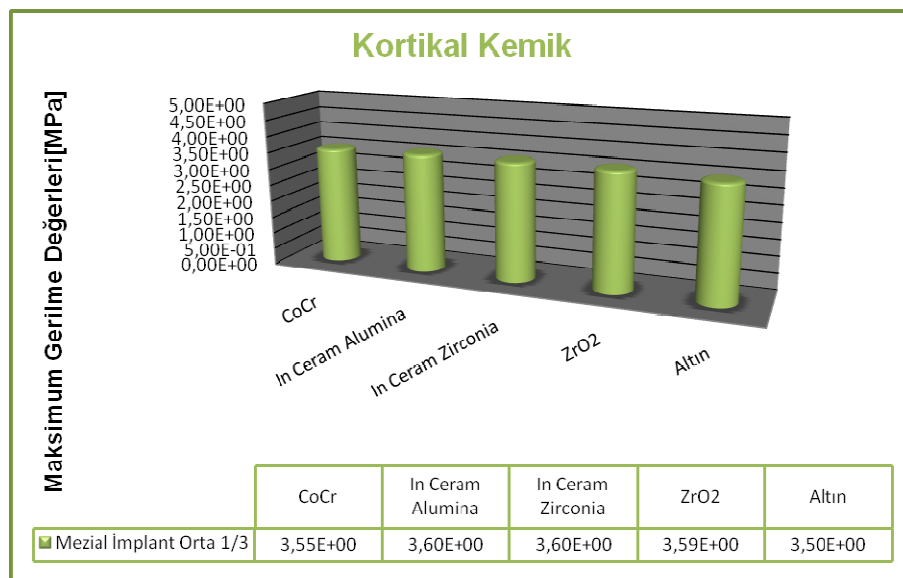
Şekil 4-65: Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede  $ZrO_2$  alt yapıda mezial implantın servikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı



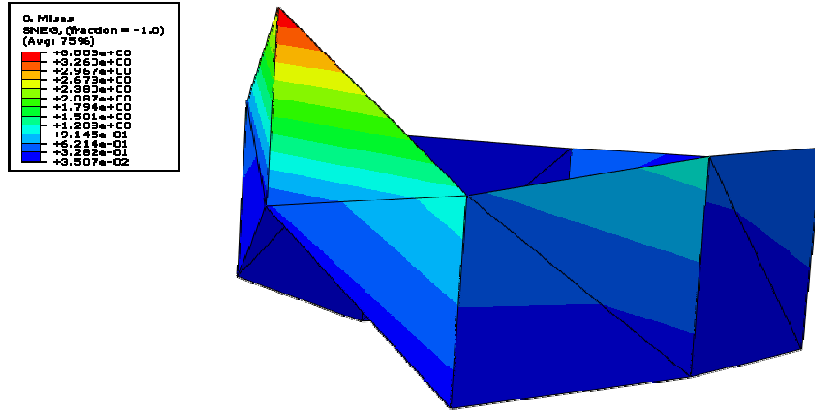
**Şekil 4-66: Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede kıymetli metal alt yapıda mezial implantın servikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı**

#### 4.8.2. Tamamı Kortikal Kemik Olarak Kabul Edilen Alt Çenede Mezial İmplantın Orta 1/3' ündeki Stres Dağılımı

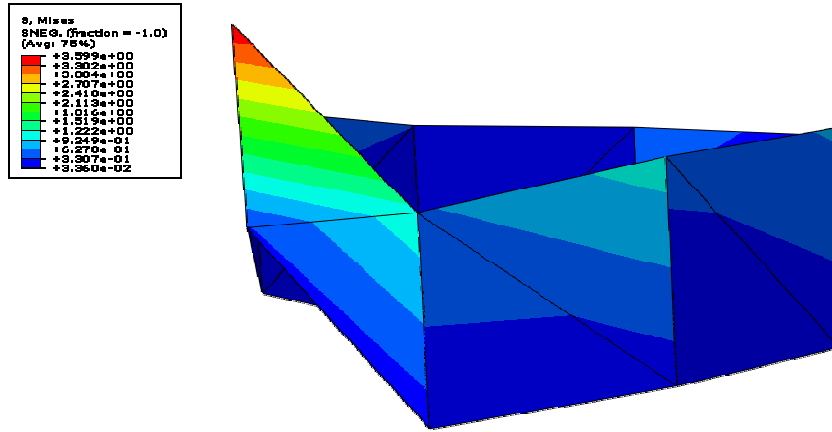
İmplantların servikal bölgesinde maksimuma ulaşan gerilme değerleri, orta bölgede azalmaya başlamaktadır. Her beş modelde de yüzeyel farklılıklar dışında benzer matematiksel değerler elde edildi (Şekil 4-67). Ölçülen en yüksek maksimum stres değerleri In Ceram Alumina ve In Ceram Zirconia materyalinde 3,6 MPa iken, en düşük değer kıymetli metal alaşımında 3,5 MPa' dır.



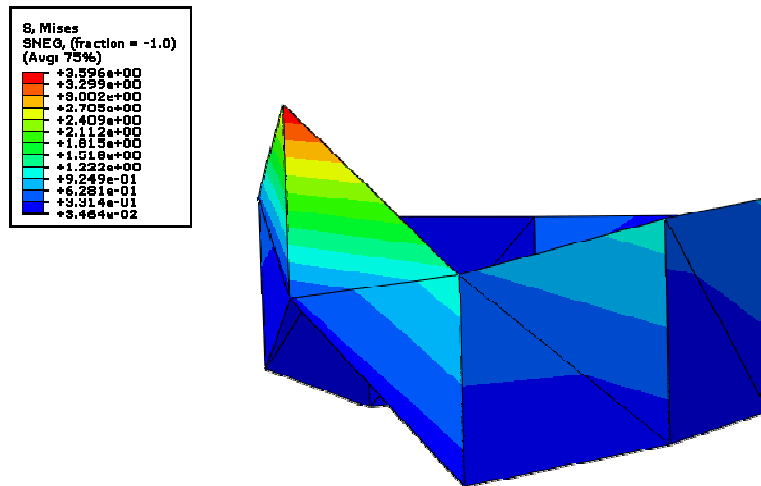
**Şekil 4-67: Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede mezial implantın orta 1/3' ünde oluşan maksimum gerilme değerleri**



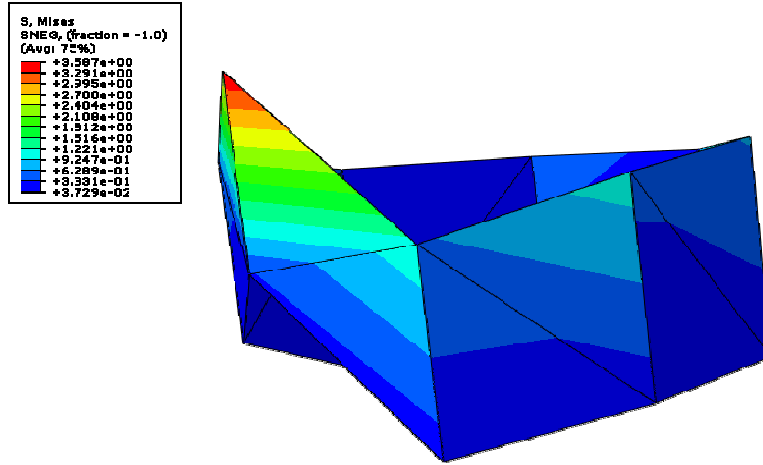
Şekil 4-68: Tamamı Kortikal Kemik Olarak Kabul Edilen Alt Çenede Co-Cr Alt yapıda Mezial İmplantın Orta 1/3' ünde Oluşan Stres Dağılımı



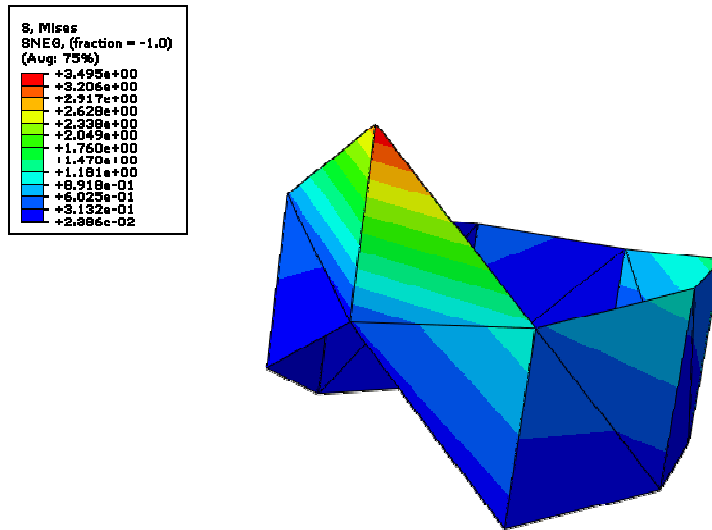
Şekil 4-69: Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede In Ceram Alumina alt yapıda mezial implantın orta 1/3' ünde oluşan stres dağılımı



Şekil 4-70: Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede In Ceram Zirconia alt yapıda mezial implantın orta 1/3' ünde oluşan stres dağılımı



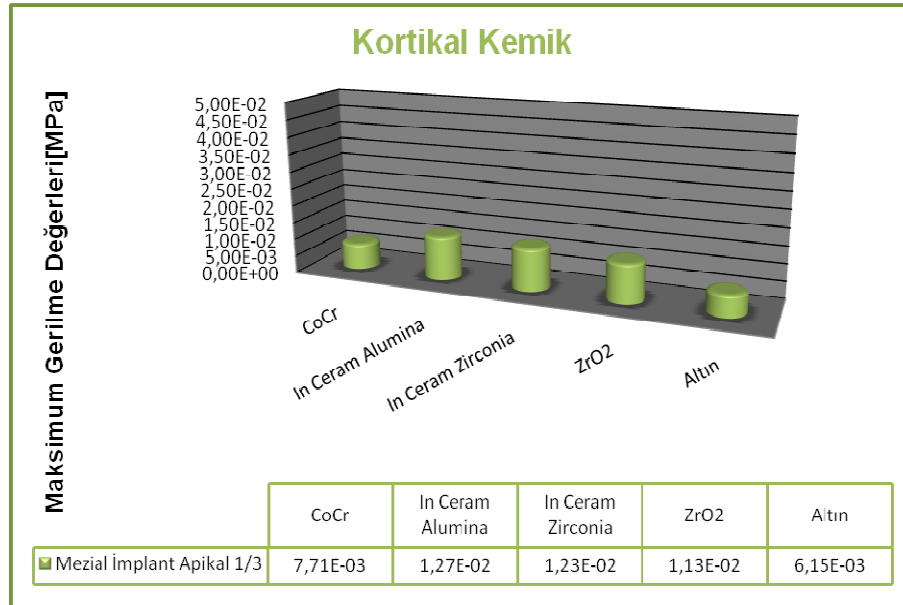
**Şekil 4-71: Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede ZrO<sub>2</sub> alt yapıda mezial implantın orta 1/3' ünde oluşan stres dağılımı**



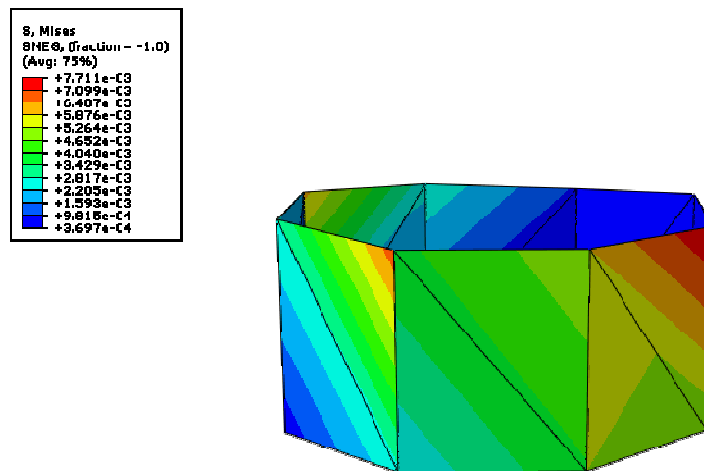
**Şekil 4-72: Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede kıymetli metal alt yapıda mezial implantın orta 1/3' ünde oluşan stres dağılımı**

#### 4.8.3. Tamamı Kortikal Kemik Olarak Kabul Edilen Alt Çenede Mezial İmplantın Apikal 1/3' ündeki Stres Dağılımı

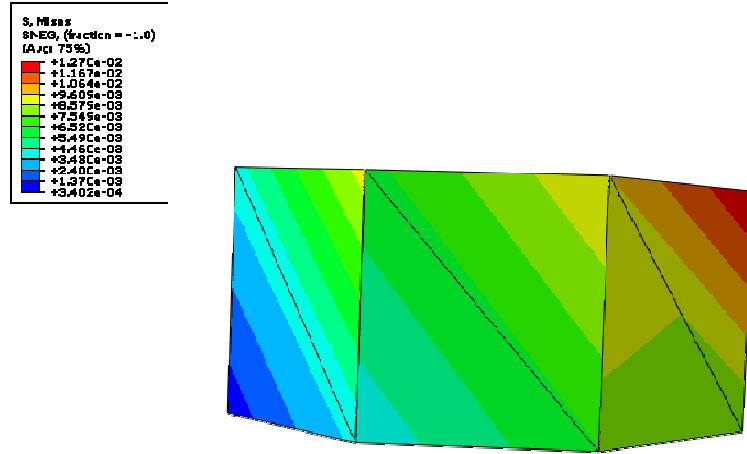
Her beş modelde de implantların servikal bölgesinde en yüksek değerine ulaşan maksimum gerilme değerleri, apikale doğru giderek azalarak bu bölgede minimum değerine ulaşır. Maksimum gerilme değerleri tüm materyallerde apikal bölgede de benzer özellikler göstermektedir (Şekil 4-73). En düşük değer 0,00615 MPa ile kıymetli metal alaşımında elde edilirken, en yüksek değer 0,0127MPa ile In Ceram Alumina' da elde edilmektedir.



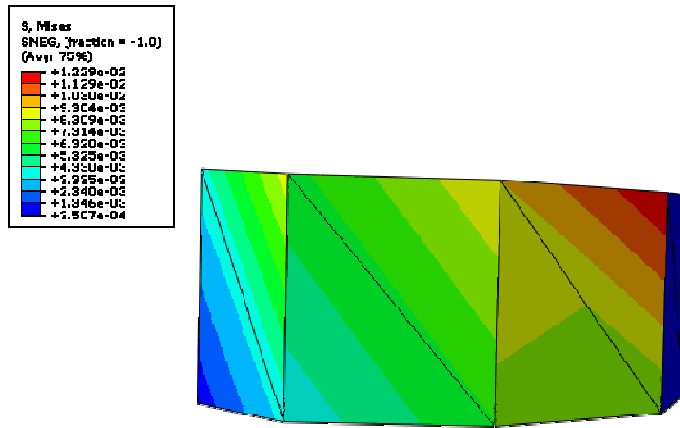
**Şekil 4-73: Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede mezial implantın apikal 1/3' ünde oluşan maksimum gerilme değerleri**



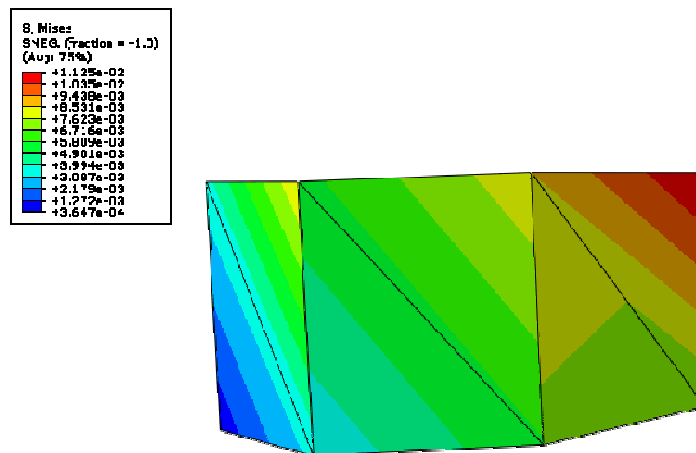
**Şekil 4-74: Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede Co-Cr alt yapıda mezial implantın apikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı**



Şekil 4-75: Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede In Ceram Alumina alt yapıda mezial implantın apikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı

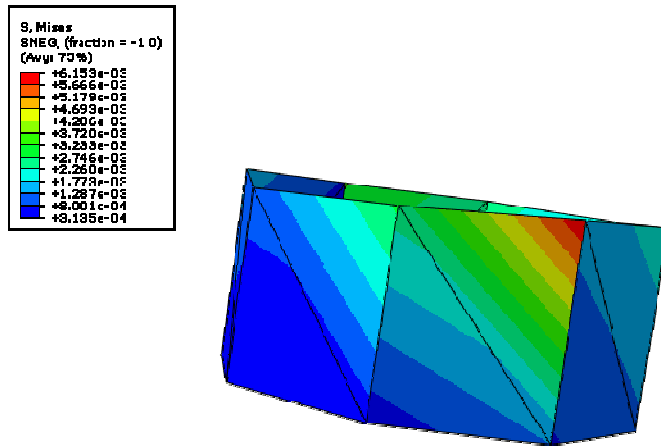


Şekil 4-76: Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede In Ceram Zirconia alt yapıda mezial implantın apikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı



Şekil 4-77: Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede ZrO<sub>2</sub> alt yapıda mezial implantın apikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı

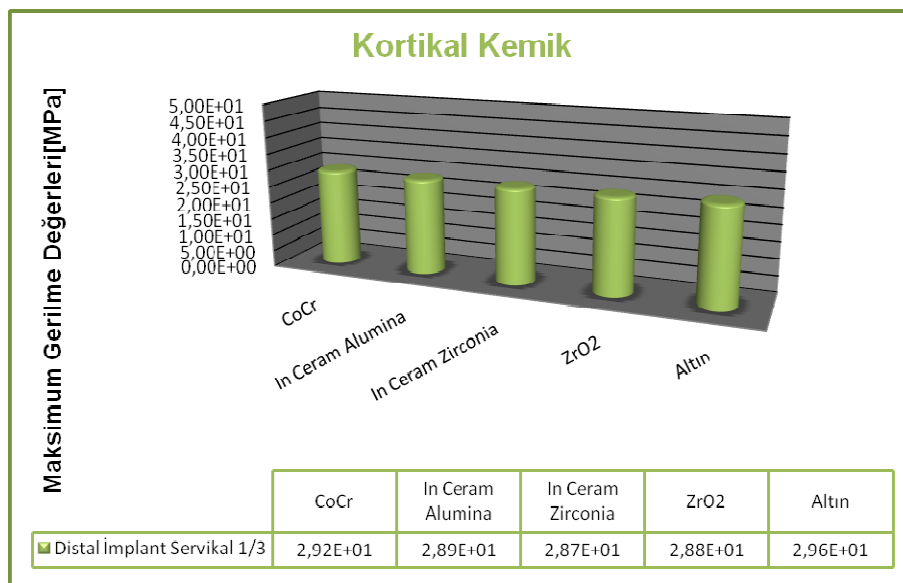




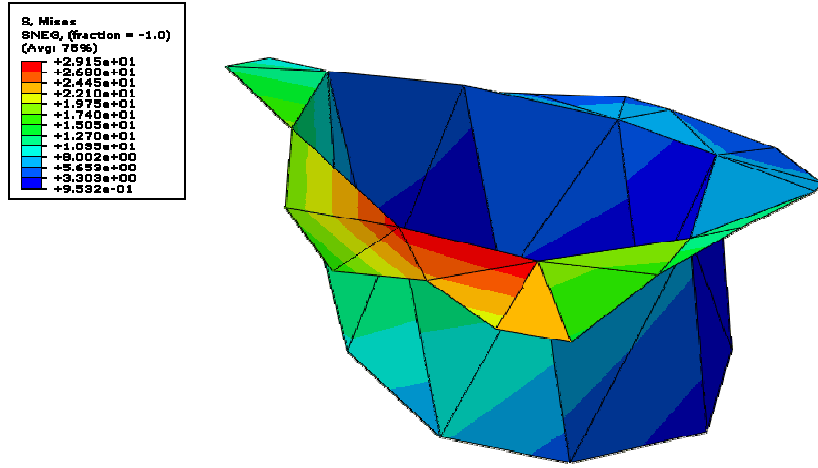
Şekil 4-78: Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede kıymetli metal alt yapıda mezial implantın apikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı

#### 4.8.4. Tamamı Kortikal Kemik Olarak Kabul Edilen Alt Çenede Distal İmplantın Servikal 1/3' ündeki Stres Dağılımı

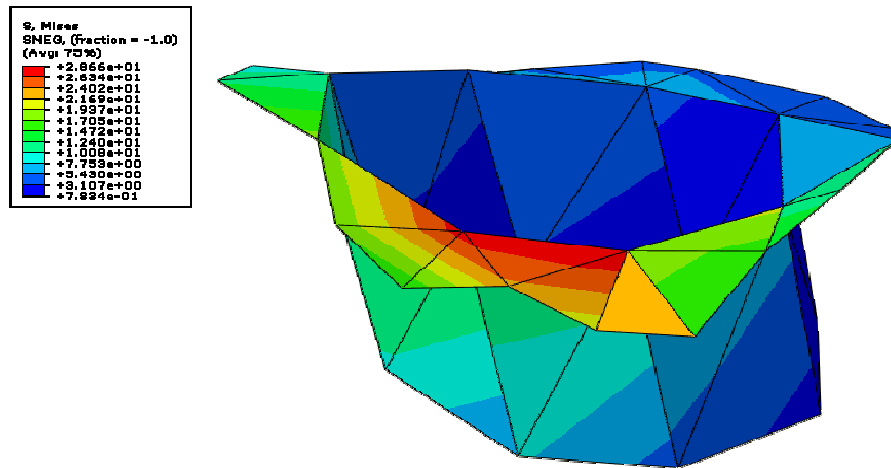
Her beş modelde de maksimum streslerin implant gövdelerinin servikal üçlüsünün bukkal yüzeyinde yoğunlaştığı gözlenmektedir. Materyaller arasında gözlenen ufak farklılıklar dışında, tüm modellerde elde edilen matematiksel değerler benzerdir (Şekil 4-79). İmplantların boyun kısmının destek kemik dokusu ile birleştiği bölgede bir stres yoğunlaşması gözlenmektedir ve bu bölgedeki en yüksek maksimum stres değeri kıymetli metal alaşımında  $29,6 \text{ MPa}$  olarak ölçüldü. En düşük değer ise In Ceram Zirconia materyalinde  $28,7 \text{ MPa}$  olarak ölçüldü.



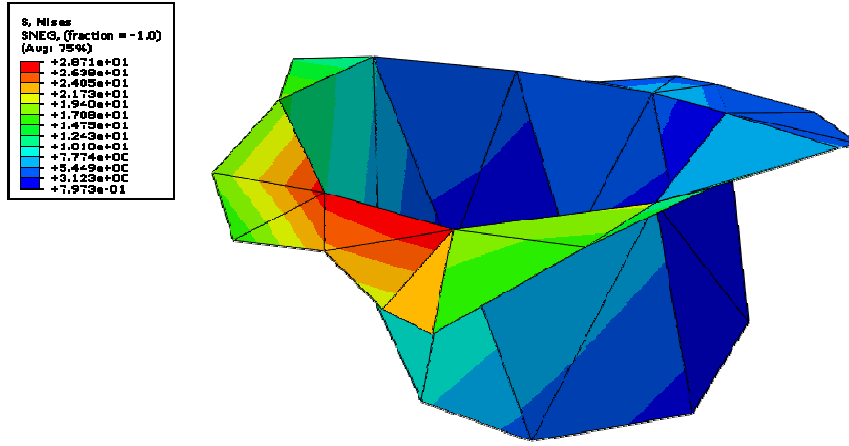
Şekil 4-79: Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede distal implantın servikal 1/3' ünde oluşan maksimum gerilme değerleri



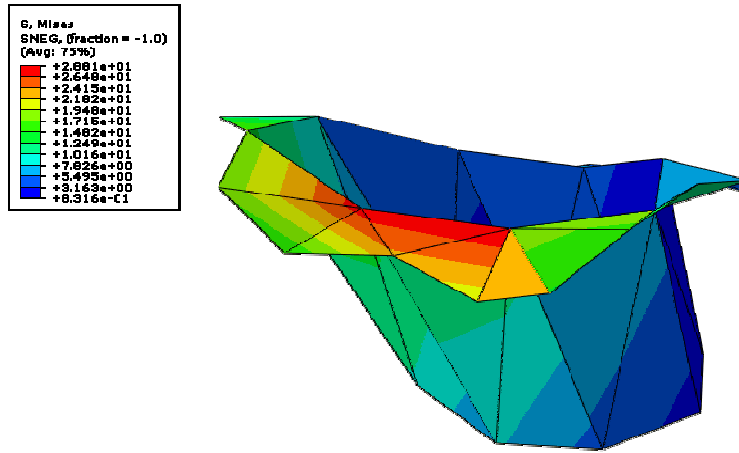
**Şekil 4-80: Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede Co-Cr alt yapıda distal implantın servikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı**



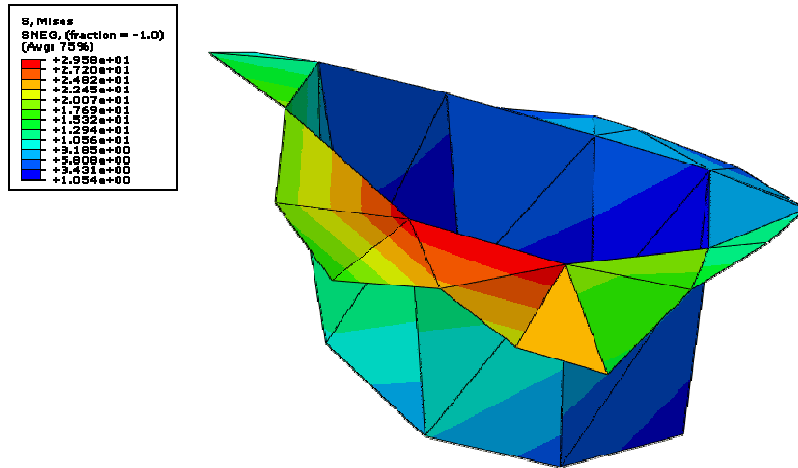
**Şekil 4-81: Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede In Ceram Alumina alt yapıda distal implantın servikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı**



Şekil 4-82: Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede In Ceram Zirconia alt yapıda distal implantın servikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı



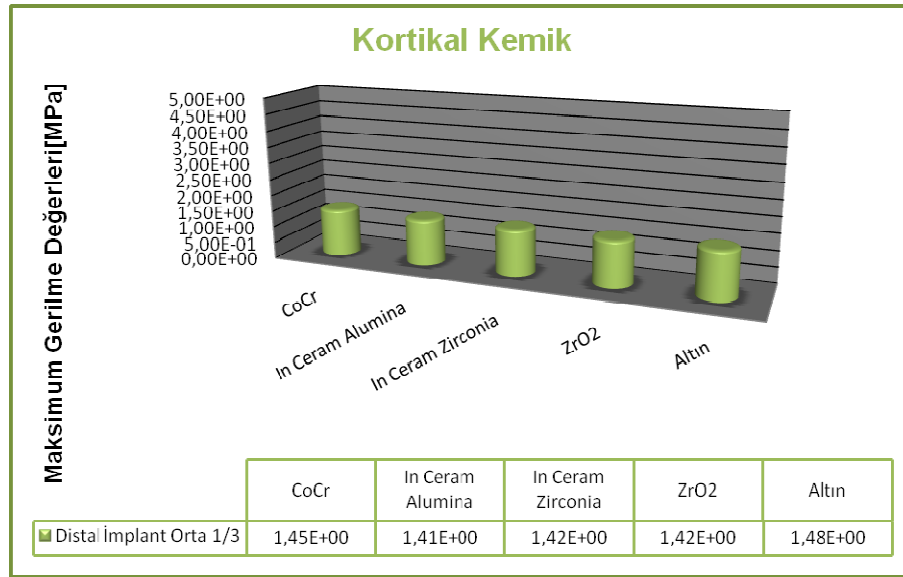
Şekil 4-83: Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede  $ZrO_2$  alt yapıda distal implantın servikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı



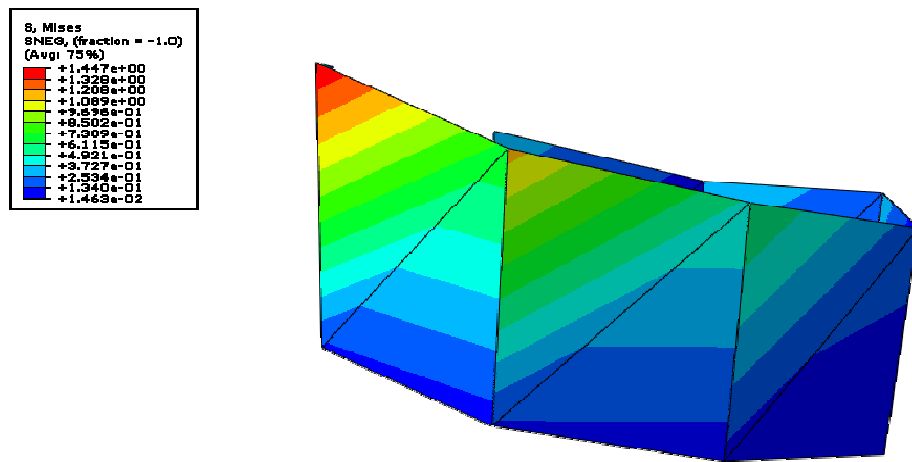
Şekil 4-84: Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede kıymetli metal alt yapıda distal implantın servikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı

#### 4.8.5. Tamamı Kortikal Kemik Olarak Kabul Edilen Alt Çenede Distal İmplantın Orta 1/3' ündeki Stres Dağılımı

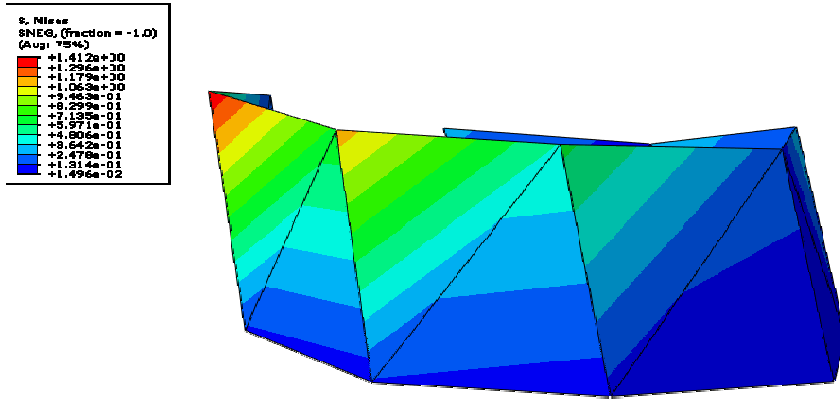
İmplantların servikal bölgesinde maksimuma ulaşan gerilme değerleri, orta bölgede azalmaya başlamaktadır. Her beş modelde de yüzeyel farklılıklar dışında benzer matematiksel değerler elde edildi (Şekil 4-85). Ölçülen en yüksek maksimum stres değeri kıymetli metal alaşımında 1,48 MPa iken, en düşük değer In Ceram Alumina materyalinde 1,41 MPa' dır.



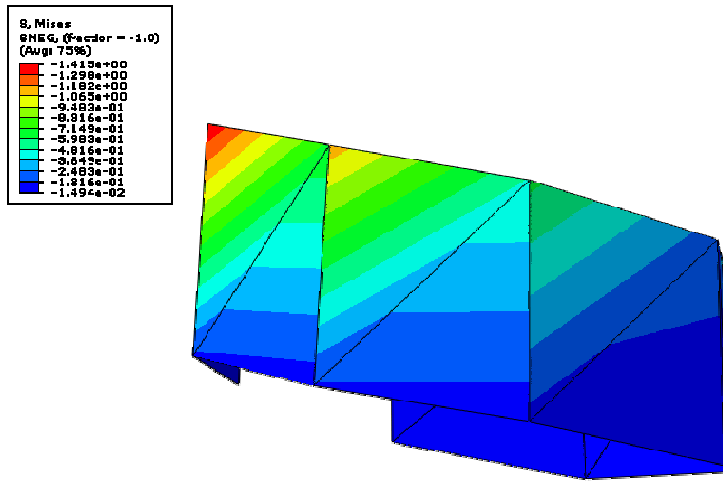
Şekil 4-85: Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede distal implantın orta 1/3' ünde oluşan maksimum gerilme değerleri



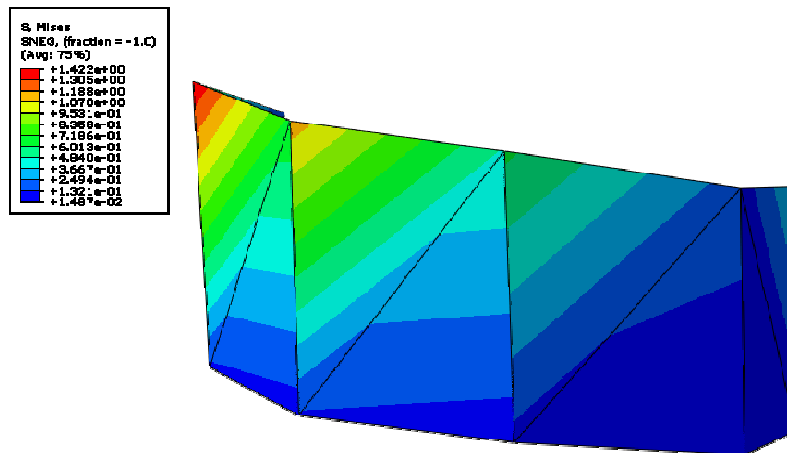
Şekil 4-86: : Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede Co-Cr alt yapıda distal implantın orta 1/3' ünde oluşan stres dağılımı



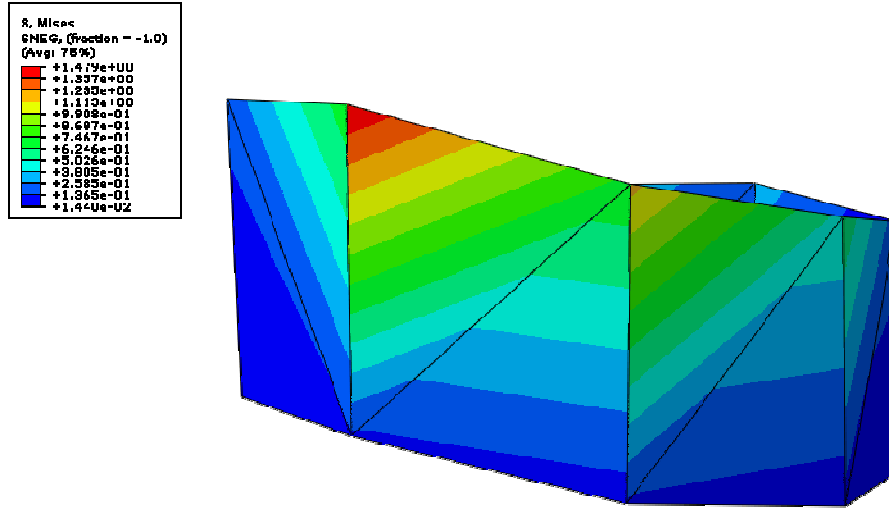
Şekil 4-87: Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede In Ceram Alumina alt yapıda distal implantın orta 1/3' ünde oluşan stres dağılımı



Şekil 4-88: Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede In Ceram Zirconia alt yapıda distal implantın orta 1/3' ünde oluşan stres dağılımı



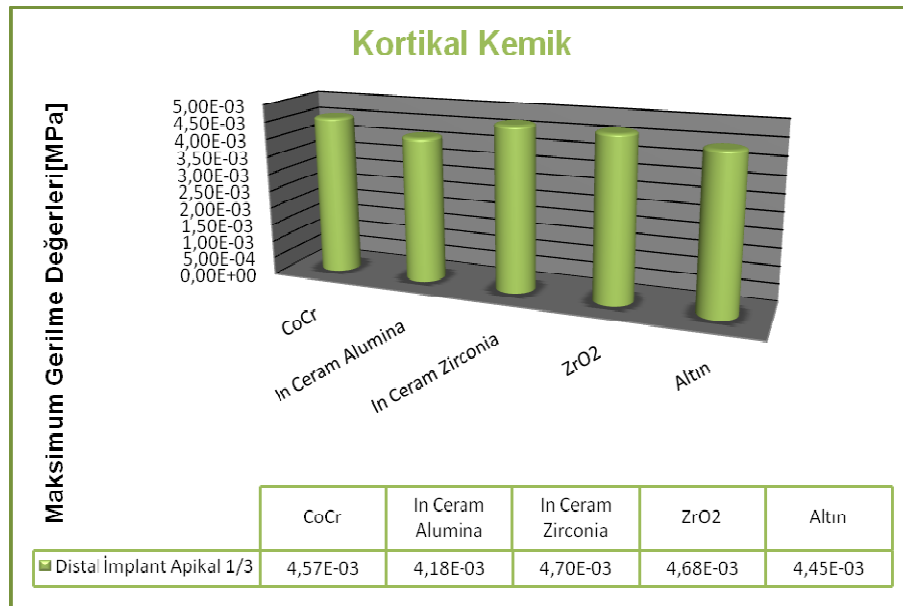
Şekil 4-89: Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede  $ZrO_2$  alt yapıda distal implantın orta 1/3' ünde oluşan stres dağılımı



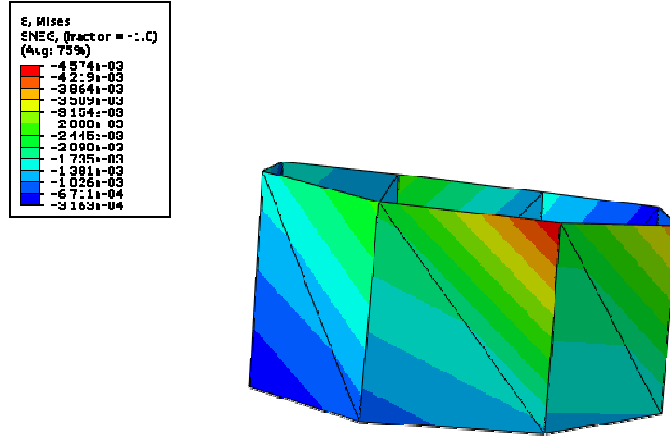
Şekil 4-90: Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede kıymetli metal alt yapıda distal implantın orta 1/3' ünde oluşan stres dağılımı

#### 4.8.6. Tamamı Kortikal Kemik Olarak Kabul Edilen Alt Çenede Distal İmplantın Apikal 1/3' ündeki Stres Dağılımı

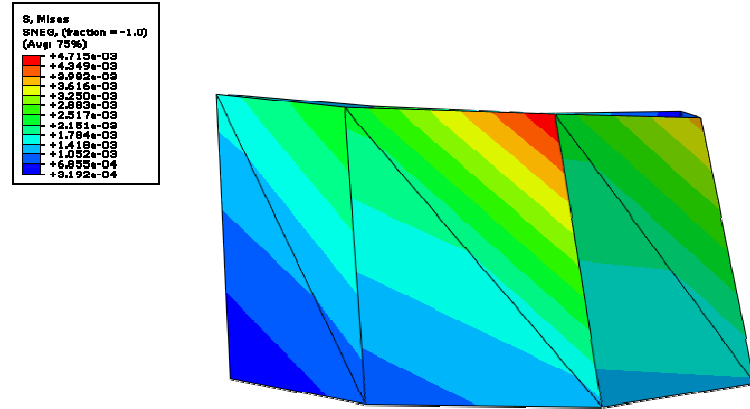
Her beş modelde de implantların servikal bölgesinde en yüksek değerine ulaşan maksimum gerilme değerleri, apikale doğru giderek azalarak bu bölgede minimum değerine ulaşır. Maksimum gerilme değerleri tüm materyallerde apikal bölgede de benzer özellikler göstermektedir (Şekil4-91). En düşük değer 0,00418 MPa ile In Ceram Alumina' da elde edilirken, en yüksek değer 0,00470MPa ile In Ceram Zirconia' da elde edilmektedir.



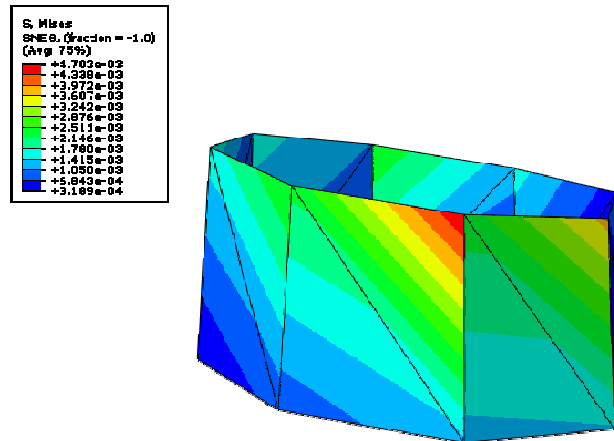
Şekil 4-91: Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede distal implantın apikal 1/3' ünde oluşan maksimum gerilme değerleri



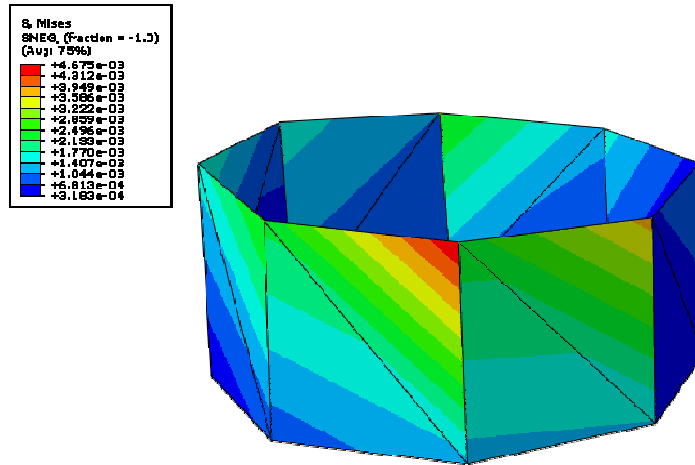
Şekil 4-92: Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede Co-Cr alt yapıda distal implantın apikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı



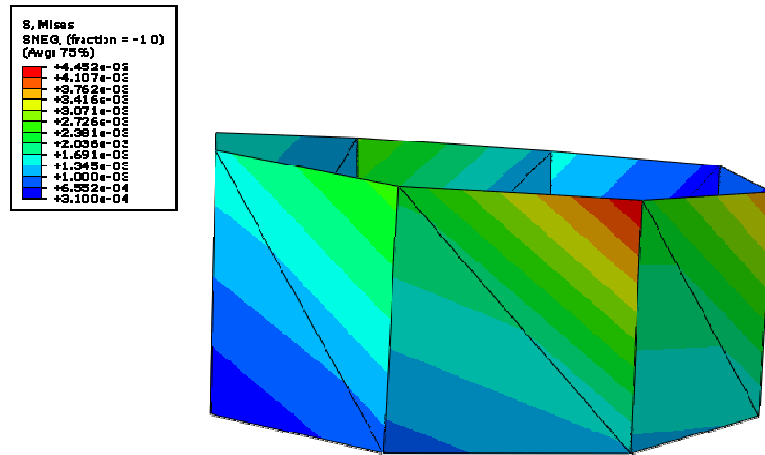
Şekil 4-93: Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede In Ceram Alumina alt yapıda distal implantın apikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı



Şekil 4-94: Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede In Ceram Zirconia alt yapıda distal implantın apikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı



**Şekil 4-95: Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede ZrO<sub>2</sub> alt yapıda distal implantın apikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı**



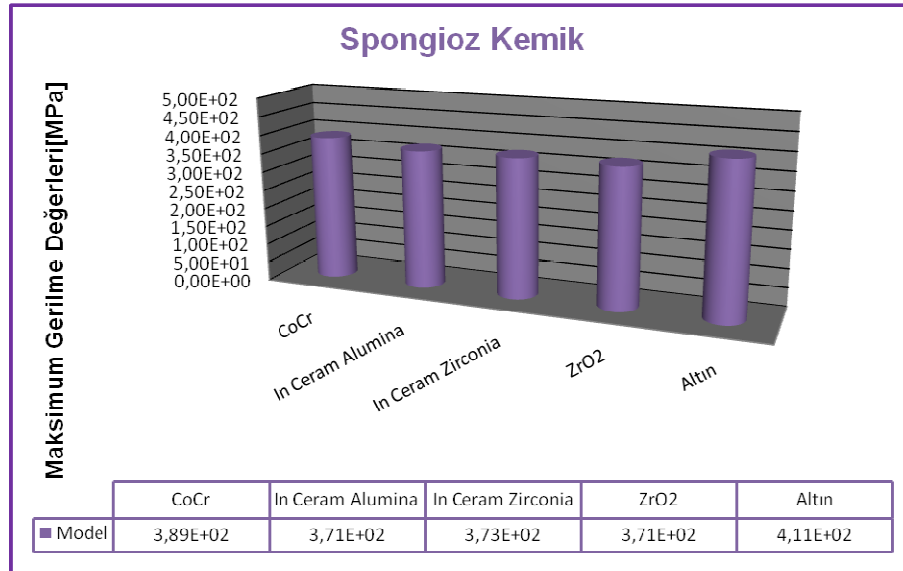
**Şekil 4-96: Tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çenede kıymetli metal alt yapıda distal implantın apikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı**

#### 4.9. Tamamı Spongios Kemik Olarak Kabul Edilen Alt Çenede Ana Modeldeki Stres Dağılımı

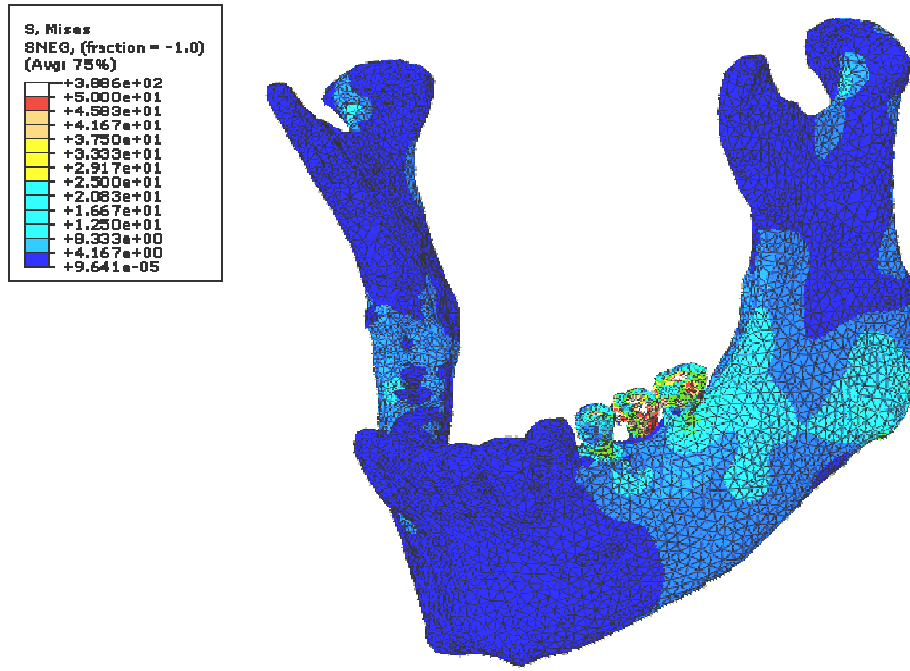
Beş farklı modelde de, matematiksel değerlerin farklılıkları dışında, streslerin lokalizasyonları bakımından farklılık bulunamadı. Matematiksel değerler ise yüzeyel olarak benzerlik gösterdi (Şekil 4-97). Her beş model de incelendiğinde, maksimum stres değerlerinin kuvvet uygulama alanlarında, özellikle de köprü gövdesinin okluzal yüzeyinde ölçüldüğü gözlemlendi (Şekil 4-98). Bu bölgelerdeki en yüksek maksimum gerilme değeri kıymetli metal alaşımında 411 MPa olarak ölçülürken, en düşük değer 371 MPa ile In Ceram Alumina alt yapılarda ölçüldü. İmplantların boyun kısmının



destek kemik dokusu ile birleştiği bölgede bir stres yoğunlaşması gözlenmektedir ve bu bölgedeki maksimum stres değerleri 26 MPa olarak ölçüldü. Her beş modelde de implantların boynu ile destek kemik dokusunun birleşim bölgelerinde yüksek olan maksimum stres değerleri, apikale doğru azalmaktadır. Bu değerler beş modelde de matematiksel değerler ve lokalizasyon bakımından benzerlik göstermektedir. Tamamı spongiöz kemik olarak kabul edilen alt çene modeli, tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çene modeli ve epoksi reçine alt çene modeli, kuvvetlerin dağılımı açısından büyük benzerlik gösterirken, matematiksel değerler bakımından ufak farklılıklar vardır. Bununla birlikte ana modelde maksimum ve minimum stres değerlerinin belirlendiği materyaller, her üç modelde de aynıdır.



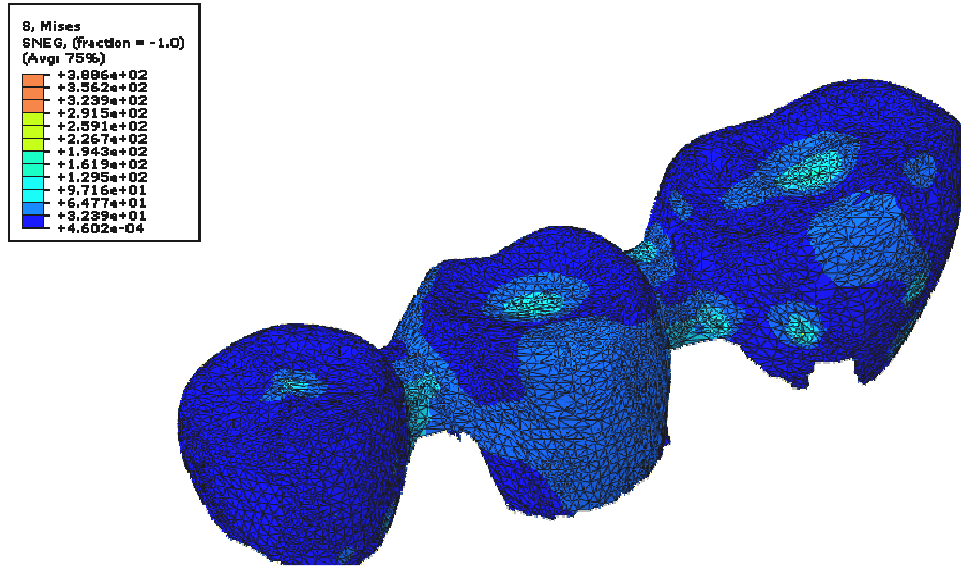
**Şekil 4-97: Tamamı spongiöz kemik olarak kabul edilen alt çenede ana modelde oluşan maksimum gerilme değerleri**



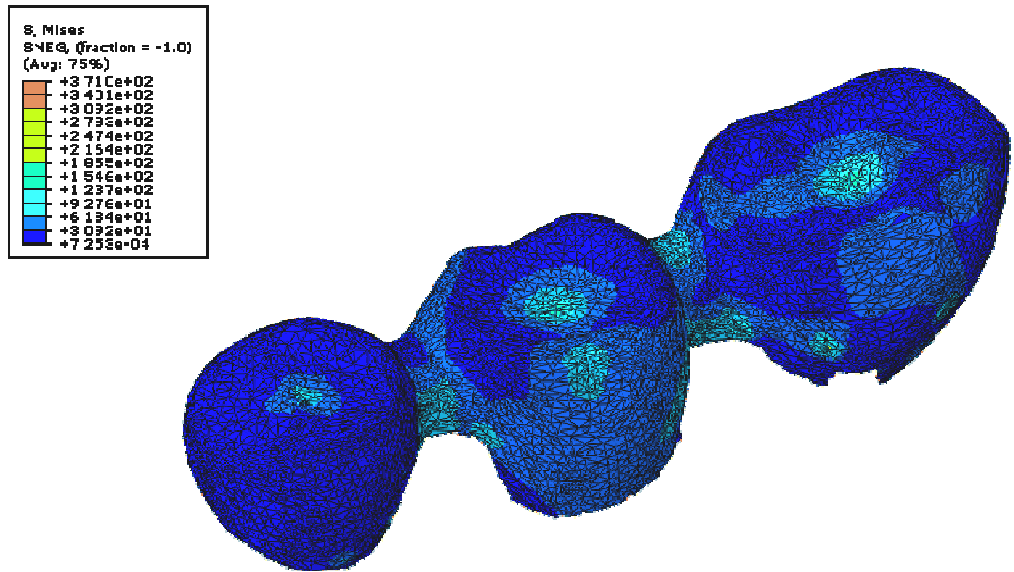
**Şekil 4-98: Tamamı spongioz kemik olarak kabul edilen reçine alt çenede ana modelde uygulanan SEA sonuçları**

#### **4.10. Tamamı Spongioz Kemik Olarak Kabul Edilen Alt Çenede Alt yapıdaki Stres Dağılımı**

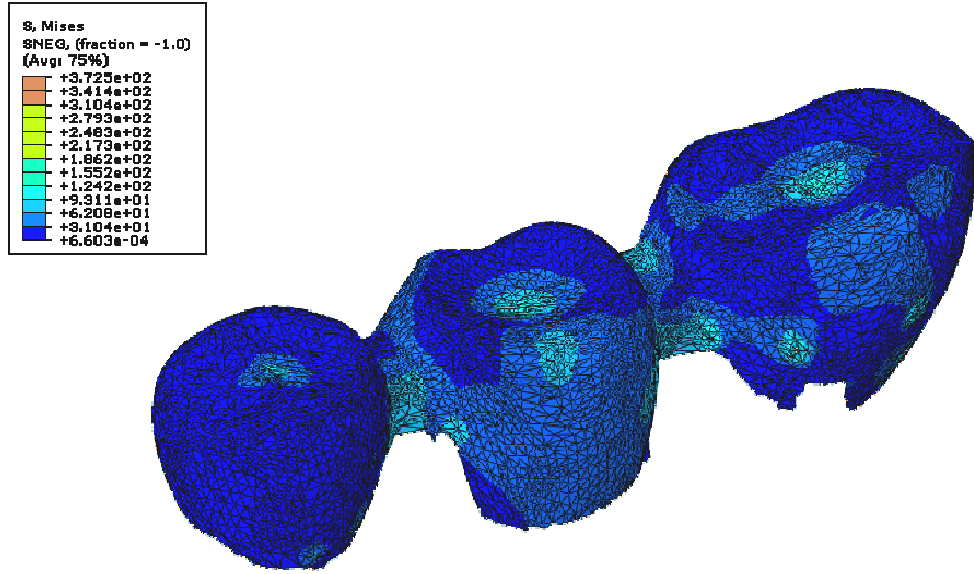
Beş farklı alt yapı materyalinde de, matematiksel değerlerdeki ufak farklılıklar dışında, streslerin lokalizasyonları bakımından farklılık bulunamadı. Her beş alt yapı da incelendiğinde, maksimum stres değerlerinin kuvvet uygulama alanları olan fossalar bölgesinde ölçüldüğü gözlemlendi. Bu bölgelerdeki en yüksek maksimum gerilme değeri kıymetli metal alaşımında 411 MPa olarak ölçülürken, en düşük değer 371 MPa ile In Ceram Alumina alt yapılarında ölçüldü. Bununla birlikte gövde ile dayanakların birleşim alanlarında da stres yoğunlaşmaları belirlendi. Bu bölgelerdeki ortalama değer, 200 MPa civarındadır (Şekil). Bu değerler beş modelde de matematiksel değerler ve lokalizasyon bakımından benzerlik göstermektedir. Tamamı spongioz kemik olarak kabul edilen alt çene modeli, tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çene modeli ve epoksi reçine alt çene modeli, kuvvetlerin dağılımı açısından büyük benzerlik gösterirken, matematiksel değer bakımından ufak farklılıklar vardır. Maksimum gerilme değerlerinin tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çene modelinde diğer her iki çene modeline oranla daha yüksek olduğu gözlenmektedir.



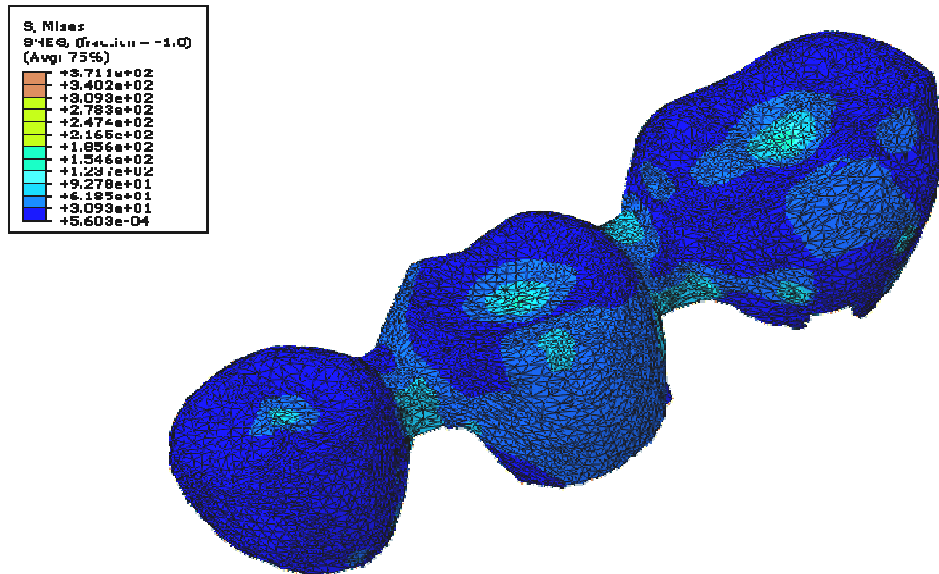
Şekil 4-99: Tamamı spongiöz kemik olarak kabul edilen alt çenede Co-Cr alt yapıda oluşan stres dağılımı



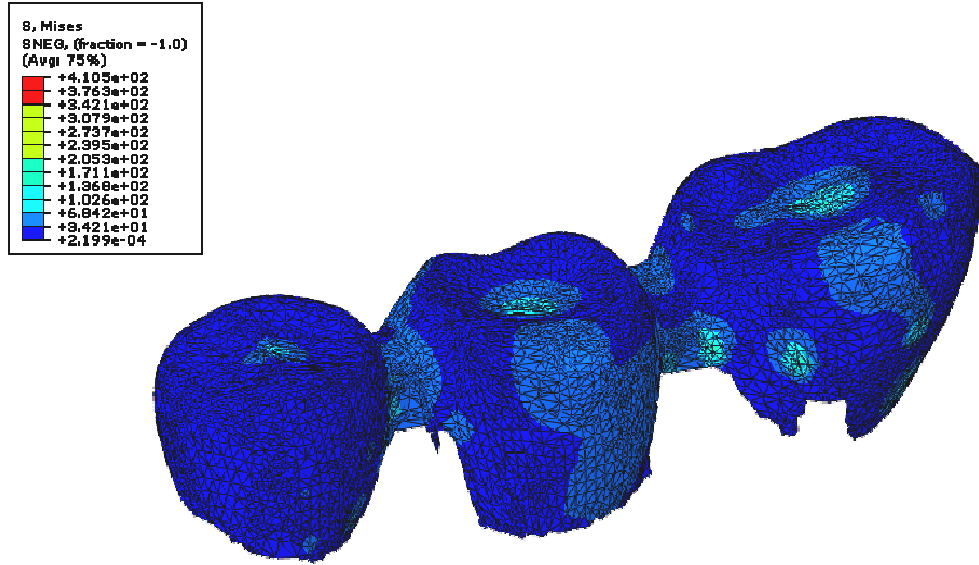
Şekil 4-100: Tamamı spongiöz kemik olarak kabul edilen alt çenede In Ceram Alumina alt yapıda oluşan stres dağılımı



Şekil 4-101: Tamamı spongioz kemik olarak kabul edilen alt çenede In Ceram Zirconia alt yapıda oluşan stres dağılımı



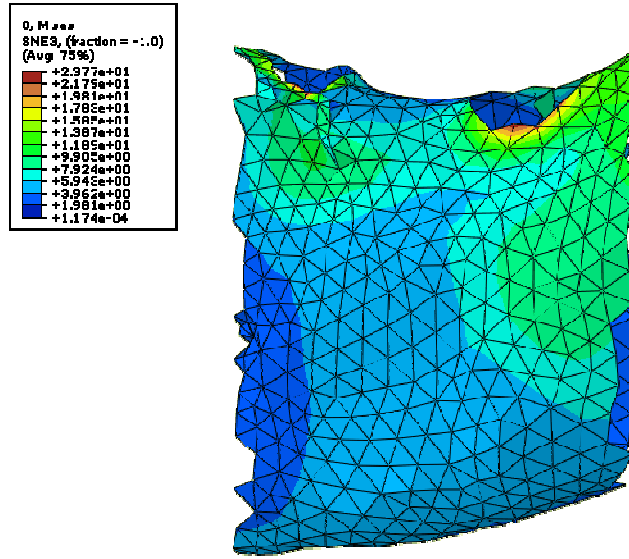
Şekil 4-102: Tamamı spongioz kemik olarak kabul edilen alt çenede  $ZrO_2$  alt yapıda oluşan stres dağılımı



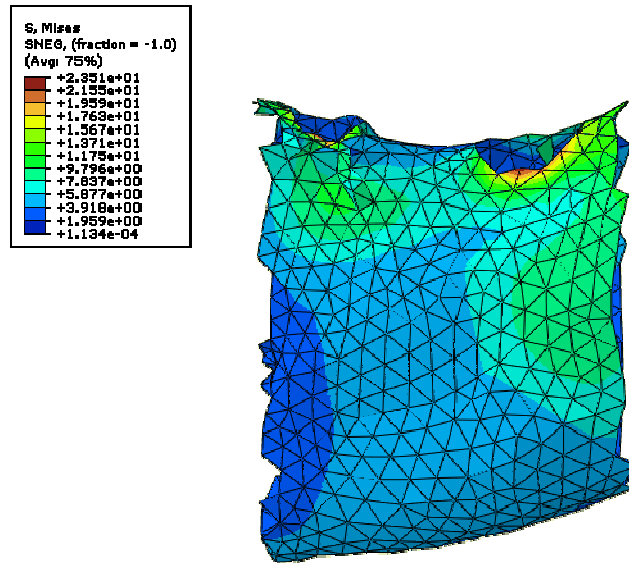
**Şekil 4-103: Tamamı spongioz kemik olarak kabul edilen alt çenede kıymetli metal alt yapıda oluşan stres dağılımı**

#### **4.11. Tamamı Spongioz Kemik Olarak Kabul Edilen Alt Çenede Destek Kemik Dokusundaki Stres Dağılımı**

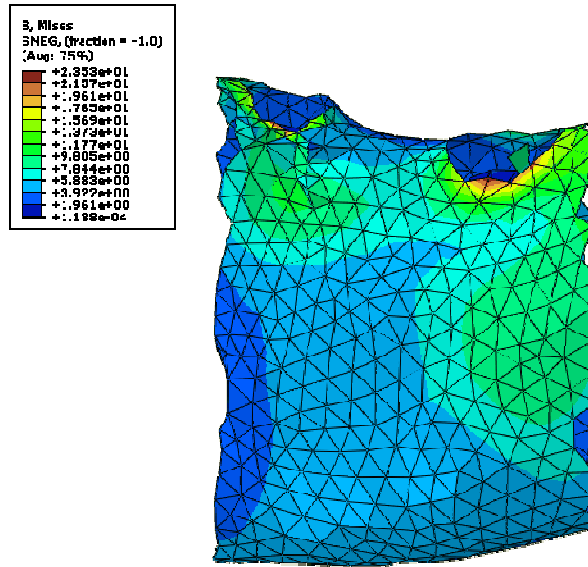
Çalışmada kullanılan farklı alt yapı materyallerinin tamamında, tamamı spongioz kemik olarak kabul edilen alt çenede destek kemik dokusundaki maksimum stres değerleri, implant ile destek kemik dokusunun birleşme bölgesinde gözlemlendi. Bu bölgelerdeki en yüksek maksimum gerilme değeri, epoksi reçine alt çene modelinde ve tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çene modelinde de olduğu gibi 23,9 MPa ile kıymetli metal alaşımında ölçüldü. Çalışmada kullanılan tüm materyallerde miktar ve lokalizasyon bakımından benzer stres değerleri elde edildi. Maksimum stres oluşumunun distal implantta, mezial implanta oranla daha fazla yoğunlaştığı gözlemlendi. Bukkal ve lingual kemikte artan stres oluşumu, mezial ve distale doğru azalarak yayılmaktadır. Aynı şekilde stres değerleri kemik içerisinde ve de kemik yüzeyinde apikale doğru azalmaktadır.



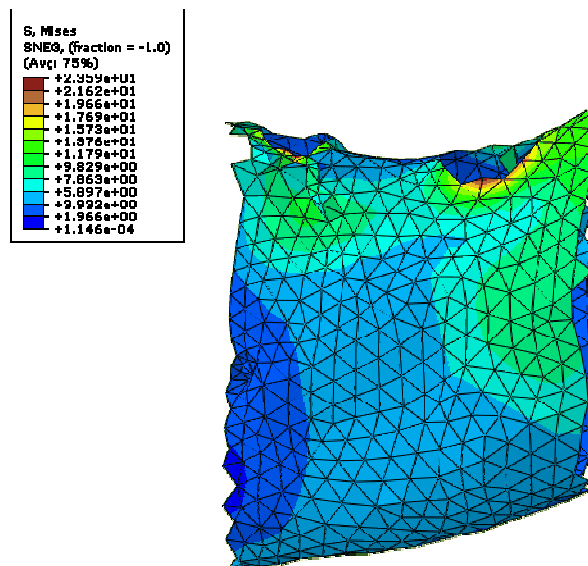
Şekil 4-104: Co-Cr alt yapıda tamamı spongiöz kemik olarak kabul edilen alt çenede oluşan stres dağılımı



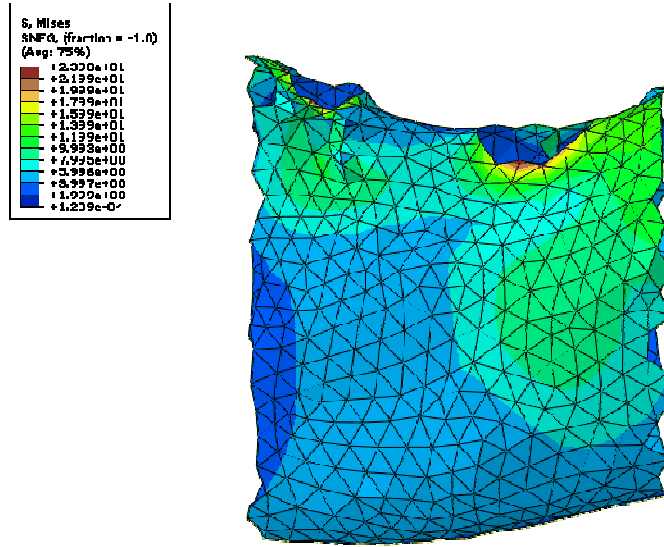
Şekil 4-105: In Ceram Alumina alt yapıda tamamı spongiöz kemik olarak kabul edilen alt çenede oluşan stres dağılımı



Şekil 4-106: In Ceram Zirconia alt yapıda tamamı spongiöz kemik olarak kabul edilen alt çenede oluşan stres dağılımı



Şekil 4-107:  $ZrO_2$  alt yapıda tamamı spongiöz kemik olarak kabul edilen alt çenede oluşan stres dağılımı

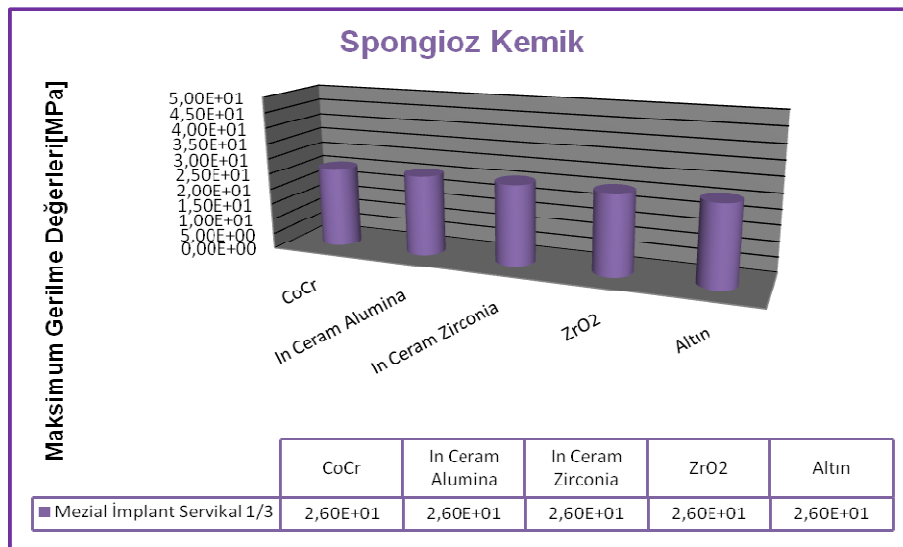


Şekil 4-108: Kıymetli metal alt yapıda tamamı spongiöz kemik olarak kabul edilen alt çenede oluşan stres dağılımı

#### 4.12. Tamamı Spongiöz Kemik Olarak Kabul Edilen Alt Çenede İmplantlarda Oluşan Stres Dağılımı

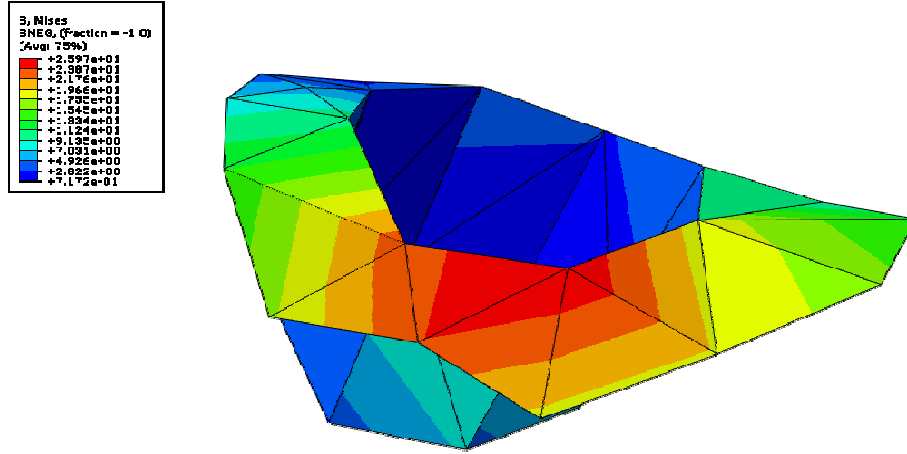
##### 4.12.1. Tamamı Spongiöz Kemik Olarak Kabul Edilen Alt Çenede Mezial İmplantın Servikal 1/3' ündeki Stres Dağılımı

Her beş modelde de maksimum streslerin implant gövdelerinin servikal üçlüsünün bukkal yüzeyinde yoğunlaştığı gözlemlendi. Materyaller arasında gözlenen ufak farklılıklar dışında, tüm modellerde elde edilen matematiksel değerler aynıdır (Şekil 4-109). İmplantların boyun kısmının destek kemik dokusu ile birleştiği bölgede bir stres yoğunlaşması gözlenmektedir.

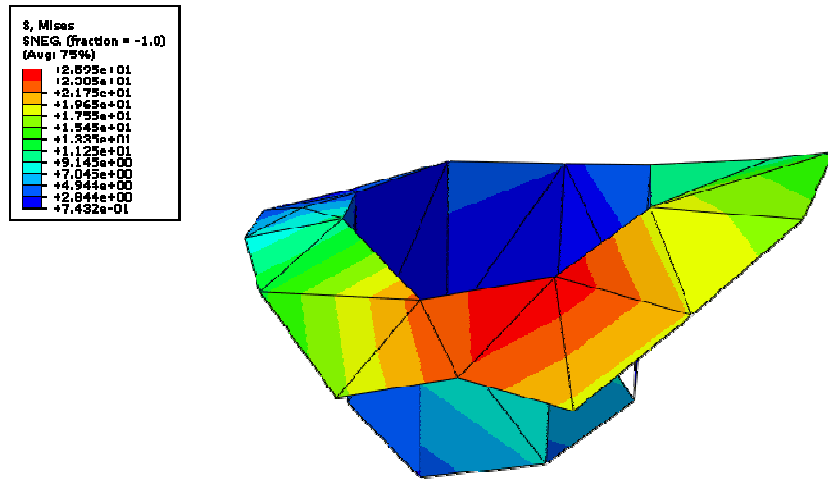


Şekil 4-109: Tamamı spongiöz kemik olarak kabul edilen alt çenede mezial implantın servikal 1/3' ünde oluşan maksimum gerilme değerleri

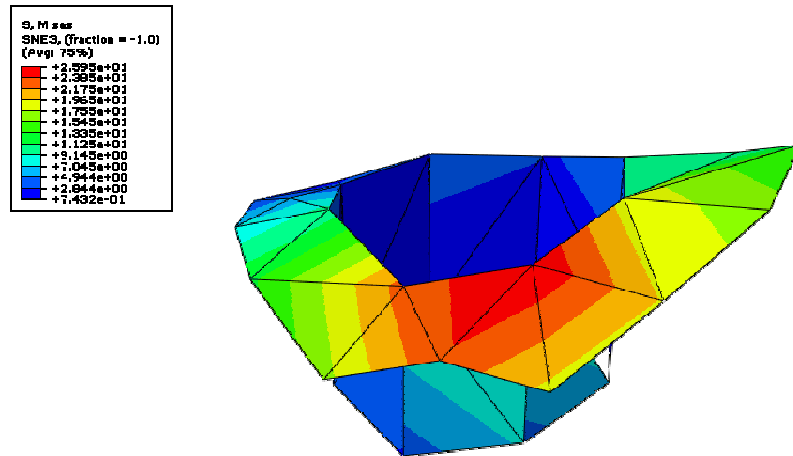




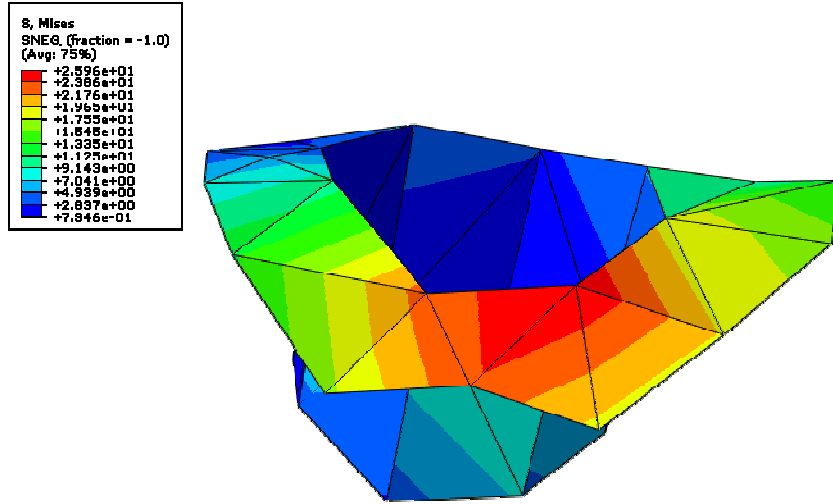
Şekil 4-110: Tamamı spongiöz kemik olarak kabul edilen alt çenede Co-Cr alt yapıda mezial implantın servikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı



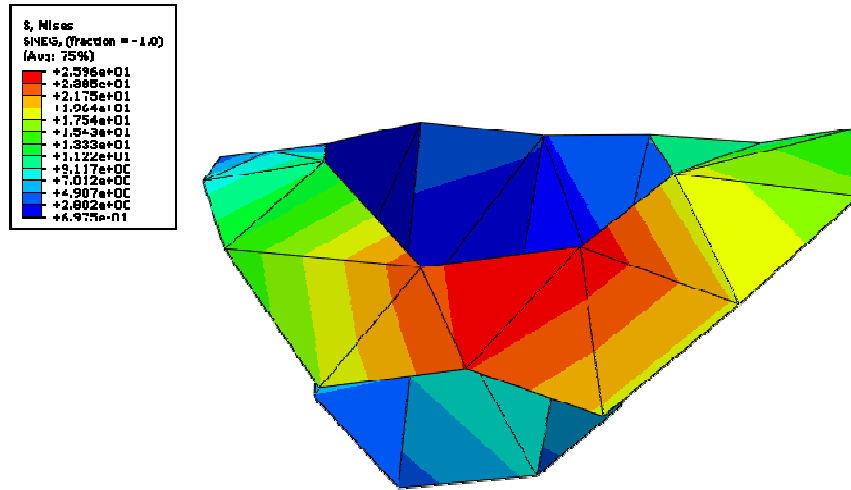
Şekil 4-111: Tamamı spongiöz kemik olarak kabul edilen alt çenede In Ceram Alumina alt yapıda mezial implantın servikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı



Şekil 4-112: Tamamı spongiöz kemik olarak kabul edilen alt çenede In Ceram Zirconia alt yapıda mezial implantın servikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı



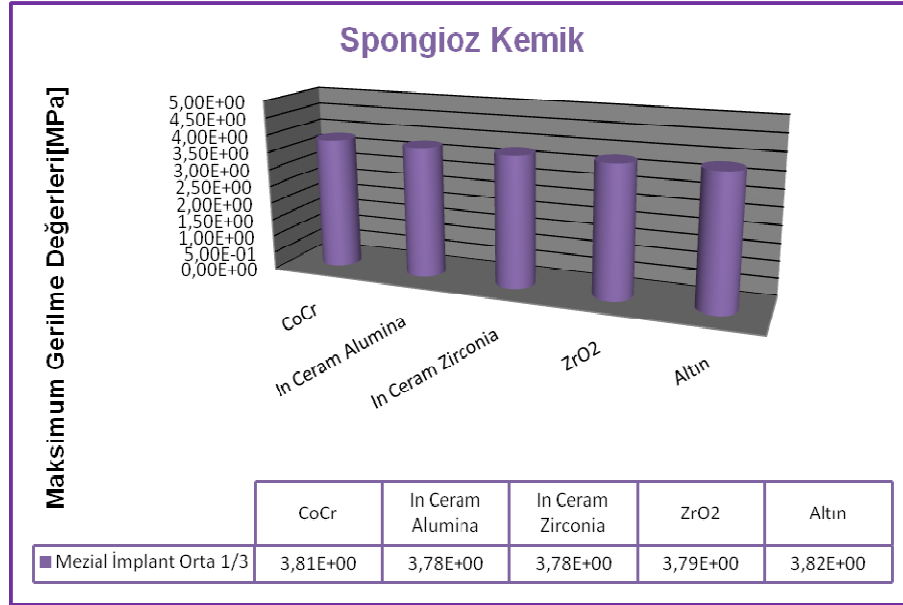
**Şekil 4-113: Tamamı spongios kemik olarak kabul edilen alt çenede  $ZrO_2$  alt yapıda mezial implantın servikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı**



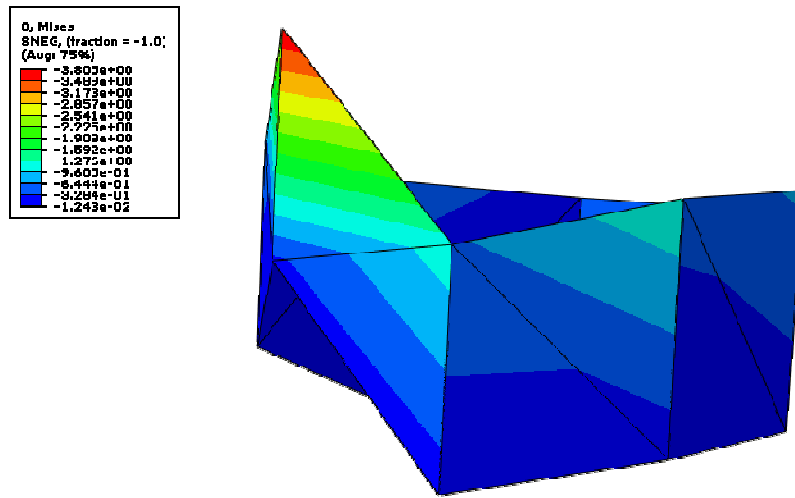
**Şekil 4-114: Tamamı spongios kemik olarak kabul edilen alt çenede kıymetli metal alt yapıda mezial implantın servikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı**

#### 4.12.2. Tamamı Spongios Kemik Olarak Kabul Edilen Alt Çenede Mezial İmplantın Orta 1/3' ündeki Stres Dağılımı

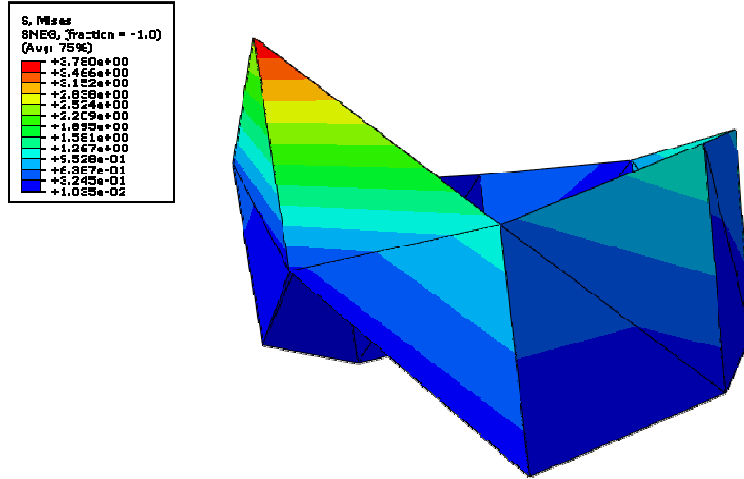
İmplantların servikal bölgesinde maksimuma ulaşan gerilme değerleri, orta bölgede azalmaya başlamaktadır. Her beş modelde de yüzeyel farklılıklar dışında benzer matematiksel değerler elde edildi (Şekil 4-115). Ölçülen en yüksek maksimum stres değeri kıymetli metal alaşımında 3,82 MPa iken, en düşük değer In Ceram Alumina ve In Ceram Zirconia materyalinde 3,78 MPa' dır.



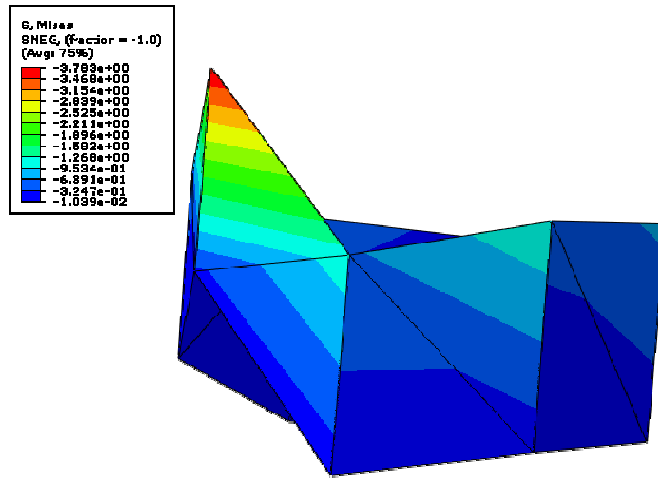
**Şekil 4-115: Tamamı spongios kemik olarak kabul edilen alt çenede mezial implantın orta 1/3' ünde oluşan maksimum gerilme değerleri**



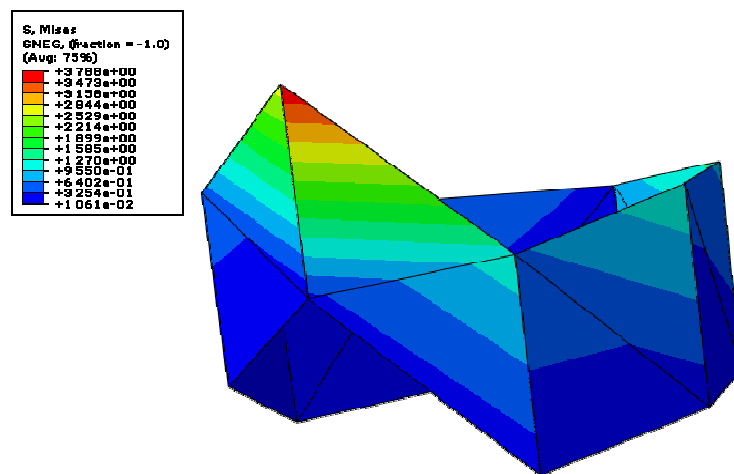
**Şekil 4-116: Tamamı spongios kemik olarak kabul edilen alt çenede Co-Cr alt yapıda mezial implantın orta 1/3' ünde oluşan stres dağılımı**



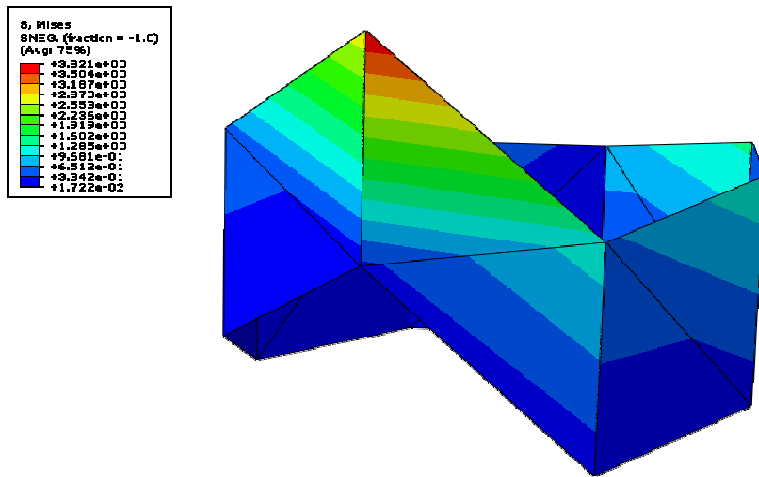
Şekil 4-117: Tamamı spongiöz kemik olarak kabul edilen alt çenede In Ceram Alumina alt yapıda mezial implantın orta 1/3' ünde oluşan stres dağılımı



Şekil 4-118: Tamamı spongiöz kemik olarak kabul edilen alt çenede In Ceram Zirconia alt yapıda mezial implantın orta 1/3' ünde oluşan stres dağılımı



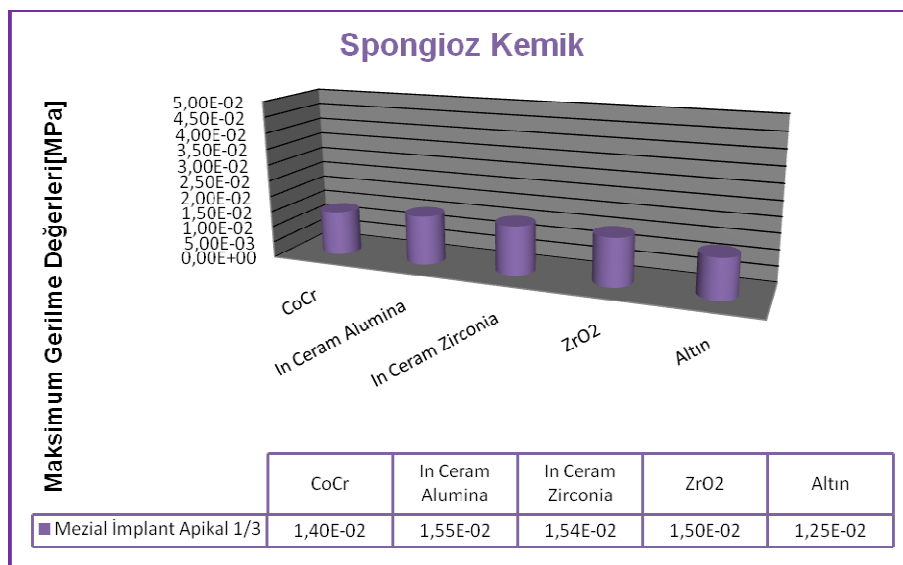
Şekil 4-119: Tamamı spongiöz kemik olarak kabul edilen alt çenede ZrO<sub>2</sub> alt yapıda mezial implantın orta 1/3' ünde oluşan stres dağılımı



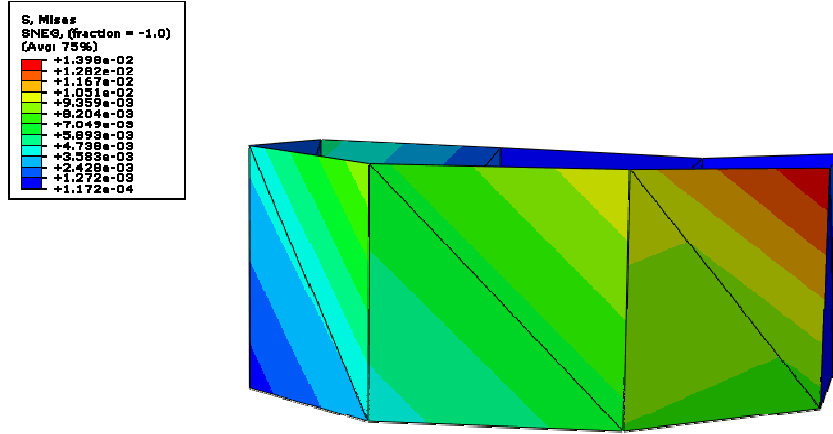
**Şekil 4-120: Tamamı spongiöz kemik olarak kabul edilen alt çenede kıymetli metal alt yapıda mezial implantın orta 1/3' ünde oluşan stres dağılımı**

#### 4.12.3. Tamamı Spongiöz Kemik Olarak Kabul Edilen Alt Çenede Mezial İmplantın Apikal 1/3' ündeki Stres Dağılımı

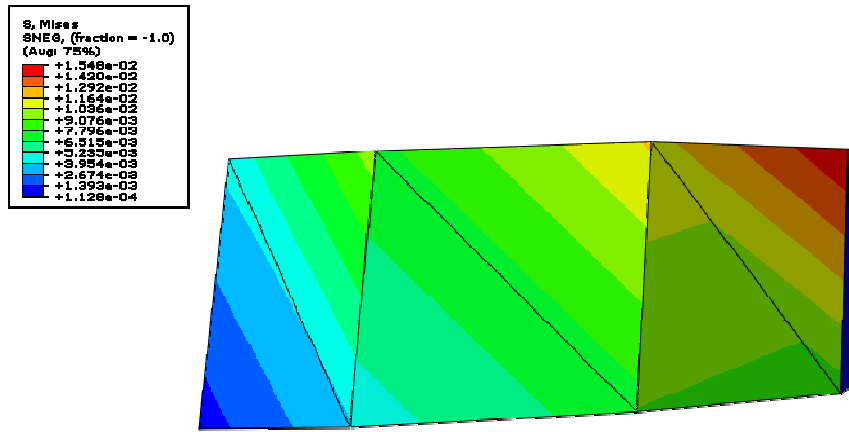
Her beş modelde de implantların servikal bölgesinde en yüksek değerine ulaşan maksimum gerilme değerleri, apikale doğru giderek azalarak bu bölgede minimum değerine ulaşır. Maksimum gerilme değerleri tüm materyallerde apikal bölgede de benzer özellikler göstermektedir (Şekil 4-121). En düşük değer 0,0125 MPa ile kıymetli metal alaşımında elde edilirken, en yüksek değer 0,0155 MPa ile In Ceram Alumina' da elde edildi.



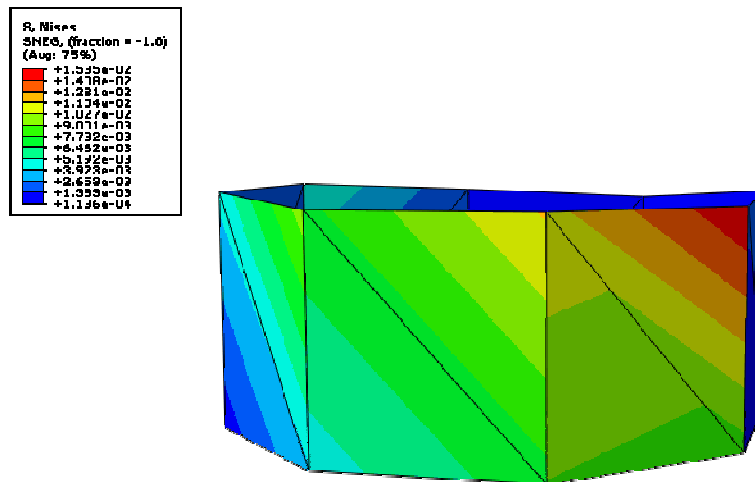
**Şekil 4-121: Tamamı spongiöz kemik olarak kabul edilen alt çenede mezial implantın apikal 1/3' ünde oluşan maksimum gerilme değerleri**



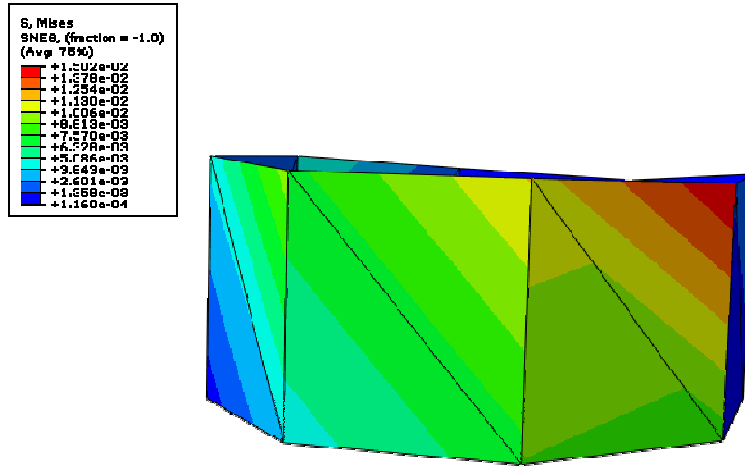
Şekil 4-122: Tamamı spongiöz kemik olarak kabul edilen alt çenede Co-Cr alt yapıda mezial implantın apikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı



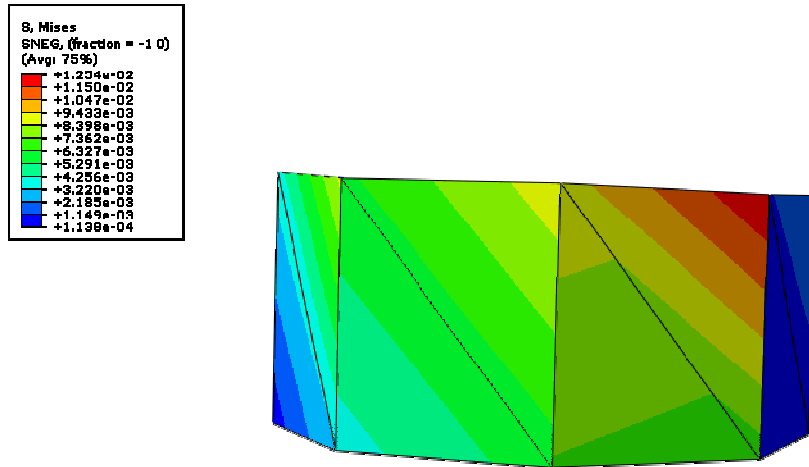
Şekil 4-123: Tamamı spongiöz kemik olarak kabul edilen alt çenede In Ceram Alumina alt yapıda mezial implantın apikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı



Şekil 4-124: Tamamı spongiöz kemik olarak kabul edilen alt çenede In Ceram Zirconia alt yapıda mezial implantın apikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı



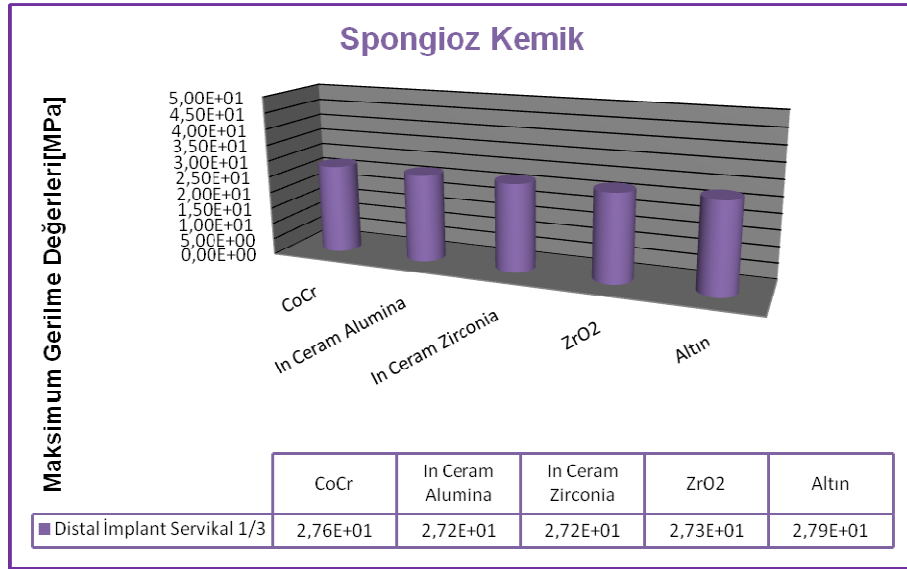
**Şekil 4-125: Tamamı spongios kemik olarak kabul edilen alt çenede ZrO<sub>2</sub> alt yapıda mezial implantın apikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı**



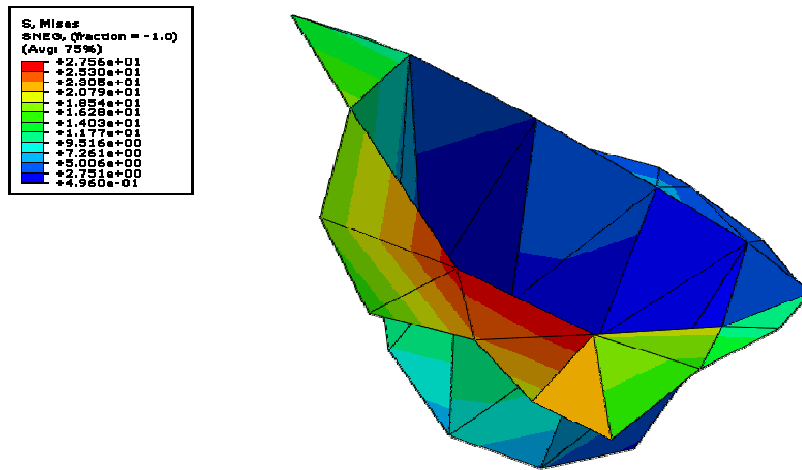
**Şekil 4-126: Tamamı spongios kemik olarak kabul edilen alt çenede kıymetli metal alt yapıda mezial implantın apikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı**

#### 4.12.4. Tamamı Spongios Kemik Olarak Kabul Edilen Alt Çenede Distal İmplantın Servikal 1/3' ündeki Stres Dağılımı

Her beş modelde de maksimum streslerin implant gövdelerinin servikal üçlüsünün bukkal yüzeyinde yoğunlaştığı gözlenmektedir. Materyaller arasında gözlenen ufak farklılıklar dışında, tüm modellerde elde edilen matematiksel değerler benzerdir (Şekil 4-127). İmplantların boyun kısmının destek kemik dokusu ile birleştiği bölgede bir stres yoğunlaşması gözlenmektedir ve bu bölgedeki en yüksek maksimum stres değeri kıymetli metal alaşımında 27,9 MPa olarak ölçüldü. En düşük değer ise In Ceram Alumina ve In Ceram Zirconia materyallerinde 27,2 MPa olarak ölçüldü.

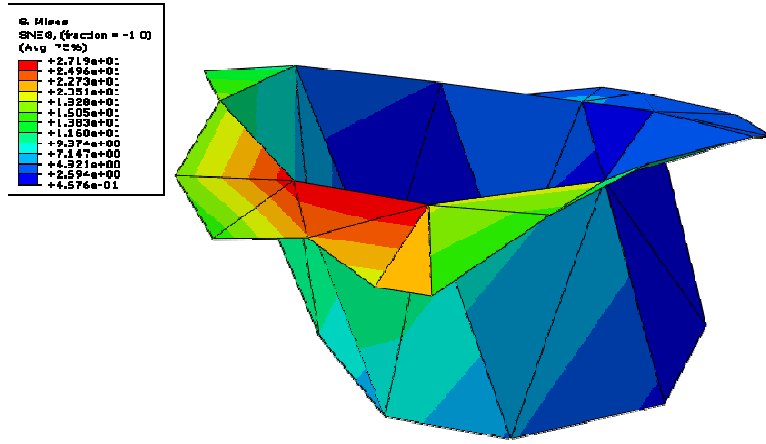


**Şekil 4-127: Tamamı spongios kemik olarak kabul edilen alt çenede distal implantın servikal 1/3' ünde oluşan maksimum gerilme değerleri**

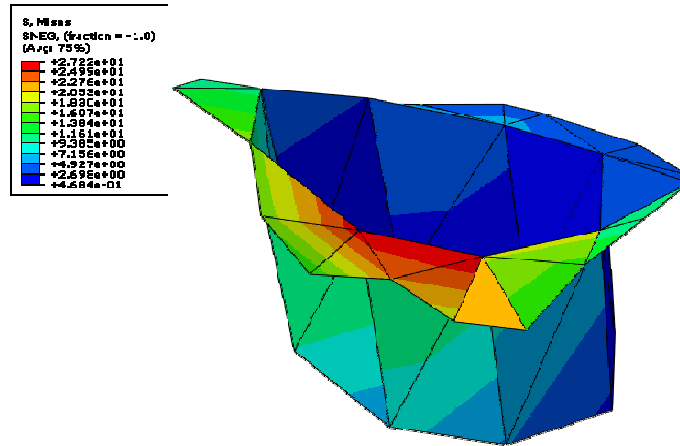


**4-128: Tamamı spongios kemik olarak kabul edilen alt çenede Co-Cr alt yapıda distal implantın servikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı**

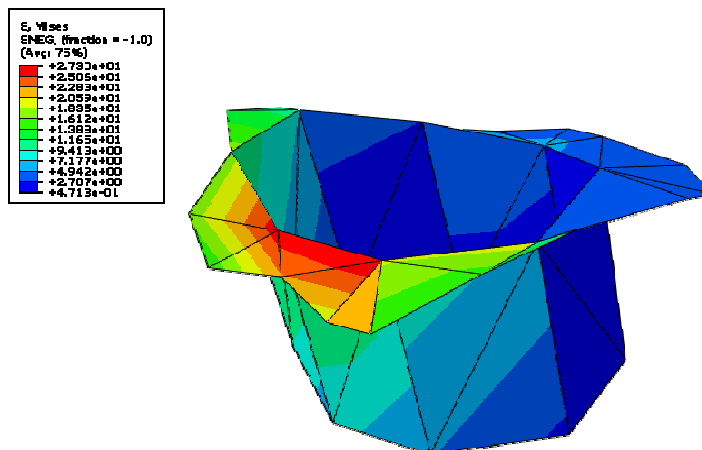




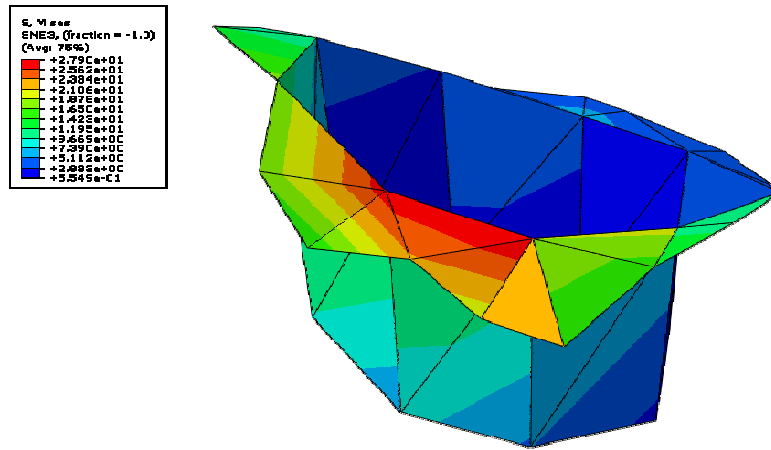
4-129: Tamamı spongiöz kemik olarak kabul edilen alt çenede In Ceram Alumina alt yapıda distal implantın servikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı



4-130: Tamamı spongiöz kemik olarak kabul edilen alt çenede In Ceram Zirconia alt yapıda distal implantın servikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı



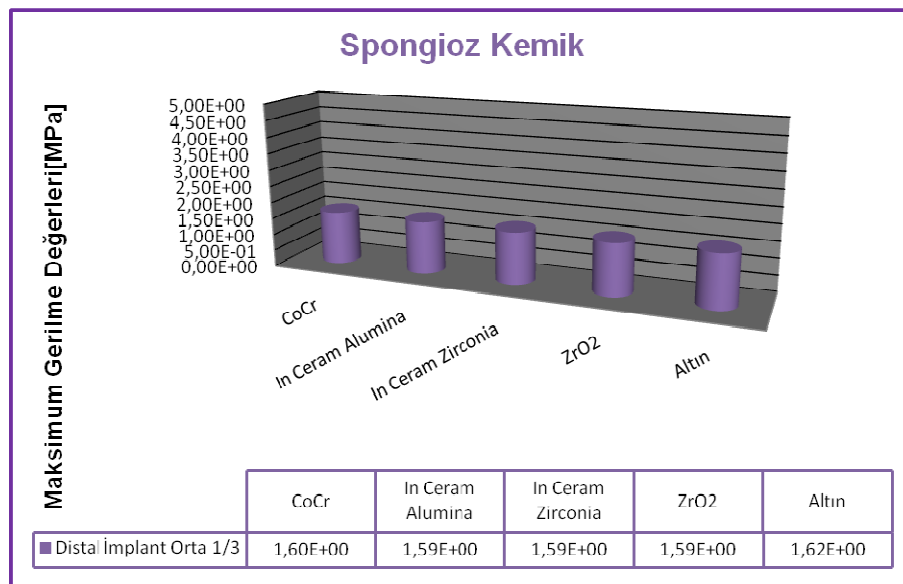
4-131: Tamamı spongiöz kemik olarak kabul edilen alt çenede ZrO<sub>2</sub> alt yapıda distal implantın servikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı



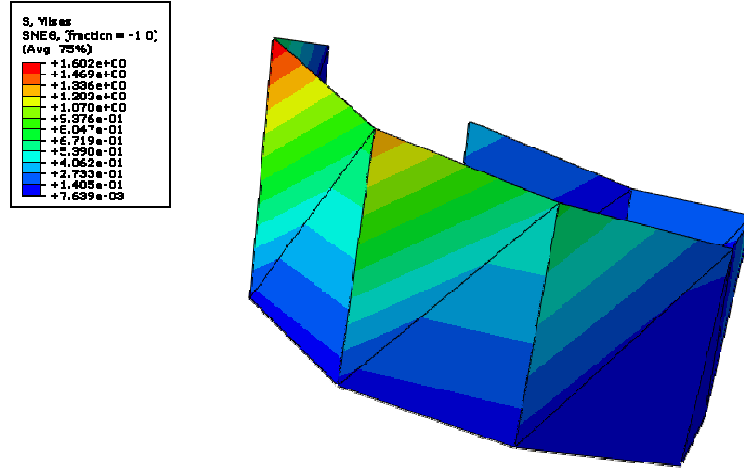
**4-132: Tamamı spongiöz kemik olarak kabul edilen alt çenede kıymetli metal alt yapıda distal implantın servikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı**

#### 4.12.5. Tamamı Spongiöz Kemik Olarak Kabul Edilen Alt Çenede Distal İmplantın Orta 1/3' ündeki Stres Dağılımı

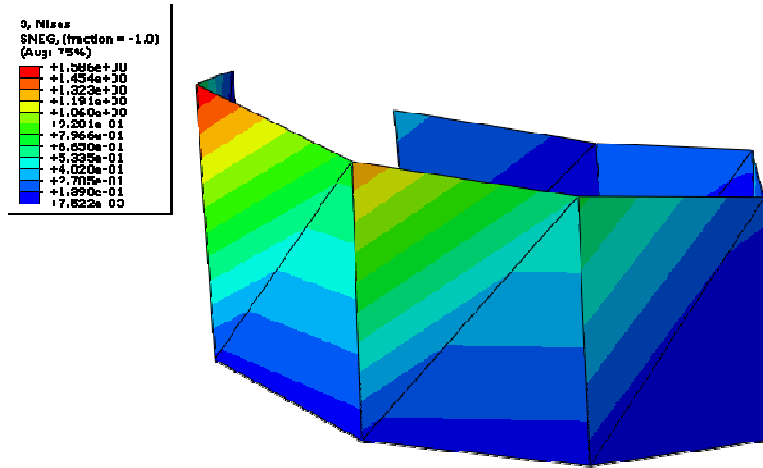
İmplantların servikal bölgesinde maksimuma ulaşan gerilme değerleri, orta bölgede azalmaya başlamaktadır. Her beş modelde de yüzeyel farklılıklar dışında benzer matematiksel değerler elde edildi (Şekil 4-133). Ölçülen en yüksek maksimum stres değeri kıymetli metal alaşımında 1,62 MPa iken, en düşük değer In Ceram Alumina, In Ceram Zirconia ve ZrO<sub>2</sub> materyallerinde 1,59 MPa' dır.



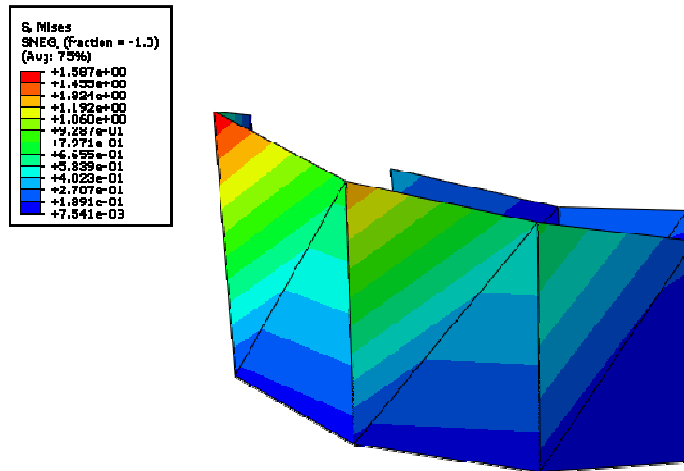
**Şekil 4-133: Tamamı spongiöz kemik olarak kabul edilen alt çenede distal implantın orta 1/3' ünde oluşan maksimum gerilme değerleri**



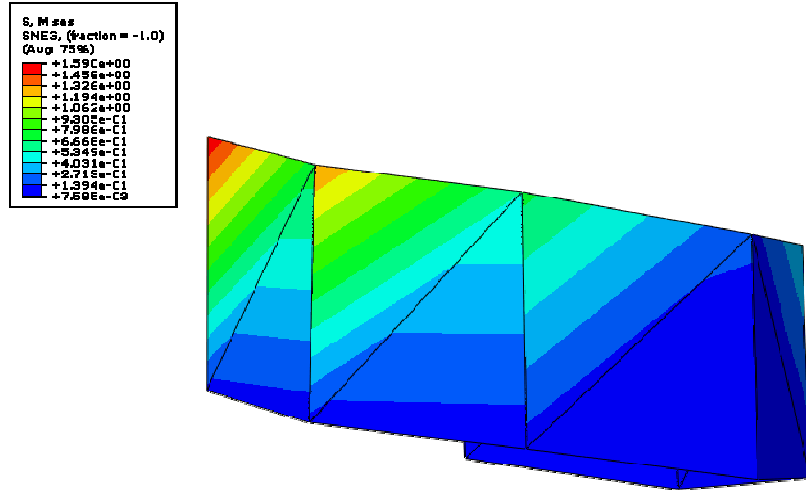
Şekil 4-134: Tamamı spongiöz kemik olarak kabul edilen alt çenede Co-Cr alt yapıda distal implantın orta 1/3' ünde oluşan stres dağılımı



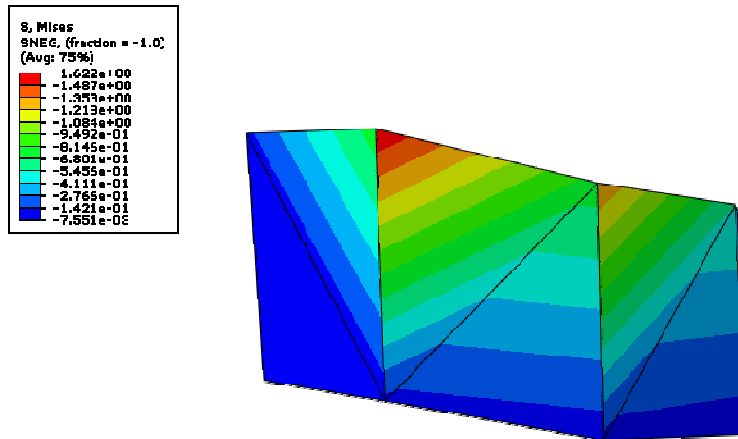
Şekil 4-135: Tamamı spongiöz kemik olarak kabul edilen alt çenede In Ceram Alumina alt yapıda distal implantın orta 1/3' ünde oluşan stres dağılımı



Şekil 4-136: Tamamı spongiöz kemik olarak kabul edilen alt çenede In Ceram Zirconia alt yapıda distal implantın orta 1/3' ünde oluşan stres dağılımı



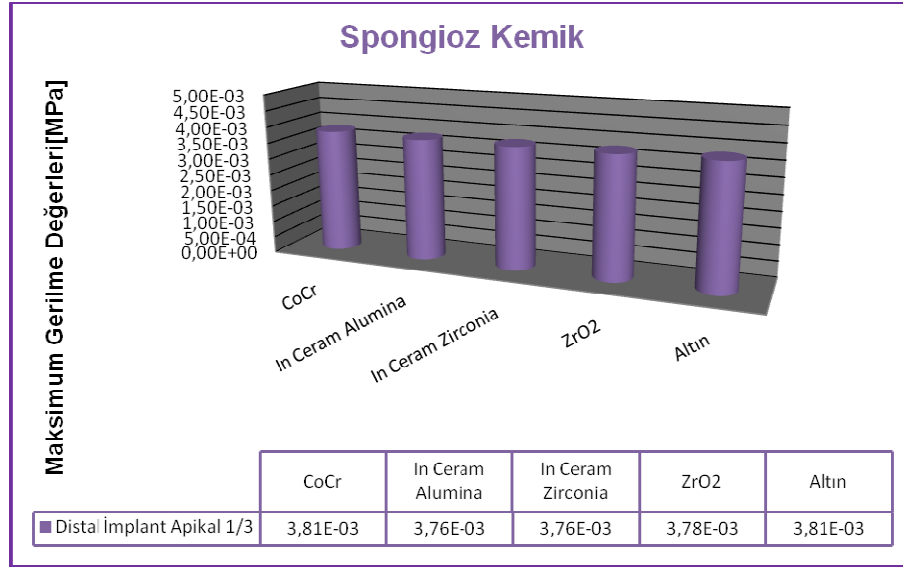
**Şekil 4-137: Tamamı spongiöz kemik olarak kabul edilen alt çenede ZrO<sub>2</sub> alt yapıda distal implantın orta 1/3' ünde oluşan stres dağılımı**



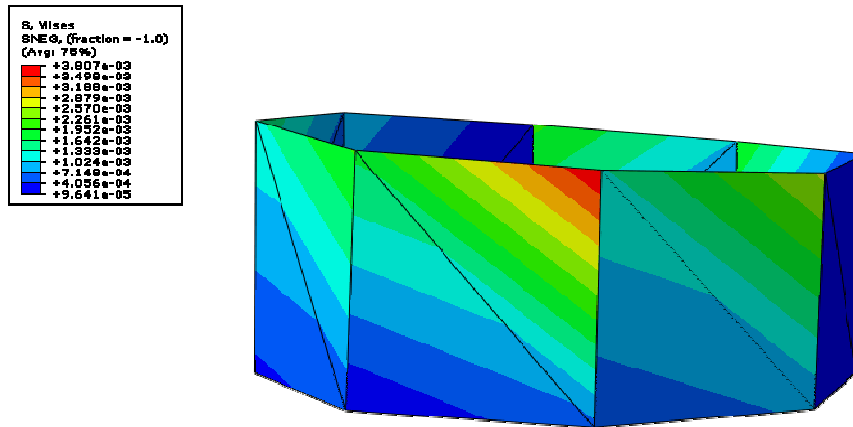
**Şekil 4-138: Tamamı spongiöz kemik olarak kabul edilen alt çenede kıymetli metal alt yapıda distal implantın orta 1/3' ünde oluşan stres dağılımı**

#### 4.12.6. Tamamı Spongiöz Kemik Olarak Kabul Edilen Alt Çenede Distal İmplantın Apikal 1/3' ündeki Stres Dağılımı

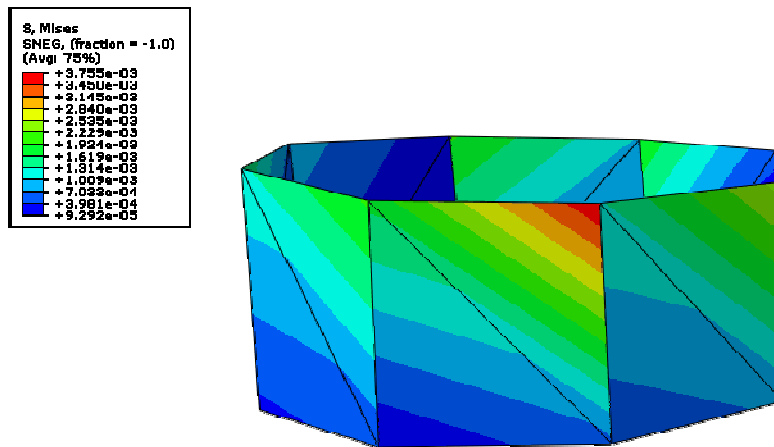
Her beş modelde de implantların servikal bölgesinde en yüksek değerine ulaşan maksimum gerilme değerleri, apikale doğru giderek azalarak bu bölgede minimum değerine ulaşır. Maksimum gerilme değerleri tüm materyallerde apikal bölgede de benzer özellikler göstermektedir (Şekil4-139). En düşük değer 0,00376 MPa ile In Ceram Alumina ve In Ceram Zirconia' da elde edilirken, en yüksek değer 0,00381 MPa ile CoCr ve kıymetli metal alaşımında elde edildi.



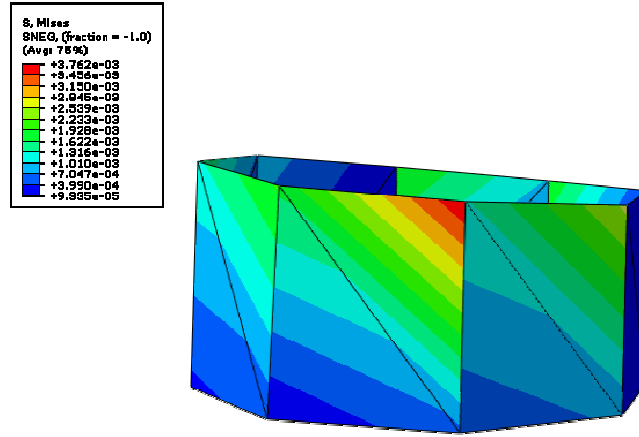
Şekil 4-139: Tamamı spongios kemik olarak kabul edilen alt çenede distal implantın apikal 1/3' ünde oluşan maksimum gerilme değerleri



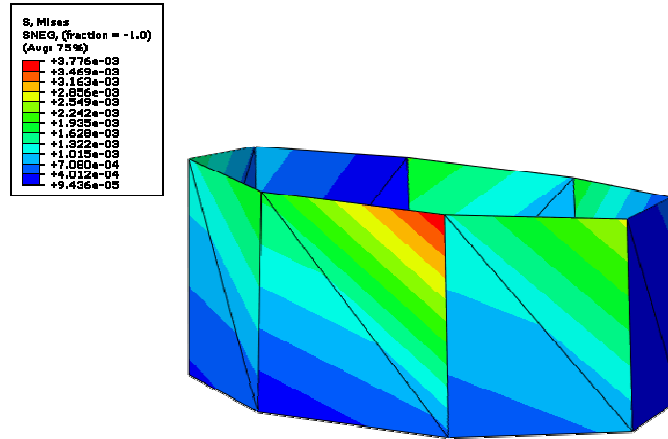
Şekil 4-140: Tamamı spongios kemik olarak kabul edilen alt çenede Co-Cr alt yapıda distal implantın apikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı



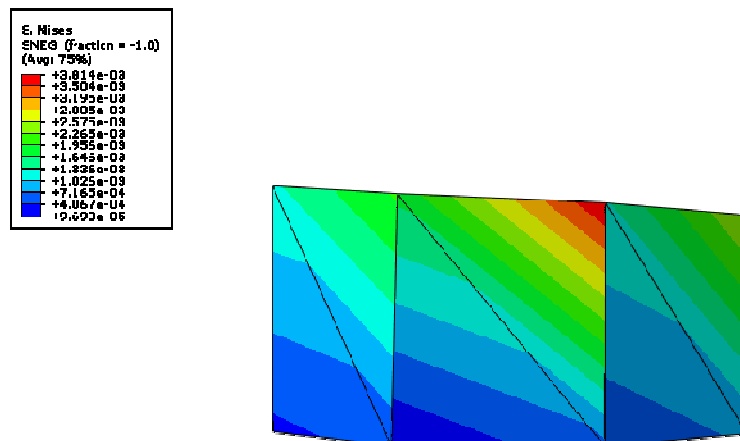
Şekil 4-141: Tamamı spongios kemik olarak kabul edilen alt çenede In Ceram Alumina alt yapıda distal implantın apikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı



Şekil 4-142: Tamamı spongiöz kemik olarak kabul edilen alt çenede In Ceram Zirconia alt yapıda distal implantın apikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı



Şekil 4-143: Tamamı spongiöz kemik olarak kabul edilen alt çenede  $ZrO_2$  alt yapıda distal implantın apikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı



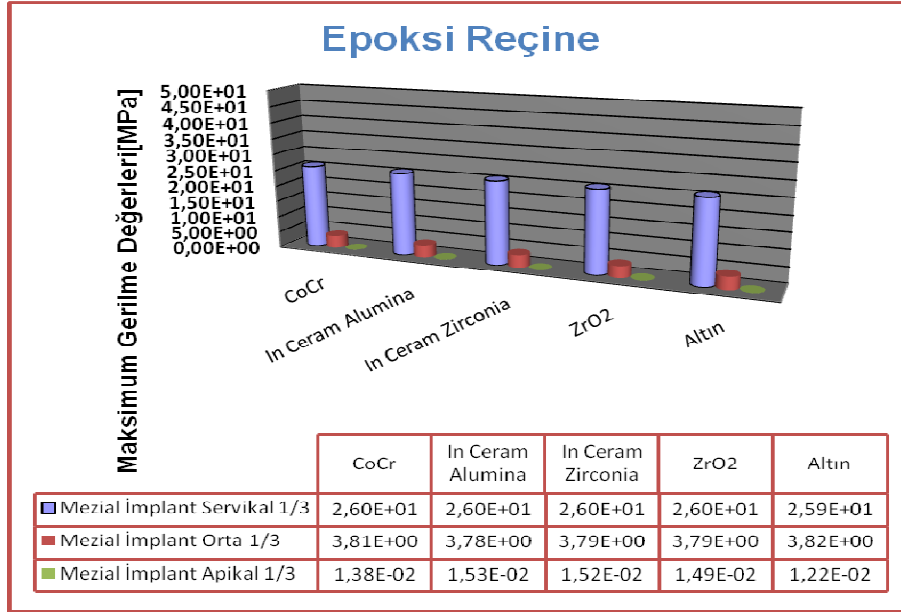
**Şekil 4-144: Tamamı spongios kemik olarak kabul edilen alt çenede kıymetli metal alt yapıda distal implantın apikal 1/3' ünde oluşan stres dağılımı**

#### **4.13. Çeşitli Materyallerden Hazırlanan Alt Çene Modellerinde Farklı Materyallerin Neden Oldukları Maksimum Gerilme Değerlerinin Karşılaştırılması**

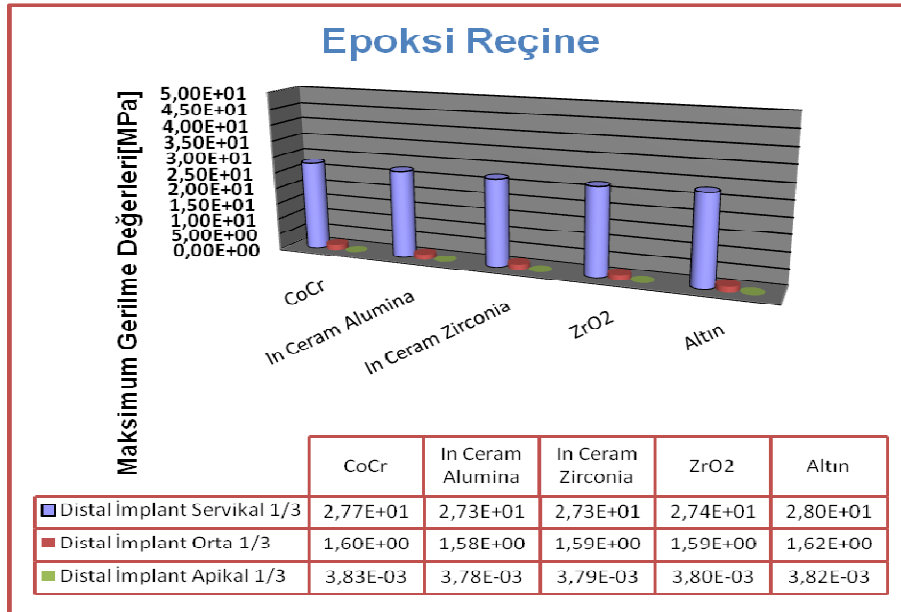
Çalışmamız sonucunda, yüzeyel matematiksel farklılıklar dışında kullanılan 5 farklı alt yapı materyalinde de, hem mezial hem de distal implantlarda oluşan maksimum gerilmeler sayısal değerleri ve konumları açısından büyük benzerlik göstermektedir. Çalışmada kullanılan tüm materyallerde maksimum gerilmelerin mezial ve distal implantların özellikle servikal bölümlerinde yoğunlaştığı gözlenirken, gerilme değerleri orta bölgeye doğru giderek azalarak, apikal bölgede sifıra yaklaşmaktadır. Mezial ve de distal implantlar birbirleriyle karşılaştırıldıklarında ise, distal implantların servikal bölgelerinde oluşan maksimum gerilme değerlerinin, mezial implantların aynı bölgelerine oranla az da olsa daha yüksek olduğu görülmektedir. Buna karşılık mezial implantların orta kısımlarında oluşan maksimum gerilme değerleri, distal implantların aynı bölgelerine oranla daha yüksektir.

Epoksi reçine ve tamamı spongios kemik olarak kabul edilen alt çene modellerinde elde edilen maksimum gerilme değerleri birbirlerine daha yakındır ve bu durum, materyallerin fiziksel ve mekanik özelliklerinin benzerliklerinden kaynaklanmaktadır. Her iki çenede de mezial implantların servikal bölgelerinde elde edilen maksimum gerilme değerleri, tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çene modelindeki mezial implantın servikal bölgesinden daha yüksektir. Distal implantta ise tamamı kortikal kemik olarak kabul edilen alt çene modelindeki distal implantın servikal bölgesinde oluşan maksimum gerilme değerleri, diğer her iki çene modelinden daha yüksektir.

Çalışmamızda kullanılan beş farklı alt yapı materyali sabit kalmak koşuluyla, uygulanan SEA yönteminde çene kemiğinin üretildiği materyallere ait özellikler değiştirildi. Uygulanan bu analizin sonucunda, çene kemiğine ait belirli fiziksel özelliklerin değiştirilmesinin, oluşan maksimum gerilmelerin lokalizasyonu bakımından herhangi bir farklılığa yol açmayacağı belirlendi. Ayrıca elde edilen maksimum gerilme değerlerinin sayısal verileri arasında da önemli bir farklılık bulunamadı.

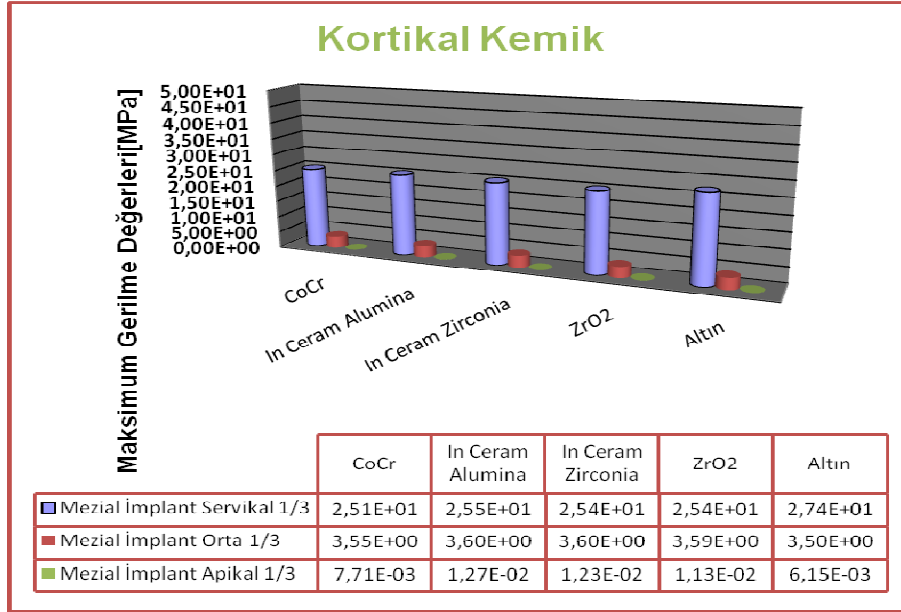


**Şekil 4-145: Epoksi reçine içerisinde farklı materyallerin mezial implantta neden oldukları maksimum gerilme değerleri**

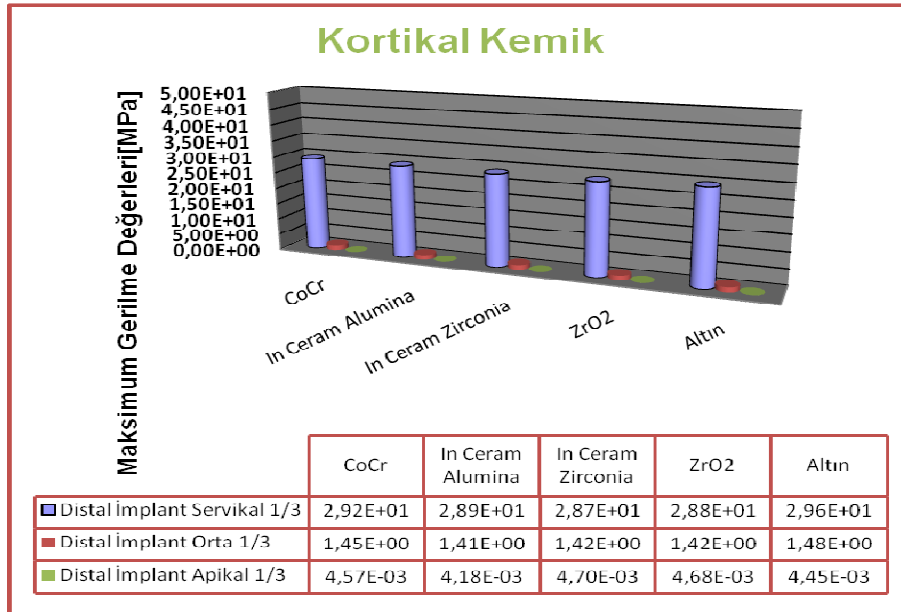


**Şekil 4-146: Epoksi reçine içerisinde farklı materyallerin distal implantta neden oldukları maksimum gerilme değerleri**

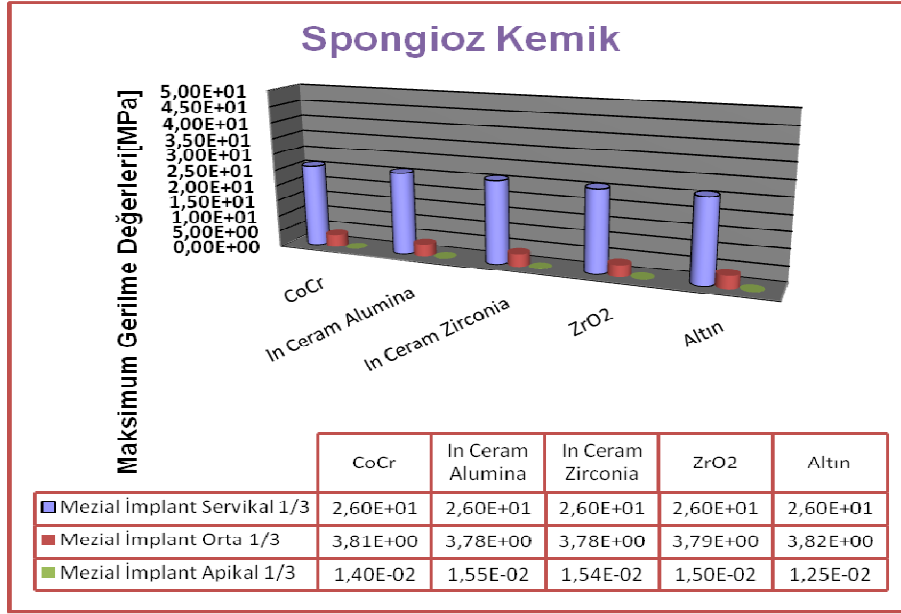




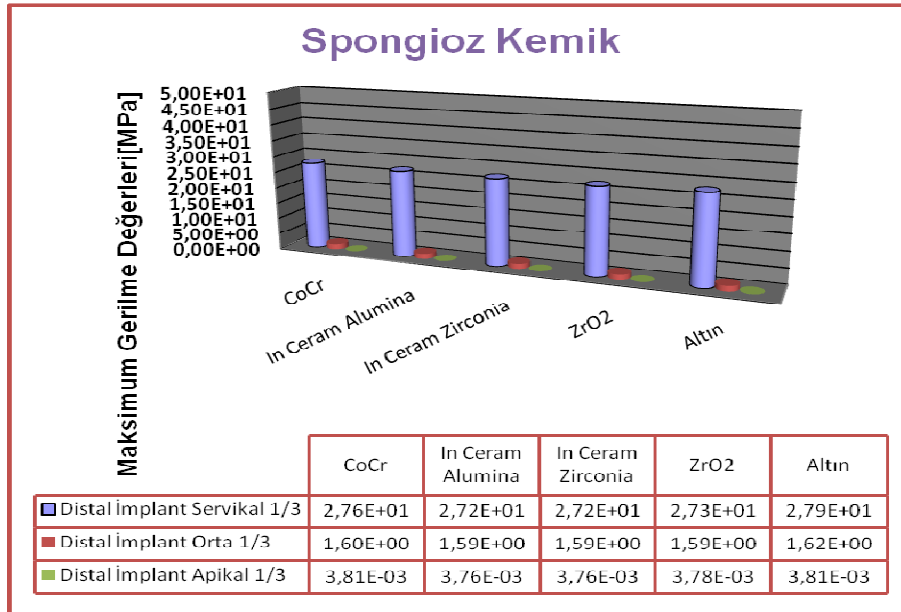
**Şekil 4-147: Kortikal kemik içerisinde farklı materyallerin mezial implantta neden oldukları maksimum gerilme değerleri**



**Şekil 4-148: Kortikal kemik içerisinde farklı materyallerin distal implantta neden oldukları maksimum gerilme değerleri**



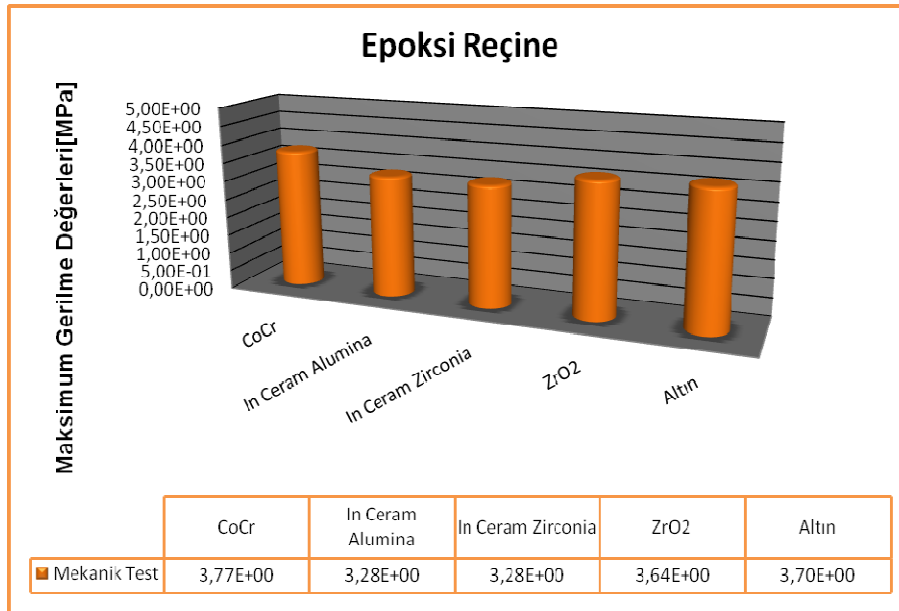
**Şekil 4-149: Spongioz kemik içerisinde farklı materyallerin mezial implantta neden oldukları maksimum gerilme değerleri**



**Şekil 4-150: Spongioz kemik içerisinde farklı materyallerin distal implantta neden oldukları maksimum gerilme değerleri**

#### 4.14. Mekanik Test Sonucunda İmplant Kemik Arayüzünde Belirlenen Stres Dağılımlarının İncelenmesi

Oluşan gerilmeler, Tekscan I-Scan cihazına bağlı 6900 model numaralı sensör yardımıyla eş zamanlı olarak bilgisayar ekranından grafik şeklinde takip edilerek, muhtemel gerilme değişimlerini seçilecek periyodlarda video formatında kaydedildi. Bu sayede oluşan gerilmeleri görsel olarak karşılaştırabilmek mümkün oldu. Ayrıca test sonunda birer matematik matris olarak elde edilen veriler, Matlab (The MathWorks, Inc, Boston, ABD) programı yardımıyla somut sayısal verilere çevrildi. Mekanik testler “Altın” (n=10), “CoCr” (n=10), “In Ceram Alumina” (n=10), “In Ceram Zirconia” (n=10) ve “ZrO<sub>2</sub>” (n=10) olmak üzere beş farklı alt yapı materyali üzerinde yapıldı. Alt yapı materyallerinin mekanik test sonuçları Şekil 4-151’ de görülmektedir.



**Şekil 4-151: Epoksi reçine alt çenede mekanik testte oluşan maksimum gerilme değerlerinin dağılımı**

Mekanik testte kullanılan sensörün kısıtlamalarından dolayı, SEA yönteminde maksimum gerilme değerlerinin elde edildiği implantların çene kemiği ile birleştiği boyun kısmında, mekanik testte ölçüm yapılamadı. Mekanik testteki ölçümler, bu bölgenin yaklaşık olarak 1 mm. apikalinden, sensörlerin algılayıcı alanının bulunduğu bölgeden başlayarak yapıldı. Bu bölgedeki en düşük maksimum gerilme değeri 3,28 MPa ile In Ceram Alumina ve In Ceram Zirconia’ da elde edilirken, en yüksek değer 3,77 MPa ile CoCr metal alaşımında elde edildi. Maksimum gerilme değerleri bu

bölgeden başlayarak implantların apikaline doğru azalarak sifira yaklaşmaktadır. Elde edilen sonuçlar, cihazın mevcut programı sayesinde iki ve üç boyutlu grafikler halinde görselleştirildi. Bu grafiklerde gerilme değerlerinin maksimumda olduğu bölgeler implantların servikale yakın kısımlarını temsil ederken, apikale doğru gidildikçe gerilme değerlerinde gözlenen düşüş grafiksel olarak da takip edilebilmektedir. Distal implantlarda ölçülen bu maksimum gerilme değerlerinin, mezial implantlarda bir miktar azaldığı görülmektedir.

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için NCSS 2007&PASS 2008 Statistical Software (Utah, USA) programı kullanıldı. Çalışma verileri değerlendirilirken niceliksel verilerin karşılaştırılmasında normal dağılım gösteren parametrelerin gruplar arası karşılaştırmalarında Oneway Anova testi ve farklılığa neden olan grubun tespitinde Tukey HSD testi kullanıldı.

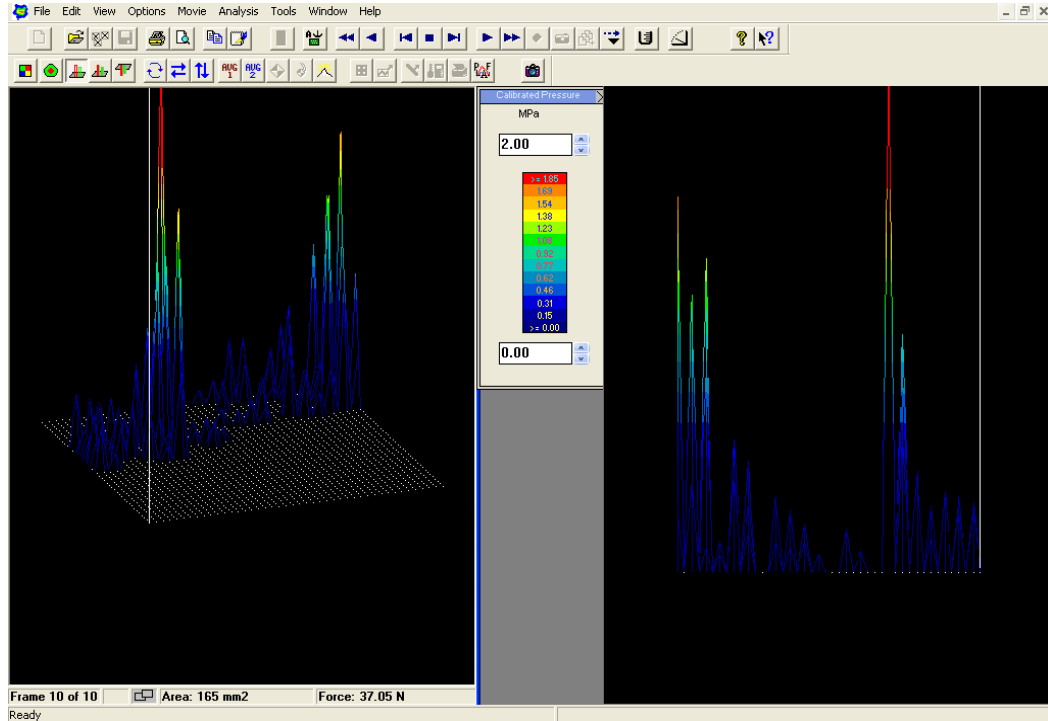
**Tablo 4-1: Alt yapı materyallerinin mekanik test sonuçları açısından değerlendirilmesi**

<b>Mekanik Test Sonucunda</b>		
	<b>Gerilme Oluşumu</b>	<b>Post Hoc Tukey HSD Test</b>
	<b>Ort±SS</b>	
<sup>1</sup> Altın	3,71±0,05	
<sup>2</sup> CoCr	3,77±0,12	2>3,4,5**
<sup>3</sup> In Ceram Alumina	3,28±0,08	1>3,4**
<sup>4</sup> In Ceram Zirconia	3,28±0,07	5>3,4**
<sup>5</sup> ZrO <sub>2</sub>	3,64±0,02	
<b>F</b>	<b>89,754</b>	
<b>p</b>	<b>0,001**</b>	

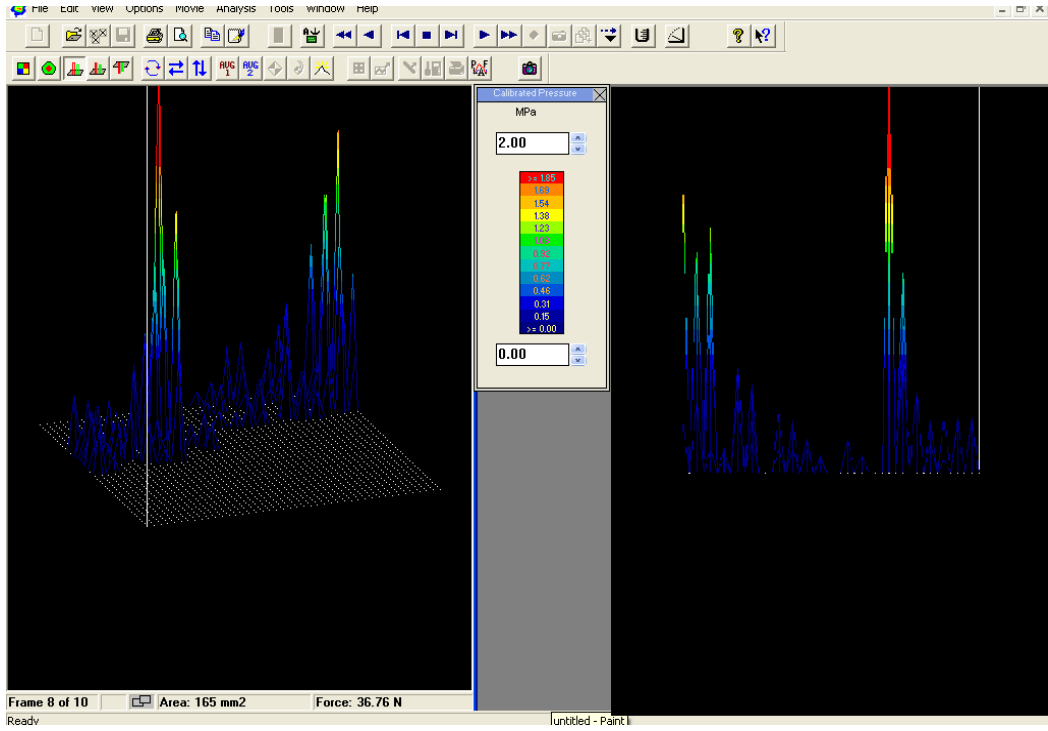
F: Oneway ANOVA test ve Post Hoc Karşılaştırmalarda Tukey HSD test Kullanıldı

\*\* p<0.01

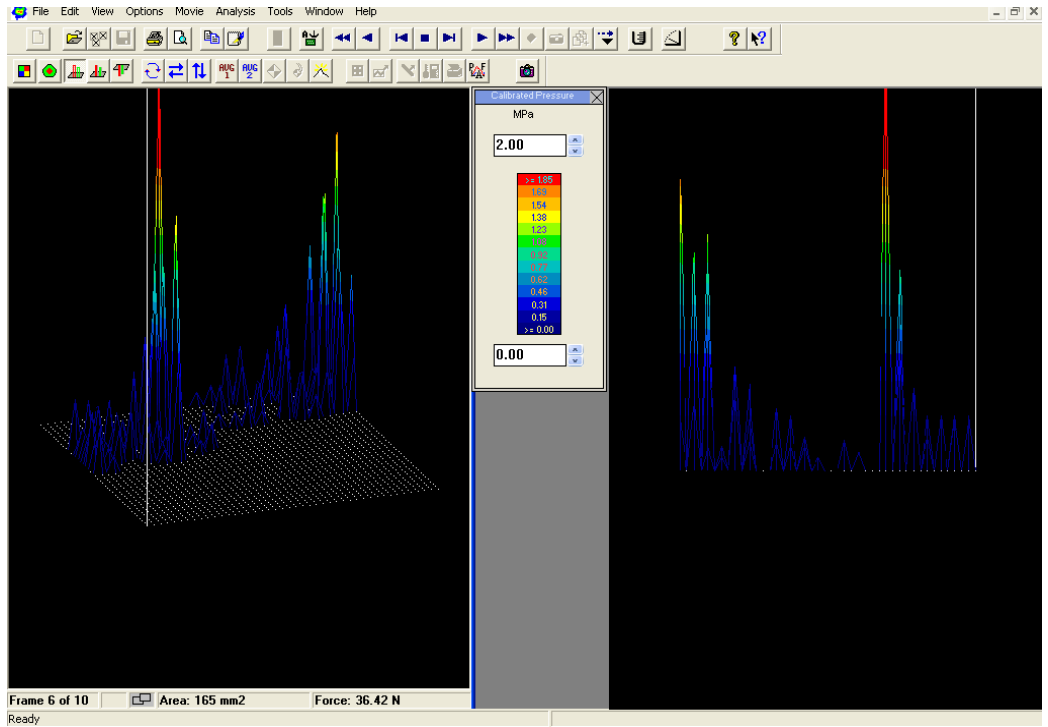
Alt yapı materyallerinin mekanik test sonucunda elde edilen gerilme oluşumu düzeyleri arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $p < 0.01$ ). Mekanik test sonucunda CoCr materyalinde görülen gerilme oluşumu düzeyi, In Ceram Alumina ( $p:0.001$ ;  $p < 0.01$ ), In Ceram Zirconia ( $p:0.001$ ;  $p < 0.01$ ) ve  $ZrO_2$  ( $p:0.006$ ;  $p < 0.01$ ) materyallerinde görülen gerilme oluşumundan anlamlı şekilde yüksektir. Mekanik test sonucunda Au materyalinde görülen gerilme oluşumu düzeyi, In Ceram Alumina ( $p:0.001$ ;  $p < 0.01$ ) ve In Ceram Zirconia ( $p:0.001$ ;  $p < 0.01$ ) materyallerinde görülen gerilme oluşumundan anlamlı şekilde yüksektir. Mekanik test sonucunda  $ZrO_2$  materyalinde görülen gerilme oluşumu düzeyi, In Ceram Alumina ( $p:0.001$ ;  $p < 0.01$ ) ve In Ceram Zirconia ( $p:0.001$ ;  $p < 0.01$ ) materyallerinde görülen gerilme oluşumundan anlamlı şekilde yüksektir. Au ve CoCr ( $p:0.417$ ;  $p > 0.05$ ), Altın ve  $ZrO_2$  ( $p:0.324$ ;  $p > 0.05$ ), In Ceram Zirconia ve In Ceram Alumina ( $p:1.000$ ;  $p > 0.05$ ) materyallerinde görülen gerilme oluşumu düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır. Mekanik test sonucunda elde edilen sayısal değerler arasındaki farkların küçük olması, bu durumun istatistiksel açıdan anlamlı olmasına rağmen klinik açıdan büyük bir anlam taşımamasına neden olmaktadır.



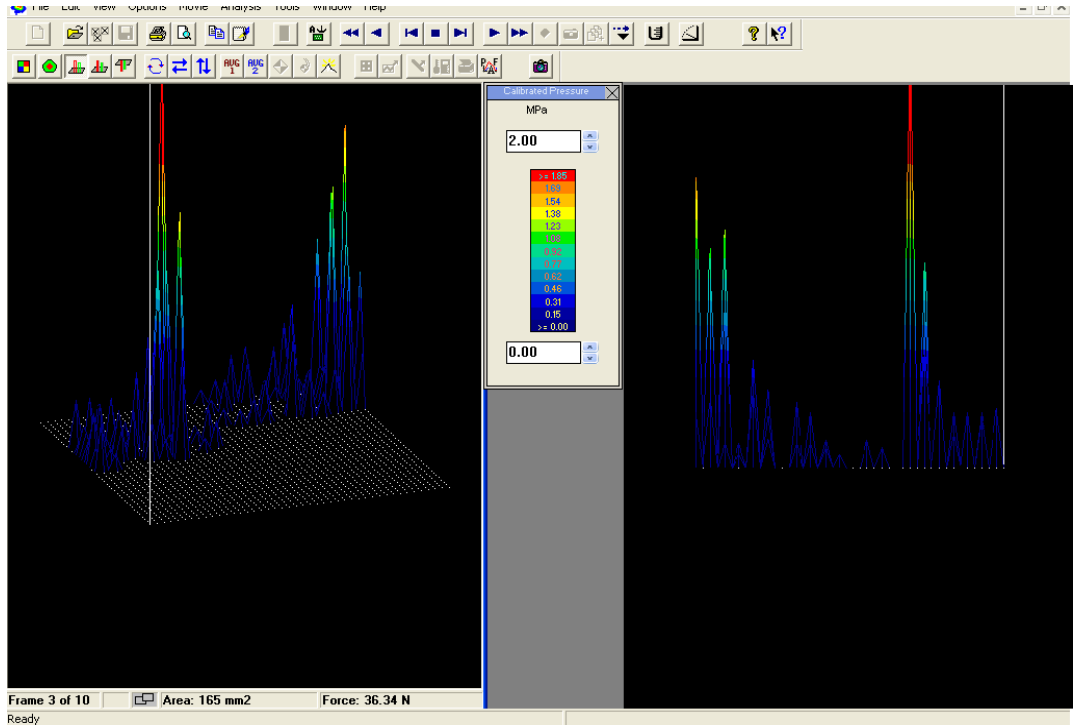
**Şekil 4-152: Epoksi reçine alt çenede Co-Cr alt yapıda mekanik testte oluşan stres dağılımı**



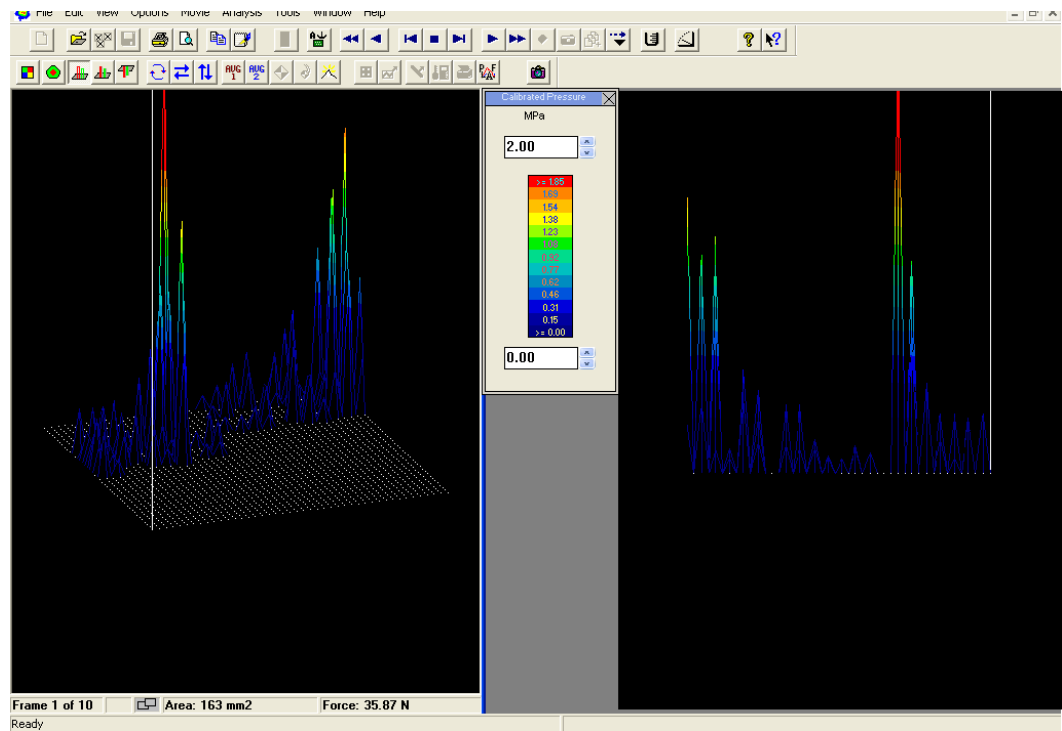
**Şekil 4-153: Epoksi reçine alt çenede In Ceram Alumina alt yapıda mekanik testte oluşan stres dağılımı**



**Şekil 4-154: Epoksi reçine alt çenede In Ceram Zirconia alt yapıda mekanik testte oluşan stres dağılımı**

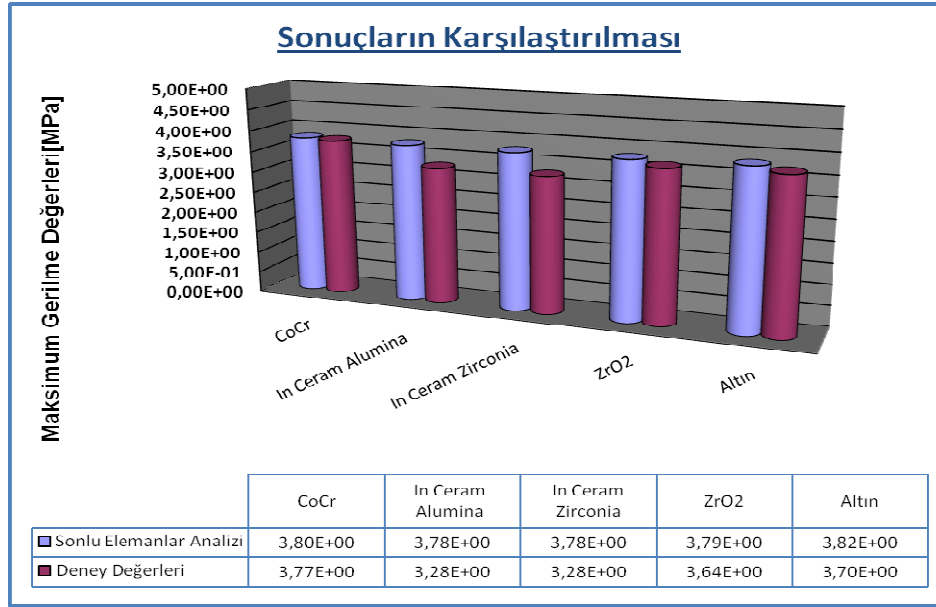


Şekil 4-155: Epoksi reçine alt çenede ZrO<sub>2</sub> alt yapıda oluşan mekanik teste stres dağılımı



Şekil 4-156: Epoksi reçine alt çenede kıymetli metal alt yapıda mekanik teste oluşan stres dağılımı

Çalışmamızın sonucunda, mekanik testin kısıtlamaları dışında ölçüm yapılabilen bölgelerde elde edilen gerilme değerleri (Şekil 4-157) ve bu gerilmelerin lokalizasyonlarının, her iki test yönteminde de birbirlerine paralellik gösterdiği gözlemlendi.



**Şekil 4-157: SEA ve mekanik test sonuçlarının karşılaştırılması**

Elde edilen sonuçlar arasındaki farklılara rağmen uygulanan iki farklı test yöntemi arasındaki uyuma bakıldığında, sonuçların birbirleri ile paralel olduğu görülmektedir. Uygulanan iki farklı test yönteminde elde edilen gerilme değerleri arasında en yüksek farkın bulunduğu In Ceram Alumina ve In Ceram Zirconia gruplarında bu test yöntemleri birbirlerini %86,77 oranında desteklerken, bu oran CoCr grubunda %99,21 seviyesindedir (Tablo 4-1).

**Tablo 4-2: Her iki test yöntemi ile elde edilen değerlerin tutarlılığının karşılaştırılması**

Deney Grubu	CoCr	Kıymetli Metal	ZrO <sub>2</sub>	In Ceram Alumina	In Ceram Zirconia
SEA	3,80	3,82	3,79	3,78	3,78
Mekanik test	3,77	3,70	3,64	3,28	3,28
Test yöntemleri arasındaki fark	%0,78	%3,14	%3,95	%13,22	%13,22



Elde edilen gerilme değerleri SEA yönteminde, deney yöntemine oranla daha yüksek olmakla birlikte, mevcut gerilmelerin lokalizasyonu ve de destek doku içerisindeki dağılımı incelendiğinde, her iki yöntemin niteliksel olarak tutarlı ve kıyaslanabilir olduğu görölmektedir.

## 5. TARTIŞMA

Dental protezler, çeşitli nedenlerle oluşan diş kayıplarına bağlı olarak bozulan fonksiyon, estetik ve fonasyonun yeniden oluşturulması amacıyla hazırlanmaktadır. Son yıllarda yaşanan teknolojik gelişmeler, kullanılan protetik materyal çeşitliliğini artırmakta ve yapılacak protez planlamasında değişikliklere neden olmaktadır. Ayrıca günümüzde dental implantların da sürekli gelişme göstermesi hastaların tedavi seçeneklerini artırmaktadır.

Günümüzde tedavi planlaması, implant dizaynı, materyaller ve teknikler konusunda halen devam eden bilimsel çalışmalar sayesinde pek çok zor klinik durumun rehabilitasyonu başarı ile gerçekleştirilebilmektedir. İmplantoloji konusundaki çalışmalarda elde edilen yüksek başarı oranları daha fazla implant uygulanması sonucunu doğurmuş, bu sonuç ise implantoloji konusunda daha fazla bilimsel araştırma, bilimsel çalışma yapılmasına sebep olmuştur.

Hastaların beklentilerinin artmasıyla birlikte başlangıçta sıklıkla hareketli protezlere destek olarak uygulanan implantların sabit protetik restorasyonları desteklediği uygulamaların artmasına neden olmuştur. Gelişen implant üstü protezler ve dental materyaller kemik dokusunda karmaşık biyomekanik özellikleri de beraberinde getirmektedir.

Dental implantlar titanyum veya alaşımlarından üretilmektedir. Titanyumun elastiklik modülü kortikal kemikten 7-10 kat daha rijidittir (2, 208). Mekanik bir prensip olarak farklı elastiklik modülüsüne sahip 2 materyal arada herhangi başka yapı bulunmaksızın bir araya getirilip yüklendiğinde 2 materyalin ilk temas bölgelerinde aşırı gerilmeler gözlenecektir (188, 296). Bu durum implantların kemik içerisine yerleştirilerek analiz edildiği foto elastik ve 3 boyutlu SEA çalışmalarında da gözlenmiştir (33, 64, 76, 205, 208, 227, 261).

Krestal kemik kaybının klinik geometrik şekli SEA çalışmaları ile benzerdir. Stres ve kemik remodelizasyonu arasındaki ilişkiye ait ilk çalışmalardan bir tanesi Kummer tarafından 1972'de yapılmıştır (177). İmplant uygulamalarının yaygınlaşmasıyla birlikte, implant destekli protez tedavisinde ortaya çıkması muhtemel problemlerin en aza indirilmesi amacıyla yapılan çalışmaların sayısı da artmıştır.

Osseointegre olmuş bir implantın kaybedilmesindeki en önemli neden, biyomekanik kavramların tam olarak anlaşılabilmesidir (166, 184, 244, 246, 273, 305). İmplant uygulaması sonrasında oluşan krestal kemik kaybının miktarı oklüzal kuvvetlerin uygun bir şekilde dağıtılmasına ve implantın boyun kısmını saran kemik dokusunda aşırı gerilimlerin oluşumunun önlenmesine bağlıdır (214).

Oklüzal kuvvetlere bağlı olarak oluşacak gerilimlerin biyolojik dokular tarafından nasıl karşılandıklarının bilinmesi, implant destekli tedavi planlamasında en önemli yol göstericidir.

Diş destekli sabit protetik restorasyonlarda, bu iletimde kural bölgede mine ve dentin yerini farklı restoratif materyallere bıraksa da, diş ve şok absorpsiyon mekanizmasına sahip periodontal doku benzer şekilde stresin kemik yapıya iletiminde rol oynar (269).

İmplant destekli sabit protetik restorasyonlarda ise, fonksiyonel kuvvetler sonucu oluşan stresler restorasyon materyeli, abutment ve implant aracılığıyla doğrudan kemiğe iletilir (269).

Kullanılan farklı sistemlerde stres iletim mekanizmaları ve materyaller farklı olsada sonuçta oluşacak gerilme fizyolojik limitler içinde olmalı, aşırı stres birikimleri ortadan kaldırılmalıdır. Bu nedenle materyallerde veya destek yapıda ortaya çıkacak streslerin analizi önem taşımaktadır.

Diş hekimliğinde implantlar, implant üstü protetik yapılar ve kemik dokusunda in vivo gerilme analizi yapmak güç, bazen de olanaksızdır. Bu nedenle gerilme analizi çalışmaları bir model üzerinde yapılır. Tüm gerilme analizi metodlarında modelin canlı dokuya benzerliği oranında doğru sonuçlar alınabilir (58). Günümüzde implantları çevreleyen dokuların mevcut durumlarını test etmeye yarayacak noninvaziv yöntemlerin bulunmaması ve bu amaçla kullanılacak biosensörlerin eksikliği, bu durumun başlıca nedenidir (92). In vitro çalışmalarda kullanılan materyallerin canlı dokuların komplike yapılarını taklit etmedeki yetersizlikleri, biyomekanik stress analiz yöntemlerinin en önemli kısıtlamalarıdır. Ayrıca doğal ortamdaki bir durumu mekanik bir deney düzeneğine ve ya matematiksel bir analiz modeline birebir olarak aktarabilmek de diğer bir problemdir. Dolayısıyla deneysel çalışmalar, hayvan deneyleri ve insanlar üzerinde yapılan çalışmaların sonuçları arasında farklılıklar oluşabilir. Bu nedenle farklı çalışmalara ait sonuçları insan vücudundaki mevcut

duruma aktarırken ve deney sonuçlarını yorumlarken dikkat ve şüpheyle yaklaşmak gerekir (92).

Biyolojik yapılarda stres analizi yapmak, tedavi ve protez malzemelerinde analiz yapmaktan daha zordur. Bu amaç doğrultusunda farklı stres analiz yöntemleri geliştirilmiştir. Stres analizlerindeki esas amaç, modelin gerçek organ, doku ve restoratif materyali mümkün olduğunca benzemesi ve fonksiyonel uygulamanın da gerçekte organizmada etkili olan kuvvetleri şiddet, yön ve tip olarak taklit edebilmesine sağlamaktır. Bu koşullar sağlandığı takdirde analiz sonuçları gerçeği yansıtır ve bilimsel olarak geçerli sayılabilir (20).

Çalışmamızda uygulanan mekanik test yöntemine ve SEA yöntemine ait sonuçlar karşılaştırıldığında, implant çevresindeki destek dokularda maksimum gerilme değerlerinin olduğu bölgeler ve oluşan gerilmelerin dağılımı büyük paralellik göstermektedir. Her iki yöntemde de maksimum gerilmeler implantların boyun kısımlarına yakın bölgelerde oluşurken, apikale doğru gerilme değerleri giderek azalmaktadır. Ayrıca her iki yöntemle elde edilen gerilme değerleri arasında anlamlı bir farklılık gözlenirse de, sayısal açıdan büyük yakınlık göstermektedir. Bu durumda her iki yöntem arasında niceliksel farklılıklar olsa da, yöntemlerin niteliksel açıdan birbirleri ile uyumlu ve karşılaştırılabilir olduğu sonucuna varılabilir (8). Niceliksel açıdan farklı deney yöntemlerine ait sonuçlar arasındaki farklılıklar, belirli bir düzeye kadar başarılı kabul edilmelidir. Bu farklar, mekanik deney düzeneğinde kullanılan abutment vidasının sıkılmasında uygulanan gücün miktarı, simante restorasyonlardaki siman faktörü, restorasyonun pasif uyumu ve kuvvet uygulanan alanın büyüklüğü gibi, SEA yöntemine birebir olarak aktarılamayan faktörlerden kaynaklanabilir (8).

Yapılan literatür taraması, SEA metodunun kırılma vernik, strain gauge ve fotoelastik gerilme analizi gibi deneysel yöntemlere oranla daha avantajlı olduğunu göstermiştir (8, 24, 64, 73, 119).

SEA'nın genel kullanım amacı, bir yapının kendisinin ya da o yapının bir parçasının belirlenen bir kuvvet altındaki davranışını incelemektir. Fiziksel bir problemin matematiksel bir modele dönüştürülmesi belirli varsayımlar gerektirir. Bu durum model oluşturulması ve analiz yapılabilmesi için şarttır. Kemik implant ilişkisinin histomorfometrik özellikleri, araştırmacıları problemi basite indirgemeye zorlamaktadır. Bu varsayımlar SEA sonuçlarının doğruluğunu belirgin olarak

etkilemektedir. Bununla birlikte birçok çalışmada SEA diğer yöntemlerle karşılaştırılmış ve birbirleri ile uyumlu sonuçlar elde edilmiştir (33, 165, 172).

Kırılğan vernik metodunun nümerik değer vermemesi, fotoelastik metodunda incelenecek olan modellerin aralditten yapılması ve buna bağlı olarak materyal özelliklerinin gerçeğe uygun olmaması, gerinim ölçer metodunda ise sadece ölçüm cihazlarının yapıştırıldığı bölgede ölçüm yapılabilmesi gibi olumsuzluklar söz konudur (64, 79). Bu nedenlerden dolayı yapılan çalışmalarda söz konusu metodların kullanımı tercih edilmemektedir .

SEA' nın diğer analiz metodlarına göre avantajları şu şekilde sıralanabilir:

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 yanı sıra araya yapay bir model materyali veya malzeme girmeden yapının mekanik özellikleri ile uygunluğunun mümkün olan en iyi şekilde elde edilebilmesi,
4. Hem gerilme dağılımının, hem de deplasmanların birlikte ve çok hassas olarak elde edilebilmesi,
5. Deneysel aracın kolaylıkla kontrolü ve sınır koşullarının değiştirilebilmesi gibi üstünlüklere sahiptir (93).

İki boyutlu SEA metoduyla implant doku ilişkisini modellemek pek çok açıdan yetersiz kalmaktadır (247, 248, 272, 307). Üç boyutlu SEA metodu ile iki boyutluya oranla daha gerçekçi sonuçlar elde edilmektedir (84, 147, 168, 170, 209, 267, 279).

İsmail ve ark. 1990 yılında blade tipi implantları kullanarak iki ve üç boyutlu SEA metodlarını karşılaştırdıkları çalışmada, iki boyutlu analizin normal gerilme dağılımlarını detayları ile yansıtmada sadece asal gerilme dağılımlarının incelenmek istendiği durumlarda yeterli olduğu bildirilmiştir (152).

Canlı doku ve organlarda stres analizi yapmak güç olduğu için çalışacak yapının ya da canlı dokunun bir modelinin üzerinde analizler gerçekleştirilir. Modelin canlı dokuya benzerliği oranında doğru sonuçlar elde etmek mümkün olur (25).

Bu nedenlerden dolayı çalışmamızda, implant çevresindeki kemik dokusunda meydana gelen gerilmelerin tespit edilmesinde daha detaylı bir yöntem olan üç boyutlu SEA yöntemi tercih edilirken, protezlerde oluşan gerilmelerin incelenmesinde iki boyutlu analiz yöntemi kullanıldı. Mekanik test yöntemi olarak da BT verileri doğrultusunda SLA tekniği ile üretilen fotopolimer akrilik reçine çene kemiği modeli içerisine basınç sensörlerinin yerleştirilmesi tercih edildi. Kırılğan vernik metodundan farklı olarak, kullanılan basınç sensörü sayesinde implant kemik arayüzünde oluşan gerilme değerleri grafik olarak video formatında kaydedilebilmekte ve deney sonucunda elde edilen sayısal matriks uygun bir matematik programında işlenerek nümerik değerler elde edilebilmektedir. Kullanılan mekanik test yöntemi, sanayide ve de tıp alanında özellikle ortopedide eklemlerle ilgili çalışmalarda sıklıkla kullanılsada, yapılan literatür taramasında diş hekimliğinde herhangi bir kullanımına rastlanmadı.

Strain gauge kullanılarak yapılan çalışmalarda gerinim ölçerler düzeneğin yüzeyinden ölçüm yaparken, çalışmamızda kullanılan sensörler, implantın çevresine sarılarak implant ile kemiğin birleşim yüzeyinde ölçüm yapabilmektedir. Çalışmamızda kullanılan mekanik test yöntemine ait bir kısıtlama ise, implant çevresine sarılan basınç sensörlerinin yüzey alanlarının tamamında algılayıcıların bulunmamasıdır. Sensör etrafında çepeçevre yaklaşık 1 mm. koruyucu folyo bulunmaktadır ve bu alanlar ölçüm yapamamaktadır. Ayrıca sensörlerin yeterli esneklikte olmamaları, ölçümlerin sadece düz yüzeylerle sınırlı olmalarına neden olmaktadır. Bu nedenle çalışmamızda hazırlanan mekanik test düzeneğinde implant-kemik arayüzündeki gerilme değeri ölçümleri, SEA yönteminde maksimum gerilme değerlerinin gözlemlendiği implant ile çene kemiğinin birleşim noktasında uygulanamamaktadır. Mekanik testte ölçüm işlemi, bu bölgenin yaklaşık olarak 1 mm. apikalinde başlamaktadır. Bu durum, mekanik testin bir kısıtlaması olarak kabul edilmektedir. Bununla birlikte aynı bölgeler için SEA yöntemi ve mekanik testte elde edilen sayısal değerler tutarlılık göstermektedir. Tüm yüzeyinde algılayıcıların bulunduğu sensörlerin geliştirilmesi, mekanik testin bu tür kısıtlamalarının önüne geçilmesini sağlayacaktır.

Fotoelastik gerilme analizi metodunda incelenecek olan modellerin yapıldığı materyalin özelliklerinin gerçeğe uygun olmamakla birlikte çalışmamızda kullanılan fotopolimer reçine gerek elastik modülüsü gerekse Poisson Oranı bakımından spongiöz kemik ile çok yakın özellikler göstermektedir (86, 99). Bununla birlikte çene kemiği

modelinin hazırlanmasında BT verilerinden yararlanılması anatomik yapıların ve kemik yapısındaki boşlukların büyük oranda gerçeğe uygun olarak yansıtılmasına olanak sağlamaktadır. Buna rağmen mevcut malzemelerin ve de üretim tekniklerinin kısıtlamalarından dolayı çene kemiğini doğal yapısında olduğu biçimde iki katman ve farklı elastik modülüsü değerlerinde üretmek mümkün olmamaktadır.

SEA ile yapılan çalışmalardaki en önemli dezavantaj doğal yapıların taklit edilebilmesi amacıyla ağız içindeki büyük değişkenlikler gösterebilen bir takım faktörlerin sabit olarak kabul edilebilmesi zorunluluğudur (6). 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 yapıya sahiptir. Buna ilave olarak çalışmamızda kabul ettiğimiz implant kemik yüzeyi arasındaki %100 lük osseointegrasyon klinik olarak her zaman gerçekleşmemektedir (141). Bu yüzden bu tarz çalışmaların klinik koşullara uyarlanmasında SEA yönteminden kaynaklanan eksikliklerin göz önüne bulundurulması gerekmektedir.

SEA çalışmalarında incelenecek geometrik modelin hazırlanmasında çeşitli tekniklerden faydalanabilir. Çözümü istenilen problemin geometrisi kullanılan SEA yöntemine ait program doğrultusunda cismin CAD programında çizilmesi, tomografik verilerin bir CAD programında işlenmesi veya analiz edilecek cismin dijital olarak taranması sonucu elde edilen verilerin bir CAD programında işlenmesiyle oluşturulabilir. SEA programlarının çizim yeterliliğinin düşük olması önemli bir dezavantajdır. Bu programlarda alt çene kemiği gibi karmaşık geometriye sahip cisimlerin modellerinin hazırlanması oldukça güçtür. Bu sebeple bu yöntemin kullanıldığı durumlarda modelin basitleştirilmesi durumuna gidilmesi kaçınılmazdır .

CAD programlarında çok komplike formlar tasarlanabilmesine rağmen bu yöntemle model hazırlanması çok uzun sürmektedir. Çalışmamızda 0.1 mm kesit aralığıyla elde edilen görüntüler CAD programı yardımıyla birleştirilmiştir. Bu yöntemin en büyük dezavantajı ise verilerin program tarafından tahmin yoluyla birleştirilmesidir.

Model oluşturmak amacıyla kullanılan tomografik görüntülerde kortikal kemik kalınlığı farklı bölgelerde yaklaşık 1-2mm arasında değişiklik göstermektedir. Ancak hazırlanan modelde kortikal kemikteki bu farklılıkların birebir olarak yansıtılması mümkün değildir. Çalışmamızda mekanik test aşamasında kullanılacak modelde farklı

özelliğindeki kemik yapıların değişik materyaller kullanılarak hazırlanmasının teknik olarak mümkün olmamasından dolayı, hazırlanan SEA modelinde de bu farklılık göz ardı edilmiştir. Tek bir katman olarak hazırlanan alt çene kemiğine epoksi reçine, kortikal kemik ve spongioz kemiğe ait mekanik özellik değerleri ayrı ayrı verilerek elde edilen sonuçlar birbirleri ile karşılaştırılmıştır. Bu sayede mekanik test ile SEA yöntemi sonuçlarının karşılaştırılmasında daha objektif davranılabileceği düşünülmektedir.

SEA yöntemi kullanarak yapılan farklı çalışmalarda da çene kemiğinin modellenmesi konusunda farklılıklar görülmektedir. Yapılan kimi çalışmalarda hazırlanan çene kemiği modeli tamamen spongioz olarak tek parça şeklinde modellenirken (176) diğer çalışmalarda bu yöntemin yetersiz olduğu, çene kemiğinin kompakt ve spongioz olarak ayrı ayrı modellenmesi gerekliliği savunulmuştur (78). Bizim çalışmamızda çene kemiği tek parça olarak modellenerek, epoksi reçine, kompakt kemik ve spongioz kemik olmak üzere ayrı ayrı stres analizine maruz bırakılmıştır. Elde edilen sonuçlar arasında sayısal olarak ufak farklılıklar görülse bile gerilme dağılımları ve lokalizasyonları bakımından önemli bir farka rastlanmamıştır.

İmplant ve implant üstü protez alt yapılarının modellenmesinde ise cisimlerin dijital olarak taranması ve elde edilen verilen CAD programında işlenmesi yöntemi tercih edilmiştir. Modelleme aşamasında implant ve abutmentler birleşik tek bir yapı olarak modellenmiştir (142, 229, 279). İmplant modellemesine yivler dahil edilmemiştir. Yivli implant tasarımı, artan eleman sayısı nedeniyle bilgisayar çözümünü zorlaştırırken analiz sonuçlarında da çok az etkisi bulunmaktadır (65).

Yapılan literatür taramasında değişik tipte üst yapı malzemelerini karşılaştıran çalışmalar dışında, simante tipte bir köprü modelleyerek implant yerleşimlerinin kemikte meydana getirdiği gerilme dağılımlarını inceleyen SEA araştırmalarında, üst yapının genellikle sadece metal olarak planlandığı, estetik materyal kısmını temsil eden herhangi bir modelleme yapılmadığı görülmüştür (6, 151, 167, 318).

Çalışmamızdaki temel amaç kullanılan farklı alt yapı materyallerinin neden olduğu gerilme değerleri farklılıklarının karşılaştırılmasıdır. Bu nedenle kullanılacak aynı tipteki estetik materyal test sonuçlarında önemli bir farklılık yaratmayacağı gibi yapılacak çalışmanın karmaşıklığının artmasına ve hata payının yükselmesine neden olacaktır. Bu nedenle çalışmamızda estetik materyal uygulaması yapılmamış, karşı dişlerin doğrudan alt yapı materyali ile temas ettiği düşünülmüştür.



SEA çalışmalarının güvenilirliği eleman ve düğüm noktası sayılarının fazlalığıyla doğru orantılıdır. Matematiksel modelde kullanılan eleman ve düğüm noktası sayısı azaldıkça çok daha genel bilgiler elde edilebilir. Eleman ve düğüm noktası sayısı arttıkça analiz süresi çok uzamaktadır. Bu sebeple yapılan çalışmaların pek çoğunda eleman ve düğüm noktası sayısı sınırlı tutulmaktadır (33, 176, 267, 300). İki boyutlu modelleme kullanan Yang ve ark. 2597, Şahin 853 ve Tosun 5300 eleman kullanmışlardır. Üç boyutlu modelleme yapan Van Zyl ve ark 3400, İplikçioğlu ve Akça 16026, Sertgöz ve ark 3804, Kregzde 2300 eleman kullanmışlardır. SEA'de modelin sınır koşulları sonuçların güvenilirliği açısından çok önemlidir. Mandibular model çiğneme kaslarının bağlantı bölgelerinden ve kondillerden desteklenmektedir. Mekanik testte de benzer durumu simüle etmek amacıyla bu bağlantı bölgelerinden mandibulanın desteklendiği bir artikülatör hazırlanmıştır.

Modellerimizde eşdeğer gerilimlerin en yüksek değere ulaştığı bölgeler kritik bölgelerdir. Aynı model içerisinde farklı implantlar çevresindeki kemikte veya aynı implantın farklı yüzeylerinde daha düşük gerilme seviyeleri ölçülebilir. Bu değerler kritik önem taşımaz; çünkü yük artırıldığında tahammül sınırını ilk olarak aşacak bölge gerilmenin en yüksek seviyede olduğu, yani en yüksek von Mises gerilme değerinin hesaplandığı bölgedir (227). Bu nedenle her yükleme koşulunda implantlar çevresindeki maksimum von Mises değerinin ortaya çıktığı bölgeler muhtemel kemik yıkımın görüleceği bölgeleri ifade etmektedir. En düşük maksimum gerilme değeri saptanan durum en avantajlı, en yüksek maksimum gerilme değerini veren durum ise en dezavantajlı olacaktır.

Reeh ve Ross'un kompozit venterlerin dişin direnci üzerine etkilerinin incelenmesi amacıyla yaptıkları strain gauge ve SEA çalışmasında ön bölge dişlerde fizyolojik değer olana 50 N'luk yükleme yapılmıştır. Gracis ve ark. implantlarda kullanılan 5 farklı materyalin şok absorpsiyonu ile ilgili olarak 100 N'luk okluzal yük kullanmışlardır (112).

İncelenen literatürlerde bu tür çalışmalarda uygulanan kuvvetler konusunda farklılar olduğu görülmüştür. Bununla birlikte Holmes ve ark. stres analizlerinin en yüksek ısırma kuvvetlerine yakın değerlerde yapılmasının, daha gerçekçi sonuçlar ortaya koyacağını savunmuşlardır (140). Çalışmalarında, Carlsson G. E ve ark. arka bölgedeki en yüksek çiğneme kuvvetinin 500 N olarak belirlediği çalışmasını referans

almışlar ve 100 N, 200 N, 300 N, 400 N ve 500 N'lık çiğneme kuvvetlerini farklı 3 açıyla uygulamışlardır. Elde ettikleri bulgular beklendiği şekilde okluzal kuvvetin artmasıyla birlikte oluşan streslerinde artış gösterdiği yönündedir (140).

Van Eijden ve Brunski hazırladıkları modelleri çiğneme kuvvetini taklit eden 300 N'luk vertikal kuvveti 6 noktadan ve her biri 50 N olacak şekilde uygulamışlardır (52). Literatürde çiğneme kuvvetleri ile ilgili olarak farklı değerler bildirilmiştir. Biz de çalışmamızda 300 N'luk kuvveti her bir üyeye 100 N'luk kuvvet düşecek şekilde vertikal yönde uyguladık. Çiğneme kuvvetleri cinsiyet, yaş, dişin lokalizasyonu ve ağızdaki gıdanın cinsine göre değişkenlik göstermektedir. Sabit protezlere sahip bireylerde çiğneme kuvvetleri, doğal dişlere sahip bireylerle benzerlik göstermektedir (269).

İmplant ve alveol kemiği ara yüzeyi ve çevre dokularda oluşan streslerin incelendiği gerek deneysel, gerekse teorik stres analizi çalışmalarının tamamına yakın bir çoğunluğunda statik özellikte kuvvetler uygulanmış ve araştırılan parametreler de yine bu doğrultuda incelenmiştir (48, 278).

Basınç sensörü kullanılarak yapılan deneysel stres analizi yönteminde ise, farklı materyallere ait verilerin sağlıklı bir biçimde karşılaştırılabilmesi açısından hazırlanan deney düzeneklerinde standardizasyonun sağlanması gerekmektedir. Özellikle kullanılan film şeklindeki basınç sensörlerinin yerleşim konumu ve yüzey temasları, standardizasyon açısından büyük önem taşımaktadır. Bu nedenle yapılan mekanik testler, tek bir deney düzeneği üzerinde ve her seferinde sensörler standart bir ağırlıkla kalibre edilerek tekrarlanmıştır.

Kullanılan basınç sensörü implant çevresine çepeçevre sarılıp yapıştırılarak, kemiği taklit edecek epoksi reçine içerisine yerleştirilmiştir. Bu işlem öncesi implantın yerleştirileceği yuvalar, implant firmasına ait frezlerle açılmış ve optimum uyum sağlanmıştır. Bu sayede sensörün yapıştırılmasında kullanılacak reçinenin oluşturacağı artık stresler minimuma indirilmiş olur. Hazırlanan mekanik test düzeneğine ait en büyük kısıtlama ise, kullanılan sensörle ilgilidir. Mevcut sensör, üretici firma tarafından patenti alınmış "Sensel" adı verilen ölçüm hücrelerinin bir araya gelmesiyle oluşan algılayıcı alanlardan oluşmaktadır. Bu alanların yüzeyi, ince bir koruyucu film tabakasıyla kaplanmıştır. Bu koruyucu tabaka, aktif alanın etrafında da yaklaşık 1 mm. genişliğinde bir ölü alan oluşturmaktadır. Bu nedenden dolayı sensör, kapladığı alanın

sınır bölgelerinde ölçüm yapamamaktadır. Bu bölgeler de çalışmada implant ile destek çene kemiğinin birleşim sınırına denk gelmektedir.

Test düzeneğinde tamamıyla aynı model ve aynı yükleme koşulları kullanılmıştır. Yükleme koşullarının mümkün olduğu kadar doğal koşulları yansıtabilmesi açısından, eklem ve kas bağlantı noktalarını gerçeğe uygun bir biçimde taklit eden bir eklem düzeneği hazırlanmış ve bu noktalar SEA yönteminde de sınır koşulları olarak birebir taklit edilmiştir.

SEA için hazırladığımız modellerde yükleme durumu ve kullanılan materyallere ait özellikler sabit olduğundan ve her modele ait bulgular resimler yardımıyla objektif bir biçimde ortaya konduğundan dolayı, istatistiksel analiz yapılmamıştır.

Statik yüklerin veya darbe kuvvetlerinin meydana getirdiği streslerin protez alt yapılarına iletilmesine, kullanılan kaplama materyalinin fiziksel özellikleri büyük önem taşımaktadır. Bu noktadan hareketle birçok araştırmacı konu ile ilgili çalışmaları, kullanılan kaplama materyalinin özelliklerine yönlendirmiştir (133, 216, 229).

Cibirka ve ark. dental implantlar tarafından desteklenen restorasyonların okluzal yüzeylerinde kullanılan restoratif materyallerin hatalı seçilmesinin, alveol kemiği ile implantın birleşim yüzeylerinde yıkıcı bir etki meydana getirebileceğini açıklamışlardır (62).

İmplant üstü kuron tasarımlarında farklı materyallerin stres dağılımına etkisinin SEA yöntemi ile incelendiği bir çalışmada alt yapıdaki stres dağılımına bakıldığında maksimum stres değerlerinin özellikle distal fossa bölgesinde olduğu tespit edilmiştir. Kullanılan farklı materyaller karşılaştırıldığında ise bu değerlerin sayısal olarak birbirlerinden farklı olduğu görülmektedir. En yüksek gerilme değeri 173 MPa ile In Ceram alt yapı materyalinde görülürken bu materyali 149 MPa ile kıymetsiz metal destekli seramik kuron modeli, 119 MPa ile IPS seramikden kuron modeli ve 108 MPa ile kıymetli metal alaşım destekli porselen kuron modeli takip etmektedir. Bunun nedeni olarak In Ceram ve kıymetsiz metal alaşım ile destekli seramik kuron modeli elastisite modülüsünün diğer materyallere oranla daha büyük olması ve bu alt yapıların deformasyona karşı daha dirençli olmaları gösterilmiştir (269).

Aynı çalışmada alt yapı materyalindeki farkların, implant üzerindeki stres dağılımına etkileri de incelenmiştir. Buna göre In Ceram ve kıymetsiz metal alaşımı

destekli kuron modellerine ait implantlarda stresin implantın kole bölgesinde yoğunlaştığı ve abutmentin okluzaline doğru gidildikçe değerlerin oldukça azaldığı görülmüştür. Düşük elastisite modülüsüne sahip diğer materyallerde ise streslerin yine implantların kole bölgesinde yoğunlaştığını; fakat okluzale gidildikçe çok fazla azalmadığı görülmüştür. Bu bilgiler ışığında abutment üzerine gelecek streslerin önem taşıdığı vakalarda kıymetsiz metal alaşımlarının ve In Ceram alt yapıların kullanımı uygun görülmüştür (269). Kamposiora ve ark. larının (1996) yaptıkları benzer bir çalışmada da yine aynı sonuç elde edilmiştir (269).

Çalışmamızda alt yapı materyallerinin mekanik test sonucunda elde edilen gerilme oluşumu düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır. Mekanik test sonucunda elde edilen sayısal değerler arasındaki farkların küçük olması, bu durumun istatistiksel açıdan anlamlı olmasına rağmen klinik açıdan büyük bir anlam taşımamasına neden olmaktadır. Ayrıca SEA sonuçlarına göre her 5 materyale ait sonuçların da birbirlerine yakın bulunması, mekanik test düzeneği ve de deney örneklerinin hazırlanması ile ilgili bir takım zorlukların ve de kısıtlamaların sonuçlar arasındaki bu küçük farkları ortaya çıkardığı sonucuna varılmasına neden olmaktadır. Deney örneklerini oluşan maksimum gerilme değerleri bakımından aralarında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark olmayacak biçimde iki gruba ayırdığımızda, bu gruplamanın aynı zamanda örneklerin hazırlanması ile ilgili yapılacak gruplama ile de örtüştüğü görülmektedir. CoCr, ZrO<sub>2</sub> ve kıymetli metal alaşımlarından hazırlanan alt yapılarda bir CAD/CAM sisteminden faydalanılırken, In Ceram Alumina ve In Ceram Zirconia alt yapıların hazırlanmasında kopya freze tekniği kullanılmıştır. Bu durumda cihazlar arasındaki ufak kalibrasyon farklılıkları, sonuçlar arasındaki ufak sayısal değişimlere neden olabilmektedir. Bu durum da, mekanik test düzeneği ve de deney örneklerinin hazırlanması ile ilgili bir takım zorlukların ve de kısıtlamaların sonuçlar arasındaki farkları ortaya çıkardığı düşüncesini desteklemektedir.

Sevimay ve ark. yaptıkları bu çalışmada destek kemikteki stres dağılımı incelendiğinde ise her 4 materyalde de anlamlı bir fark bulunamamıştır. Tüm materyallerde stresin kortikal kemiğin kole bölgesinde yoğunlaştığı gözlenmektedir (269). Bu çalışmadan elde edilen sonuçlar bizim çalışmamızın sonuçlarıyla streslerin dağılımı ve materyallere bağlı olarak stres değerlerinin gelişimi bakımında benzerlik göstermektedir.

İncelenen çalışmalar göz önüne alındığında maksimum stres değerlerinin protezlerde yüklemenin yapıldığı noktalarda oluştuğu görülmektedir. Normal şartlarda ise kuvvetler tek bir noktadan değil yüzeyden etki ederler. Bu nedenle hazırlanan protezlerde yükseklik ve erken temas noktalarının olmamasına ve fizyolojik sınırlar dahilinde bir okluzal ilişkinin sağlanmasına önem verilmelidir.

Mevcut literatürler incelendiğinde implant üstü protezlerin okluzal yüzeylerinde düşük elastisite modülüsüne sahip materyallerin kullanımı ile ilgili farklı sonuçların ve görüşlerin bulunduğu gözlenmektedir.

Okluzal yüzey materyali olarak akrilik reçine kullanılmasını aşırı kuvvetleri azaltmada bir yastık görevi görerek şok absorbe ettiği sonucuna varan çalışmalar bulunmaktadır (82, 112). Gracis ve ark. in vitro olarak strain gauge kullanarak yaptıkları çalışmada ışıkla sertleşen mikro dolduruculu reçine ve ısıyla sertleşen polimetil metakrilat reçine materyallerinin, seramik ve metal alaşımlarından %50 daha az darbe kuvvetleri oluşturdukları göstermişlerdir (112). Diğer bir çalışmada ise, akrilik reçinelerin kemikte oluşan stresleri %25 oranında azalttığı sonucuna varılmıştır (63).

Lill ve ark. akrilik reçine, altın ve seramikten yapılmış implant üzeri sabit protetik restorasyonları kademeli olarak 100 N'a kadar çıkarılan kuvvetler uygulamışlar ve meydana gelen deformasyonları incelemişlerdir. Akrilik reçine materyalinin diğerlerine oranla çok daha fazla deformasyona uğradıkları görülmüştür (191).

Hobo ve ark. yaptıkları çalışmada, hazırlanacak implant üstü hareketli protezlerde seramik yapay diş yerine akrilik yapay diş, sabit protezlerde ise seramik yerine altın alaşımlarının kullanılmasının uygun olacağı sonucuna varmışlardır. Buna gerekçe olarak ise, seramik gibi sert materyallerin çiğneme kuvvetlerini direkt olarak iletmeleri, yumuşak materyallerin ise kuvvetlerin bir kısmını absorbe etmeleri gösterilmiştir (134).

Buna karşılık akrilik reçineler doğal diş veya seramikle temasa geçtiğinde aşınarak çiğneme etkinliğini kaybeder ve bu durum çeneler arası ilişkilerin değişmesine neden olabilir (289).

Bir diğer çalışmada ise 200 N'luk oblik yüklemde bile okluzal yüzey materyali değişikliğinin implant çevresinde oluşacak stres miktarına etkilemeyeceği sonucuna varılmıştır (229). Benzer bir çalışmada ise strain gauge yöntemi kullanılarak altın,

seramik ve akrilik reçine materyallerin kemiğe ilettikleri kuvvetler incelenmiş ve kemikte oluşan stres değerleri arasında belirgin bir farka rastlanmamıştır (62).

Juodzbaly ve ark. yaptıkları benzer bir çalışmada, implant üstü tek üye kuron protezlerinde, porselen ve güçlendirilmiş kompozit esaslı reçine estetik materyallerin stres dağılımına etkilerini karşılaştırmışlar ve anlamlı bir fark bulamamışlardır (159).

Jager ve ark. doğal dişleri kullanarak yaptıkları çalışmada altın, zirkonya ve alumina alt yapılar ve her biri için kullanılan uygun üst yapı porseleninin stres dağılımına etkisini değerlendirmişlerdir. Çalışma sonucunda materyaldeki elastisite modülüsünün artışı ile birlikte alt yapı içerisindeki stres değerlerinin de arttığı görülmüştür. Aynı durum servikal bölgedeki stres oluşumu için de geçerlidir. Bununla birlikte farklı materyaller kullanımının siman tabakasında stres oluşumu bakımından anlamlı bir fark yaratmadığı ortaya çıkmıştır (153).

SEA yöntemi kullanılarak yapılan bir diğer çalışmada, tam dişsiz bir çenede uygulanan implant destekli sabit protezlerde farklı materyaller kullanımının implantları çevreleyen destek kemik dokusundaki stres dağılımına etkisi incelenmiş ve materyaldeki değişikliğin kuvvet absorpsiyonu bakımından herhangi bir etkiye sahip olmadığı sonucuna varılmıştır (266). Bu çalışmalar da bizim elde ettiğimiz sonuçları desteklemektedir.

Benzing ve ark. SEA metodunu kullanarak iki farklı alt yapı materyali ve iki farklı implant üstü protez planlamasını kullanarak kemiğe iletilen stresi karşılaştırmışlardır. Premolar ve anterior bölgede 4-6 implantın kullanıldığı sabit kantilevere sahip üst yapıdan oluşan yoğunlaştırılmış planlama ve kantilever parçası olmadan sabit üst yapı ve tüber, premolar ve anterior bölgede 6 implantın yerleştirildiği dağıtılmış planlama seçenekleri birbirleriyle karşılaştırılmıştır. Üst yapı rijiditesinin, kemikteki stres dağılımı üzerine etkisi olduğunu bulmuşlar ve özellikle kantileverli üst yapılarda düşük elastik modülüsü olan alaşımların kullanımının, distal implantlar için mekanik aşırı yüklenme riskine neden olduğu sonucuna varmışlardır (33).

William ve ark. da osseointegre implantlar destek alınarak yapılan protezlerde, alt yapı materyali olarak altın alaşımı yerine daha yüksek elastik modülüsüne sahip kobalt-kromun kullanılmasının, daha etkili ve düzenli bir yük iletimi sağlayarak, alt yapıda daha uniform bir stres dağılımına olanak verdiğini bulmuşlardır (308).

Sertgöz ve ark çalışmasının sonuçlarına göre de, tam çene implant destekli sabit protezlerin alt yapılarında daha rijid veya elastik materyalin kullanımının, stres dağılımı ve implantı çevreleyen kemik dokusundaki değerler üzerine etkisi yoktur; implant destekli protezlerin alt yapısı için daha rijid materyallerin kullanılması, protezi tutan vidaların içinde oluşan stresi azaltmaktadır. Bu durum alt yapının bükülmeye karşı yüksek direncinin, özellikle kantileverli üst yapılarda bağlayıcı vidalarda ortaya çıkan mekanik aşırı yüklenme riskini azalttığı anlamına gelmektedir (267).

Eskitaşçıoğlu ve ark. porselen ve akrilik materyallerinin stres dağılımına etkisini araştırdıkları çalışmalarında porselenin stresleri kendi iç bünyesinde tutarak daha homojen ve daha az stres ilettiği sonucuna varmışlardır (94). Stegaroiu ve ark. (1998) altın, porselen ve reçine materyallerin kemik ve implanttaki stres dağılımına etkise araştırmışlar ve bu materyaller arasında belirgin bir fark bulamamışlardır (269). Bassit ve ark. (2002) farklı okluzal yüzey materyallerinin kullanımının implantta farklı stresler oluşturmayacağını göstermişlerdir (269)

Saumeire ve Dejou implant üstü protezlerde kullanılan farklı materyallerin şok absorpsiyonunu değerlendirdikleri çalışmada kompozit reçine ve düşük ısı porselenlerini geleneksel porselenlerle karşılaştırmış ve bu materyallerin çarpma kuvvetlerini azaltmadığı sonucuna varmışlardır (278).

Darbe kuvvetleri, kemik dokusu ve implant üzeri sabit protetik restorasyonların parçaları üzerinde daha fazla yıkıcı etkiye sahiptirler. Kullanılan kaplama malzemelerinin oluşan streslerin alt yapılara iletilmesinde rol oynadığı bilinmektedir. Darbe cisme iletiildiği anda yapılar içerisinde yayılmaya başlar. Bu şekilde oluşan

stresin yayılma hızı  $V = \sqrt{\frac{g \cdot E}{d}}$  eşitliği ile ifade edilmektedir (270). Bu denklemde de görüldüğü üzere stresin yayılma hızı, cismin elastisite modülü ile doğru orantılıdır. Cisim sertleştikçe oluşan stres dalgaları daha hızlı bir şekilde alt yapılara iletilmektedir. Stres dalgaları yapı içerisinde absorbe edilmeden daha alt tabakalara aktarılacaktır. Oysa ki kaplama materyali olarak düşük elastisite modülüne sahip materyallerin kullanılması çarpma sonucunda oluşan enerjinin bir kısmının yapı içerisinde absorbe edilerek alt yapılara iletilen stres değerlerinin azalmasını sağlayacaktır (78).

Branemark ise implant üzeri sabit protetik restorasyonlarda, osseointegrasyonda kuvvet iletimi ve ideal okluzyonun sağlanmasının önemini belirtirken, periodonsiyum

tarafından sağlanan normal reziliensin akrilik reçine tarafından da sağlanabileceğini savunmaktadır (48).

İnan implant üstü köprü protezlerinde kullanılan farklı okluzal materyallerin kuvvet dağılımına etkisine fotoelastik stres analizi yöntemi ile incelemiştir. Bu çalışma sonucunda porselen materyalin implantın apeks bölgesinde en fazla stres oluşumuna neden olan materyal olduğunu, metal alaşımının ise en az stresi oluşturduğu sonucuna varılmıştır. Kompozit reçine esaslı materyaller ise stres oluşumu bakımından bu iki materyalin arasında yer almışlardır. Kullanılan metodun bir kısıtlaması olarak restoratif materyal ve implantın kendi bünyesinde oluşan gerilme değerleri belirlenememiştir (150).

Reçine esaslı materyaller diğer materyallere oranla daha fazla aşınmaya uğrayarak dikey boyut kaybı, okluzal kontakt kaybı, okluzal aralıkların oluşması ve karşıt dişlerde uzama gibi sorunlara neden olacakları; ayrıca bu materyallerin estetik ve fiziksel açıdan da yeterli özelliklere sahip olmadıkları bildirilmiştir (269). Bu konuda yapılan bir diğer çalışmada ise, reçine esaslı materyallerin sağladıkları %5-11' lik stres absorbe etme etkinliğinin, porselenin estetik ve hijyenik avantajları karşısında bir üstünlük sağlamayacağı sonucuna varılmıştır (31).

Akrilik reçineler, altın veya mekanik cila yapılmış porselen gibi yüzeyler ile temas ettiğinde, altına oranla 7 ila 30 kat daha hızlı aşınma göstermektedir. Bunun sonucunda akrilik reçinenin kaplama materyali olarak kullanıldığı protetik restorasyonlarda istenmeyen lateral kuvvetlerde zaman içinde bir artış söz konusu olur (197, 245, 289).

Materyallerin şok absorpsiyonunun ve stres dağılımına etkisinin değerlendirildiği çok sayıdaki çalışmada farklı sonuçlara varılmıştır. Buna rağmen araştırmacıların özellikle reçine esaslı materyaller için vardıkları ortak görüş, bu materyallerin hızla aşınmaya uğramaları ve estetik fiziksel açıdan yetersiz olmaları nedeniyle günümüzde klinik beklentilerin yeterli miktarda karşılayamadıklarıdır.

Bu konuda yapılan farklı çalışmalarda çelişkili sonuçların elde edilmesi, hem SEA yönteminde, hem de yapılan deneysel çalışmalarda elde edilen sonuçların, büyük ölçüde hazırlanan modellerin, deney düzeneklerinin ve oluşturulan yükleme koşullarının gerçeği ne kadar doğru taklit ettiğine bağlıdır (31).



Üç boyutlu SEA yöntemi ile yapılan çalışmalar, fizyolojik sınırlar dahilinde oluşan çiğneme kuvvetlerinin oluşturduğu gerilmelerin, kortikal kemiğin elastik limit değerlerinin altında kaldığını göstermektedir (52). Bundan dolayı normal çiğneme kuvvetlerinin, implant kemik ara yüzü boyunca kemikte mikrokırıklar oluşturabilecek derecede büyük deformasyona neden olmayacakları kabul edilir. Benzer şekilde canlı kemik dokusunun viskoelastik özellikleri doğrultusunda stres absorbe edebilme yeteneği de incelenebilir. Kuvvetler karşısında gösterdiği deformasyon miktarı ve biriktirebildiği enerji ile üst yapı materyallerine oranla çok daha etkili bir stres absorpsiyon yeteneğine sahip olabilir. Bununla birlikte çiğneme fonksiyonu esnasında ortaya çıkan tekrarlayan karakterdeki kuvvetlerin etkilerinin, statik yüklere kıyasla daha farklı olması ve kemik dokusunun mekanik özelliklerine bağlı olarak tekrarlanan yüklerin kalıcı deformasyona yol açan kuvvet büyüklüğü ve tekrar eşiği bilinmemekle birlikte, bunun normal fonksiyonel yüklerin alt sınırlarında dahi gerçekleşebileceği beklenebilir. Kemik, mikrokırıklar oluşuktan sonra yeni streslere karşı normalden farklı cevap verir. Osteoklastik aktivitenin stimüle olmasına neden olan bu stresler, hasarlı kemiğin uzaklaştırılmasına kadar devam eden bir etki yaratır (52).

Çalışmamızda uygulanan SEA yöntemi sonuçlarına göre, implant üstü sabit protezlerde farklı alt yapı materyalleri kullanımının destek dokularında oluşan gerilme değerlerinin miktarı ve de lokalizasyonu bakımından büyük farklılıklara yol açmadığı görüldü.

Uygulanan mekanik deney yöntemine göre farklı alt yapı materyalleri kullanılması sonucunda elde edilen maksimum gerilmelerin lokalizasyonları bakımından farklılığa rastlanmazken, elde edilen gerilme değerleri arasında istatistiksel açıdan anlamlı farklılıklar gözlemlendi. Elde edilen sayısal değerler farklılıklarının küçük olması, bu farklılığın klinik olarak gözardı edilebileceğini göstermektedir.

Her iki deney yöntemine ait bulgular karşılaştırıldığında, bu yöntemlere ait kısıtlamalar gözardı edildiğinde, gerilmelerin lokalizasyonları bakımından her iki yöntemin tutarlı olduğu gözlenmektedir.

Elde edilen gerilme değerleri karşılaştırıldığında ise, sonuçların birbirleriyle paralellik göstermesine rağmen, SEA yönteminde elde edilen gerilme değerlerinin daha yüksek olduğu gözlenmektedir. Bu sonuçlara göre her iki yöntem niteliksel olarak tutarlıdır ve birbirleriyle paralellik göstermektedir.

Son yıllarda özellikle implant üstü protezler konusunda yapılan çalışmalarda, matematiksel bir analiz yöntemi olan SEA yöntemi sıklıkla kullanılmaktadır. Bu yöntemin en önemli avantajı, herhangi bir deney düzeneği veya test örneği hazırlığı gerektirmemesidir. Ayrıca bu yöntem sayesinde kullanılan matematiksel modelin arzu edilen herhangi bir noktada ölçüm yapılabilmektedir. Mevcut çalışmalar incelendiğinde, farklı test yöntemlerinin bir arada kullanıldığı çalışmalara çok sık rastlanmamaktadır. Kendilerine özgü kısıtlamaları bulunan farklı test yöntemlerinin bir arada ve kıyaslamalı olarak uygulanması, deneysel çalışmalara ait sonuçların biyolojik dokulara aktarılmasında daha büyük avantaj ve güvenilirlik sağlayacaktır.

## KAYNAKLAR

1. Abbasi J, Bertolotti RL, Lacy AM, Watanabe LG. Bond strengths of porcelain repair monomers. *J Dent Res* 1998;**67**(Abstr 886):223.
2. Abu-Hammad OA, Harrison A, Williams D. The effect of a hydroxyapatite-reinforced polyethylene stress distributor in a dental implant on compressive stress levels in surrounding bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;**15**(4):559-564.
3. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Brånemark P-I, Jemt T. A long-term followup study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990;**5**:347-59.
4. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark P-I. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981;**10**:387-416.
5. Adell R, Lekholm U, Brånemark P-I. Surgical procedures. İçinde Branemark PI, Zarb G, Albrektsson T. *Tissue-Integrated Protheses Osseointegration in Clinical Dentistry*. Chicago: Quintessence Pub. Co. Inc.; 1985.
6. 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.
7. 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. Hacettepe Üniversitesi. Ankara. 1998.
8. 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.
9. Akdeniz GB. Endosseöz implantlarda seçilen bölgenin elverişliliğinin panoramik radyografi ve bilgisayarlı tomografi kullanımı ile kalitesi ve kantitatif olarak

- kıyaslanması,değerlendirilmesi. Doktora Tezi.T.C Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.İzmir.1995.
10. Akın E. *Diş Hekimliğinde Porselen*. 2nd ed. İstanbul: İ.Ü. Diş Hek. Fak. Yayınları; 1983.
  11. Albrektsson T, Dahl E, Enbom L, Engvall S, Engquist B, Eriksson RA, Feldmann G, Freiberg N, Glantz PO, Kjellman P, Kristersson L, Kvint S, Kondell P-A, Palmquist J, Werndahl L, Astrand P. Osseointegrated oral implants. A Swedish multicenter study of 8139 consecutively inserted Nobelpharma implants. *J Periodont* 1986;**59**:287-296.
  12. Albrektsson T, Brånemark P-I, Zarb G, Albrektsson T, editör. *Bone tissue response In Tissue Integrated Prostheses*. Quintessence Pub. Co. Inc.; 1985.
  13. Albrektsson T, Jansson T, Lekholm U. Osseointegrated dental implants. *Dent Clin North Am* 1986;**30**:151-172.
  14. Albrektsson T, Zarb G, Wortington P, Eriksson RA. The long term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1986;**1**:11-25.
  15. Albrektsson T, Zarb GA. Osseointegration: A Requiem for the periodical ligament? *Int J Periodont Rest Dent* 1991;**11**:88-91.
  16. Altunsoy S. Farklı post-kor materyalleri ve siman renkleri kullanılarak In-ceram ve IPS-Empress tam seramik restorasyonlarındaki renk değişikliğinin incelenmesi. Doktora Tezi. 2001.
  17. Anusavice J, Hjjatie B. Tensile stress in glass ceramic crowns: Effect flows and cement avoid. *Int J Prosthodont* 1992;**5**:352-358.
  18. Assif D, Oren E, Marshak BL, Aviv L. Photoelastic analysis of stress transfer by endodontically treated teeth to the supporting structure using different restorative techniques. *J Prosthet Dent* 1989;**61**:535-543.

19. Ateş G.:5 farklı dual-cure yapıştırıcı rezin simanın değişik kompozit ve porselen kalınlıkları altında polimerizasyon etkinliğinin karşılaştırılması.Doktora Tezi.H.Ü.Dişhekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı.Ankara 2002.
20. Aydınlık E, Şahin E. Diş hekimliğinde stres analizleri. *Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 1977;1(1):78-85.
21. Babbush CA. Dental Implants: The Art and Science. Philadelphia, W. B. Saunders Co., 19-33,2001.
22. Babbush CA. *Dental implants: Principles and Practice*. Philadelphia: Saunders; 1991.
23. Bakke M, Holm B, Jensen BL, Michler L, Möller E. Unilateral, isometric bite force in 8 68 year old women and men related to occlusal factors. *Scand J Dent Res* 1990;98:149-158.
24. Balatlıoğlu A. Akrilik kaideli ve yumuşak astarlı tam protezlerde ve destek dokularında gerilme dağılımlarının üç boyutlu sonlu eleman gerilme analizi ileincelenmesi.Doktora tezi.İstanbul Üniversitesi.İstanbul.2000.
25. Baran İ. İki tip silindirik endosteal implant alt yapı üzerine hazırlanmış üç değişik tüberkül eğimli kuron tasarımlarına uygulanan vertical kuvvetlerin oluşturduğu gerilimlerin ‘finite element stress analysis’ yöntemi ile incelenmesi. Doktora Tezi. Ankara. 1995.
26. Bassit R, Lindsröm H, Rangerty B. In-vivo registration of face dovelopment with ceramic and acrylic resin occlusal development with ceramic and acrylic resin occlusal materials on implant supported prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17:17-23.
27. Batenburg RHK, Meijer HJA, Raghoobar GM, Van Oort RP, Boering G. Mandibular overdentures supported by two Brånemark, IMZ or ITI Bonefit

- implants. A prospective comparative study. One year results. *Clin Oral Implant Res* 1998;**9**:374-383.
28. Batenburg RHK, Meijer HJA, Raghoobar GM, Vissink A, van Oort RP, Boering G. Review of the literature on mandibular overdentures supported by endosseous implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;**13**:539-545.
29. Bayırlı G. *Röntgen Işınları ve Dişhekimliğinde Uygulamalar*. İstanbul: İstanbul Üniversitesi Yayınları; 1994.
30. Becker CM, Kaiser DA, Jones JD. Guidelines for splinting implants. *J Prosthet Dent* 2000;**84**:210-214.
31. Becker W, Becker EB. Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations. A retrospective study. *J Prosthet Dent* 1995;**74**:51-55.
32. Bell JG. An elementary study of deformation of molar teeth during amalgam restorative procedures. *Aust Dent J* 1977;**22**:177-181.
33. Benzing UR, Gall H, Weber H. Biomechanical aspects of two different implant prosthetic concepts for edentulous maxillae. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;**10**:188-198.
34. Berge M, Silness J. The pattern and severity of wear of resin facing in fixed prosthetic restorations in vivo. *Int J Prosthodont* 1992;**5**:269-276.
35. Bernandini UD, Giovanasi A, Baccetti T. Resistance to fracture of metal ceramic crown. *Int J Prosthodont Dent* 1994;**7**:149-154.
36. Berry A. Lead roots of teeth for implantation. *J Dent Sci* 1988;**8**:549-553.
37. Beumer H, Hamada MO, Lewis S. A prosthodontic overview. *Int J Prosthodont* 1993;**6**:126-130.
38. Bhaskar SN. *Orban Oral Histology and Embriology*. 9th ed. St. Louis: ThecvMosbyCo; 1990.

39. Bidez MW, Misch CE. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. *J Oral Implantol* 1992;**18**(3): 264-274.
40. Bodine RL, Yanase RT, Bodine A. Forty years of experience with subperiosteal implant dentures in 41 edentulous patients. *J Prosthet Dent* 1996;**75**:33-44.
41. Boerrigter EM, Van Oort RP, Raghoobar GM, Stegenga B, Schoen PJ, Boering G. A controlled clinical trial of implantretained mandibular overdentures: clinical aspects. *J Oral Rehabil* 1997;**24**:182-190.
42. Bolender CL. Indications and contraindications for different types of implant therapy. *J Dent Ed* 1988;**52**:757-759.
43. Borchers L, Reichart P. Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. *J Dent Res* 1983;**62**:155-159.
44. Bosker H. *The Transmandibular Implant (dissertation)*. Utrecht, The Netherlands: University of Utrecht; 1986.
45. Bouma J, Boerrigter EM, Van Sonderen E, Boering G. Psychosocial effects of implant-retained overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;**12**:515-522.
46. Brånemark P-I, Adell R, Breine U, Hansson BD, Lindstrom J, Ohlsson A. Intraosseous anchorage of dental prostheses I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg* 1969;**3**(2):81-100.
47. Brånemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T. *Tissue-integrated Prostheses*. Chicago: Quintessence Pub. Co. Inc.; 1985.
48. Brånemark P-I. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent* 1983;**50**(3):399-410.
49. Brånemark P-I. Introduction to Osseointegration. İçinde Brånemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T, editor. *Tissue-Integrated Prostheses*. Chiacago, IL: Quintessence Pub. Co. Inc.; 1985.

50. Brinks JC. Eine klinische Auswertung von 517 Pitt-Easy Bio-Oss Implantaten über einen Zeitraum von 4 Jahren. Abstract, Programm 22. internationales Seminar für Orale Implantologie, Bremen, 1992.
51. Brochure B. Vita In Ceram Zirconia Guide Book Vita All Ceramic System.
52. Brunski BJ. Biomaterials and biomechanics in dental implant design. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988;**3**:85-97.
53. Buser D, Mericske-Stern R, Dula K, Lang NP. Clinical experience with one stage, non-submerged dental implants. *Adv Dent Res* 1999;**13**:153-161.
54. Buser D, Weber HP, Bragger U, Balsiger C. Tissue integration of one-stage implants: three year results of a prospective longitudinal study with hollow cylinder and hollow screw implants. *Quintessence Int* 1994;**25**:679-686.
55. Caputo AA, Standlee J. Biomechanics. İçinde. *Clinical Dentistry*. Chicago: Quintessence Pub. Co. Inc.; 1987.
56. Carlsson GE. Masticatory efficiency: The effect of age, the loss of teeth, and prosthetic rehabilitation. *Int Dent J* 1984;**34**:93-97.
57. Carrier DD, Kelly JR. In ceram failure behavior and core veneer interfac quality as influenced by residual infiltration glass. *J Prosthet Dent* 1995;**4**:237-242.
58. Cenan K. Uzun ve kavisli sabit restorasyonlarda stres dağılımının incelenmesi. Doktora tezi. İstanbul Üniversitesi. İstanbul. 2005.
59. Cercon Smart Ceramics Processing Instructions Guide Book Degussa Dental.
60. Chess JT. Technique for placement of root form implants of the finned and serated type. *J Am Dent Assoc* 1990;**121**:414-417.
61. Christensen GJ. Ceramics vs. podelain fused to metal crowns: Give your patients a choice. *J Am. Dent Assoc* 1994;**125**:311-13.



62. Cibirka RM, Razzoog ME, Lang BR, Stohler CS. Determining the force absorption quotient for restorative materials used in implant occlusal surfaces. *J Prosthet Dent* 1992;**67**:361-364.
63. Ciftci Y, Canay S. The effect of veneering materials on stress distribution in implant supported fixed prosthetic restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;**15**:571-582.
64. Clelland NL, Lee JK, Bimbenet OC, Bantley WA. A three dimensional finite element stress analysis of angled abutments for an implant placed in the anterior maxilla. *J Prosthodont* 1995;**4**:95-100.
65. Clelland NL, Lee JK, Bimbenet OC, Gilat A. Use of an axisymmetric finite element method to compare maxillary bone variables for a loaded implant. *J Prosthodont* 1993;**3**:183-9.
66. Clinical efficacy of Cerec3 all ceramic restorations A20 year history of peerless performance. Patterson,Sirona Dental Systems L.L.C.2004.
67. 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 Rest* 2002;**13**:144-153.
68. Cochran DL. The scientific basis for and clinical experiences with Straumann implants including the ITI dental implant system: a consensus report. *Clin Oral Impl Res* 2000;**11**:33-58.
69. Campbell SD. Esthetic modification of cast dental ceramic restorations. *Int J Prost* 2003;**3**:123-129.
70. Coşkun A.Farklı metal desteksiz porselen sistemlerinin kenar uyumlu ve mikrosızıntıya etkisi ile eğilme dayanılıklarının incelenmesi.Doktora Tezi.CÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü.Sivas.2002.
71. Craig RG, Farah JW. Stress analysis and design of single restorations and fixed bridges. *Oral Sci Rev* 1977;**10**:45-74.

72. Craig JM, Powers JM. *Restorative Dental Materials*. St. Louis: Mosby; 2002.
73. Craig RG. *Restorative Dental Materials*. 10th ed. St. Louis: Mosby; 1996.
74. Cranin AN, Klein M, Simon A. *Atlas of Oral Implantology*. Germany: Thieme; 1993.
75. Crispin BJ. Chapter 6: Esthetic ceramic restorative materials and techniques. *Contemporary Esthetic Dentistry: Practice Fundamentals*. Tokyo: Quintessence Pub. Co. Inc.; 1994.
76. Cruz M, Wassall T, Toledo EM, Barra LP, Lemonge AC. Three dimensional finite element stress analysis of a cuneiform geometry implant. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;**18**(5):675-684.
77. Çiftçi Y, Canay Ş. The effect of veneering material on stress distribution in implant supported fixed prosthetic restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;**15**:571-582.
78. Çiftçi Y. İmplant üstü Sabit Protetik Restorasyonlarda Kullanılan Farklı Kaplama Materyallerinin, Stres Dağılımına Etkisi. Doktora Tezi. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Ankara. 1996.
79. Daegling DJ, Hylander WL. Experimental observation theoretical models and biomechanical inference in the study of mandibular form. *Am J Phys Anthropol* 2000;**112**:541-551.
80. Davarpanah M, Martinez H. Çeviri, Selim P. *Oral İmplantoloji Klinik El Kitabı*. İstanbul: Quintessence Yayıncılık Ltd. Şti.; 2004.
81. 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.
82. Davis D, Rimrott R, Zarb GA. Studies on framework on osseointegrated prosthesis part 2, the effect of adding acrylic superstructure. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988;**3**:275-3-280.

83. Davis WH, Davis CL. Soft-tissue Procedures. İçinde Fonseca R, Davis WH, editors. *Reconstructive Preprosthetic Oral and Maxillofacial Surgery*. Philadelphia: W.B. Saunders Company; 1995.
84. De Tolla DH, Andreana S, Patra A, Buhite R, Comella B. The role of the finite element model in dental implants. *J Oral Implantology* 2000;**26**:77-81.
85. Denissen HW, Winjhoff GFA, Veldhuis AAH, Kalk W. Five year study of all porcelain veneer fixed partial dentures. *J Prost.Dent* 1993;**69**:464-468.
86. 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.
87. 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.
88. Dula K, Mini R, Vander Stelt PF, Buser D. The radiographic assessment of implant patients decision making criteria. *Int J Oral Maxillofac* 2001;**16**:80-89.
89. El Askary AS, Meffert RM, Griffin T. Why do dental implants fail? Part I. *Implant Dent* 1999;**8**:173-185.
90. El Askary AS, Meffert RM, Griffin T. Why do dental implants fail? Part II. *Implant Dent* 1999;**8**:265-277.
91. Engquist B, Bergendal T, Kallus T, Linden U. A retrospective multicentreevaluation of osseointegrated implants supporting overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988;**3**:129-134.
92. Eser A, Akça K, Eckert S, Çehreli MC. Nonlinear finite element analysis versus ex vivo strain gauge measurements on immediately loaded implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;**24**:439-446.
93. Eskitaşcıoğlu G. Doğal ve protetik restorasyonlu dişlerde farklı sentrik kontak tiplerinde oluşan fonksiyonel gerilimlerin "Structural Analysis Program" ile

- incelenmesi. Doktora Tezi. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi. Ankara.1991.
94. Eskitaşçıoğlu G, Baran İ, Aykaç Y, Öztaş D. İmplant üstü kuron tasarımlarında farklı estetik materyallerin stress dağılımına etkisinin incelenmesi. *Oral İmplantoloji Dergisi* 1996;**4**:13-19.
95. Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants (II) Etiopathogenesis. *Eur J Oral Sci* 1998;**106**:721-764.
96. Everest Energy Software Brochure. Software\_En\_1\_005\_6473.pdf. Erişim: 02.03.2008. <http://www.kavo.com>
97. Everest\_Material\_en\_1\_004\_7801.pdf. Everest-CAD/CAM Systems, Erişim: 02.03.2008. <http://www.kavo.com>
98. Fanuscu MI, Chang TL. Three dimensional morphometric analysis of human cadaver bone: microstructural data from maxilla and mandibula. *Clin Oral Implants Res* 2004;**15**:213-218.
99. Farah JW, Craigh RG, Sikarskie DL. Photoelastic and finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. *J Biomechanics* 1973;**6**:511-520.
100. Feine JS, Grandmont P, Boudrias P, Brien N, LaMarche C, Tache R, Lund JP. Within-subject comparisons of implant-supported mandibular prostheses: choice of prosthesis. *J Dent Res* 1994;**73**(5):1105-1111.
101. Ferrario VF, Sforza C, Serrao G, Dellavia C, Tartaglia GM. Single tooth bite forces in healthy young adults. *J Oral Rehab* 2004;**31**:18-22.
102. Fischer H, Weber M, Marx R. Lifetime Prediction Of All-Ceramic Bridges By Computational Methods. *J Dent Res* 2003;**82**(3):238-242.
103. Frost HM. Skeletal structural adaptations to mechanical usage (SATMU):1. Redefining Wolff's law: The bone modelling problem. *Anatomical Records* 1990;**226**:403-13.

104. Garefis PN. Complete mandibular subperiosteal implants for edentulous mandibles. *J Prosthet Dent* 1978;**39**:670-677.
105. 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.
106. Gibbs CH, Mahan PE, Lundeed HC, Brehnan K. Occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission. *J Prosthet Dent* 1981;**46**:443-560.
107. Gibbs CH, Mahan PE, Lundeed HC, Brehnan K. Occlusal forces during chewing-influences of biting strength and food consistency. *J Prosthet Dent* 1981;**46**:561-567.
108. Glauser R, Zembic A, Hammeric CH. A systematic review of marginal soft tissue at implants subjected to immediate loading or immediate restoration. *Clin Oral Impl Res* 2006;**17**(2):82-92.
109. Goss BA, Koenig HA, Bowley WW, Burstone CJ. A finite element analysis of stress in human teeth vol.1 pro sym app comp meth Eng UCLA, Welford L, Carter J.R. Ed Los Angeles, Ca: University of Southern California, Department of Civil Engineering 1977;487-495.
110. Gottlander M, Albrektsson T. Histomorphometric studies of hydroxylapatite-coated and coated CP titanium threaded implants in bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;**6**:399-404.
111. Gökçe SH. In ceram core (kor) destekli porselen kronlarda core tasarımının dayanıklılığına etkisi. Doktora Tezi. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Ankara. 1999
112. Gracis SE, Nicholls JI, Chalupnik JD, Yuodelis RA. Shock-Absorbing Behavior of five restorative materials used on implants. *Int J Prosthodont* 1991;**4**:282-291.
113. Green DJ. An introduction to the mechanical properties of ceramics. Cambridge University Press; 1998.

114. Grey NJA, Piddock V, Wilson MA. In vitro comparison of conventional crowns and a new al-ceramic system. *J Dent* 1993;**21**:47-51.
115. Gross M, Laufer BZ. Splinting osseointegrated implants and natural teeth in rehabilitation of partially edentulous patients.Part I:Labratory and clinical studies. *J Oral Rehabil* 1997;**24**,863-870.
116. Gunne J, Astrand P, Lindh T, Borg K, Olsson M. Tooth-İmplant and implant supported fixed partial dentures a 10-year report. *Int J Prosthodont* 1999;**12**,216-221.
117. Gür E.:Tam seramik metariyelleri ile rezin simanlar arasındaki bağlanma dayanımının incelenmesi.Doktora Tezi.Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı.Konya.2006.
118. Hacker CH, Wagner WC, Ann Razzoog ME. An in vitro investigation of the wear of enamel on the porcelain and gold in saliva. *J Prosthet Dent* 1996;**75**:14-17.
119. Hancı M, Bozdağ E, Arpacı A. Biyomekanik. İstanbul: Logos Yayıncılık; 2000.
120. 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.
121. Haraldson T, Jemt T, Lekholm U. Oral function in subjects with overdentures supported by osseointegrated implants. *Scand J Dent Res* 1988;**96**:235-242.
122. 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.
123. Hart RT, Davy DT. Theories of Bone Modelling and Remodelling. İçinde Cowin SC, editor. *Bone Mechanics*. Boca Raton. Fla: CRC Press; 1989.
124. Hassler CR, Rybicki EF, Cummings KD, Clark LC. Quantification of bone stress during remodeling. *J Biomechanics* 1980;**13**:185–190.

125. Hassler CR, Rybicki EF, Cummings KD, Clark LC. Quantitation of compressive stresses and its effects on bone remodelling. *Bull Hosp Bone Joint Res* 1977;**38**:90-3.
126. Hearn EJ. *Photoelasticity*. England: Merrow Publishing; 1971.
127. Heintze SD. Bridges made of all ceramic material(IPS EMPRESS 2),indication clinical aspects prognosis Ivoclar-Vivadent Report no:12.1998.
128. Hendee WR. Introduction to imaging techniques fundamentals of diagnostic imaging. İçinde Putman CE,editor. *Textbook of Diagnostic Imaging Volume One Leds*. Philadelphia: W.B Saunders Company; 1988.
129. Heraeus Kulzer GmbH.
130. Heymann HO, Bayne SO, Sturdevant JR, Wilder AD, Roberson TM. The clinical performance of CAD-CAM generated ceramic inlays. *J American Dent Assoc* 1996;**127**:1171-1181.
131. Hickel R,Manhart J. Logevity of restorations in posterior teeth and reasons for failure. *J Adhes Dent* 2001;**3**:45-64.
132. Hintels-DentaCAD Systems Brochure. Erişim: 20.05.2008. <http://www.hintel.de>.
133. Hobkirk JA, Psarros J. The influence of occlusal surface material on peak masticatory forces using osseointegrated Implant-Supported Protheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;**7**:345-352.
134. Hobo S, Ichida E, Garcia LT. *Osseointegration and Occlusal Rehabilitation*. Tokyo: Quintessence Pub. Co. Inc.; 1989.
135. Hobo S, Shillingburg HT. Porcelain fused to metal tooth preparation and coping desing. *J Prosthodont Dent* 1973;**30**:28-36.
136. Hoffman-Axthelm W. *History of Dentistry*. Chicago: Quintessence Pub. Co. Inc.; 1981.

137. Holand W, Frank M. Materials science of Empress glass ceramic, Ivoclar-Vivadent-Report, No: 10,1994.
138. Holand W. Materials science fundamentals of IPS-Empress 2 glass ceramic, Ivoclar-Vivadent-Report, No: 12,1998.
139. Holand W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. A comparison of micro structure and properties of IPS Empress 2 and IPS Empress glass ceramic. *J Biomed Mater Res* 2000;**53**:297-303.
140. Holmes DC, Haganmann CR, Aquilino SA. Deflection of Superstructure and stress Concentration in the IMZ Implant System. *Int J Prosthodont* 1994;**7**:239-246.
141. Holmes DC, Grigsby WR, Goel VK, Keller JC. Comparison of stress transmission in the IMZ implant system with polyoxymethylene or titanium intramobile element:A finite element stress analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;**7**:450-458.
142. Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. A two dimensional comparative study examining the effects of implant diameter implant shape and load direction. *J Oral Implantol* 1998;**24**:80-88.
143. Hondrum SO. The strength of cemented alumina core and magnesia core crowns. *Int J Prost* 1998;**1**:190-95.
144. Hondrum SO. A review of the strenght properties of dental ceramics. *J Prosthet Dent* 1992;**67**:859-865.
145. Hosny M, Duyck J, Van SD, Naert I. Within-Subject comparison between connected and non-connected tooth-to-implant fixed partial prostheses:Up to 14-year follow up study. *Int J Prosthodont* 2000;**13**:340-346.
146. Huiskes R, Chao EYS. A survey of finite element analysis in orthopedic biomechanics: The first decade. *J Biomech* 1983;**16**:385-409.



147. Inou N, Iioka Y, Fujiwara H, Maki K. Functional adaptation of mandibular bone. İçinde Hayashi K, Ishikawa H editor. *Computational Biomechanics*. Tokyo; 1996.
148. Ivoclar-Vivadent, Scientific Documentation IPS Empress 2, Research and development scientific service, January Ivoclar-Vivadent 1999.
149. İnan M. *Cisimlerin Mukavemeti*. 6. Baskı. İstanbul: İTÜ Vakfı Yayın No 25, 1988.
150. İnan Ö. İmplant destekli köprü uygulamalarında okluzal yüzeylerde kullanılan restoratif materyallerin kuvvet dağılımına etkisinin incelenmesi doktora tezi. Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Konya. 1997.
151. İplikçioğlu H, Akça K. Comparative evaluation of the effect of diameter length and number of implants supporting three unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. *J Dent* 2002;**30**(1):41-46.
152. İsmail YH, Pahountis LN, Fleming JF. Comparison of two dimensional and three dimensional finite element analysis of a blade implant. *Int J Oral Implant* 1990;**4**:25-31.
153. Jager N, Kler M, Van der Zel JM. The Influence of different core material on the FEA- determined stress distribution in dental crowns. *Dental Materials* 2006;**22**:234-242.
154. Jeffcoat M, Jeffcoat RL, Reddy MS, Berland L. Planning interactive implant treatment with 3-D computed tomography. *JADA* 1991;**122**:40-44.
155. Jemt J, Carlsson L, Eng E, Boss A, Jörneus L. In vivo load measurements on osseointegrated implants supporting fixed or removable prostheses: A comparative pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;**6**:413-417.
156. Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Branemark in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual check up. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;**6**:270-276.

157. Jones DW. Development of Dental Ceramics. *Dent Clin North Am* 1985;**29**(4): 621-645.
158. Shigley JE. *Mechanical Engineering*. McGraw-Hill Book Company;1986.
159. Juodzbaly G, Kubilius R, Valdas E, Raustia AM. Stress Distribution in Bone: Single-Unit Implant Prostheses Veneered with Porcelain or a New Composite Material. *Implant Dent* 2005;**14**:166-175.
160. Kassebaum DK, Reader CM, Kleir DJ, Averbach RE. Localization of anatomic structures before endodontic surgery with tomograms. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1991;**72**:610-613.
161. Kazanç A. Alt ve üst çenelerin patoloji travma ve implantoloji yönünden değerlendirilmesinde ortopan-tomografi ve spiral bilgisayarlı tomografinin kullanılması. Doktora Tezi. Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. İzmir 2000.
162. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspective. *J Prosthet Dent* 1996;**75**:18-32.
163. Kent JN, Quinn JH, Zide MF, Guerra LR, Boyne PJ. Alveolar ridge augmentation using nonresorbable hydroxylapatite with or without autogenous cancellous bone. *J Oral Maxillofac Surg* 1983;**41**:629-642.
164. Kern M, Douglas WH, Fechting T, Strub JR, DeLong R. Fracture strength of all porcelain resin bonded bridges after testing in an artificial oral environment. *J Dent* 1993;**21**:117-121.
165. Keyak JH, Meagher JM, Skinner HB, Mote CD. Automated three dimensional finite modelling of bone a new method. *J Biomed Eng* 1992;**14**:483-489.
166. Kirsch A, Mentag P. The IMZ endosseous two phase implant system: A complete oral rehabilitation treatment concept. *J Oral Implantol* 1986;**12**:576-589.
167. Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyawaka O. Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implant: considerations based on a

- three dimensional finite element analysis. *Clin Oral Implants Res* 2004;**15**(4):401-412.
168. Knoell AC. A mathematical model of an in vitro human mandible. *J Biomech* 1977;155-166.(abstract)
169. Koçak A. Cercon zirconia sistemi ile yapılan posterior sabit protezlerin uzun dönem klinik başarılarının incelenmesi. Doktora Tezi. Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi. 2006. İstanbul.
170. Koolstra JH, Van E. TMJ Application and validation of a three dimensional mathematical model of the human masticatory system in vivo. *J Biomechanics* 1992;**25**(2):175-187.
171. Koriath TWP, Johann AR. Influence of mandibular superstructure shape on implant stresses during simulated posterior biting. *J Prosthet Dent* 1999;**82**:67-72.
172. Koriath TWP, Ramilly DP, Hannam AG. 3-D finite element modelling and validation of a dentate human mandible. *Am J Phys Anthropol* 1992;**88**:69-96.
173. Koutayas O. Influence of the framework desing and the mode of loading on the fracture strength of all ceramic resin bonded FPD Protez Doktora Tezi. 2000
174. Körber KH, Ludwing K. Maximale kaukraft als Berechnungsfaktor zahntechnischer Konstruktionen. *Dent Lab* 1983;**31**:55-60.
175. Kranemarh P, Albrektsson T, Zarb G. *Protheses Osteo-integrees*. 2nd ed. Paris: edition cdp, 7-76, 199-210.
176. 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.
177. Kummer BKF. Biomechanics of bone; mechanical properties functional structure functional adaptation. İçinde Fung YC, Pernore H, Anliker M, editor. *Biomechanics: Foundations and Objectives*. Englewood Cliff NJ: Prentice-Hall; 1972.

178. Kurtay T. Sonlu elemanlar yöntemine giriş. İTÜ Makina Fakültesi Ziraat Makinaları Kürsüsü Ders Notları; 1980.
179. Kurtzman GM, Schwartz K. The subperiosteal implant as a viable long-term treatment modality in the severely atrophied mandible: a patient's 40-year case history. *J Oral Implantol* 1995;**21**:35-39.
180. Kümbüloğlu O, Lassila LVJ, User A, Toksavul S, Vallittu PK. Shear bond strength of composite resin cements to lithium disilicate ceramics. *J Oral Rehabil* 2005;**32**:128-133.
181. Land CH. A new system of restoring badly decayed teeth by means of an enameled metallic coating. *Independent Parct* 1886;**7**:407-9.
182. Land CH. Porcelain Dental Art. *Dent Cosmos* 1903;**65**:615-20.
183. Laney WR, Tolman DE. The Mayo Clinic experience with tissue-integrated implants. İçinde Albrektsson T, Zarb GA, editors. *The Branemark Osseointegrated Implant*. Chicago: Quintessence Pub. Co. Inc.;1989.
184. Lavelle CLB. Biomechanical considerations of prosthodontic therapy: The urgency of research into alveolar bone responses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;**8**:179-185.
185. Leblebicioğlu B. İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Oral İmplantoloji Bilim Dalı 4.Sınıf Ders Notları.
186. Lederman D. Sechsjährige klinische erfahrungen mit dem titan plasma beschichteten ITI schraabenimplantat in der regio interforaminalis des unterkiefers schweiz. *M Schr Zahnheilk* 1983;**93**:1070-1089.
187. Leinfelder KF, Lemons JE. *Clinical Restoration Materials and Techniques*. Philadelphia: Lea&Febiger; 1988.
188. Lemos JE, Phillips RW. Biometarials for dental implants. İçinde Misch CE editor. *Contemporary Implant Dentistry*. 1st ed. St Louis: Mosby; 1993.

189. Lentrodt J. Die entwicklung der implantologie bis heute. *Dtsch Zahnaerti* 1983;**38**: 77.
190. Lindh C, Petersson A, Klinge B. Visualization of the mandibular canal by different radiographic techniques. *Clin Oral Imp.Res* 1992;**3**:90-97.
191. Lill W, Matejka M, Rambosek K, Watzek G. The ability of currently available stress-breaking elements for oseointegrated implants to imitate natural tooth mobility. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988;**3**:281-286.
192. Lindquist LW, Carlsson GE, Jemt T. A prospective 15-year follow-up study of mandibular fixed prostheses supported by osseointegrated implants. Clinical results and marginal bone loss. *Clin Oral Implants Res* 1996;**7**:329-336.
193. Linkow L, Wagner JR, Chanavaz M. Tripodal mandibular subperiosteal implant: basic sciences, operational procedures and clinical data. *J Oral Implantol* 1998;**24**:16-36.
194. Lobbezoo F, Brouwers JEIG, Cune MS, Naeije M. Dental implants in patients with bruxing habits. Review Article. *J Oral Rehabil* 2006;**33**:152–159.
195. Ludwing K. Studies on the ultimate strenght of all-ceramic crowns. *Dent Labor* 1991;**39**:647-651.
196. Luthardt RG, Sandkulin O, Reitz B. Zirconia Tzd and alumina advanced technologies for the manufacturing of single crowns. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 1999;**7**:113-9.
197. Mahalick JA, Razau R, Khan Z. Occlusal wear in prosthodontics. *J Am Dent Assoc* 1971;**82**:154-159.
198. Mc Kinney Koth DL, Steflik DE. Clinical standarts for dental implant. İçinde Clark JW editor. *Clinical Dentistry*. Horperstown: Harper and Row; 1984.
199. Mc Lean JW. The science and art of dental ceramics. *Oper Dent* 1991;**16**:149-156.

200. Mc Lean JW, Odont D. Evaluation of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent* 2001;**85**:61-66.
201. McCabe JF. *Applied Dental Materials*. 7th ed. London: Mass Publishing Co;1994.
202. McCormick JT, Rowland W, Shillingburg Jr HT, Duncanson Jr MG. Effect of luting media on the compressive strengths of two types of all ceramic crown. *Quintessence Int* 1993;**24**(6):405-8.
203. 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.
204. McLaren EA. All ceramic alternatives to conventional metal ceramic restorations in ceram paper. Ucla School Of Dentistry California.
205. Meijer HJA, Starmans FJM, Steen WHA, Bosman FA. Three dimensional finite element study on two versus four implants in an edentulous mandible. *Int J Prosthodont* 1994;**7**:271-279.
206. Meijer HJA, Kuiper JH, Starmans FJM, Bosman F. Stress distribution around dental implants: Influence of superstructure, length of implants and heights of mandible. *J Prosthet Dent* 1992;**68**:96-102.
207. Memikoğlu MM. Tam seramik posterior sabit parsiyel restorasyonların in vitro ve in vivo uygulanabilirliği ve sınırlamaları yönünden incelenmesi. Doktora Tezi. Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Ankara. 1997.
208. Menicucci GM, Pera P, Preti G. Mandibular implant retained overdenture: Finite element analysis of two anchorage systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;**13**:369-376.
209. Menicucci G, Mosolov A, Mozzati M, Lorenzetti M, Preti G. Tooth implant connection some biomechanical aspects based on finite element analyses. *Clin Oral Imp Res* 2002;**13**:334-34.

210. Mericske-Stern R, Zarb GA. In vivo measurements of some functional aspects with mandibular fixed prostheses supported by implants. *Clin Oral Implants Res* 1996;**7**(2):153-161.
211. Mihalko WM, May TC, Kay JF, Krause WR. Finite element analysis of interface geometry effects on the crestal bone surrounding a dental implant. *Implant Dent* 1992;**1**:212-217.
212. Mikrona the Swiss Dental Technology. Web page:<http://www.mikrona.com/index.html>
213. Misch CE. *Contemporary Implant Dentistry*. St Louis: Mosby Inc; 1999.
214. Misch CE. *Dental Implant Prosthetics*. St Louis: Mosby Inc; 2005.
215. Misch CE. Implant desing considerations for the posterior regions of the mouth. *Implant Dentistry* 1999;**8**(4):376-85.
216. Misch EA. *Contemporary Implant Dentistry*. 2nd ed. St Louis: Mosby Inc; 1999.
217. Molin MK, Karlsson SL. A clinical evaluation of the optec inlay system. *Acta Odontol Scand* 1992;**54**:227-33.
218. Molin MK, Karlsson SL, Kristiansen MS. Influence of film thickness on joint bend strength of a ceramic/resin composite joint. *Dent Mater* 1996;**12**:245-9.
219. Morrow LA, Smith PW, McCord JF. Case report: restorative maintenance of prostheses stabilised by non-endosseous implants. *Eur J Prosthodont Rest Dent* 2000;**8**:53-56.
220. Munz D, Fett T. *Ceramics: Mechanical Properties, Failure, Behaviour Materials Selection*. 1st ed. Berlin: Springer; 1999.
221. Naert IE, Duyck JA, Hosny MM, Quirynen M, Van SD. Freestanding and tooth-implant connected prostheses in the treatment of partially edentulous patients. Part II: An up to 15-years radiographic evaluation. *Clin Oral Implants Res* 2001;**12**:245-251.

222. Naitoh M, Kawamata A, Uda H, Ariji E. Cross sectional imaging of the jaws for dental implant treatment: accuracy of linear tomography using a panoramic machine in comparison with reformatted computed tomography. *Int J Oral Maxillofac Imp* 2002;**17**:107-112.
223. Nkenke E, Fenner M. Indications for immediate loading of implants and implant success. *Clin Oral Impl Res* 2006;**17**(2):19-34.
224. O'Brien WJ. *Dental Materials and Their Selection*. 2th ed. Chicago: Quintessence Pub. Co. Inc.; 1997.
225. Oden A, Andresson M, Krystek-Ondracek I, Magnusson D. Five-year clinical evaluation of procera allceram crowns. *J Prosthet Dent* 1998;**80**:450-6.
226. Özdemir T, Ersanlı S. Tek ve Çift safhalı Cerrahi Teknikle Uygulanan Pitt-Easy Bio-Oss İmplantlarda Kemik Kalınlığının Kemik Rezorpsiyonu Üzerine Etkisi. *Oral İmplantoloji Dergisi* 1998;**2**:20-25.
227. Özgövde N.O. Rezeksiyonlu dişsiz üst çenede implant üstü protez planlamalarının üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi metoduyla incelenmesi. Doktora Tezi. İstanbul Üniversitesi. İstanbul. 2003.
228. Palmer DS, Barco MT, Pelleu GB, Mc Kinney JE. Wear of human enamel against a commercial castable ceramic restorative material. *J Prosthet Dent* 1991;**65**:192-195.
229. 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**:633-640.
230. Parlar A, Unsal K. Rehabilitation of edentulous jaws with implant supported fixed suprastructures. *J of ESSDI* 2003;**4**:77.
231. Patrick P. *Esthetic Implant Dentistry*. Quintessence Pub. Co. Inc.; 2001.
232. Phillips Science Of Dental Materials. 11th ed. Anusavice Saunders; 2003.



233. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999;**20**:1-25.
234. Piddock V, Qualtoungh AJE. Dental ceramics an update. *J Dent* 1990;**18**:227-235.
235. Posselt A, Kerschbaum T. Longevity of 2328 chairside cerec inlays and onlays. *Int J Comput Dent* 2003;**6**:231-248.
236. Potter BJ, Shroui MK, Russel CM, Sharawy M. Implant site assessment using panoramic cross sectional tomographic imaging. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1997;**84**:436-42.
237. Probst L. Four year clinical study of glass infiltrated sintered alumina crowns. *J Oral Rehabil* 1996;**23**:147-151.
238. Procera Scientific Documentation Technical Data Nobel Biocare.
239. Provatidis CG. A comparative FEM-study of tooth mobility using isotropic and anisotropic models of the periodontal ligament. *Med Eng Phys* 2000;**22**:359-370.
240. Quirynen M, Naert I, Van Steenberghe D, Nys L. A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses. Part I: Periodontal aspects. *J Prosthet Dent* 1992;**68**:655-663.
241. Raadsheer MC, Van Eijden TM, Van Ginkel FC, Prah-Andersen B. Contribution Of Jaw Muscle Size And Craniofacial Morphology To Human Bite Force Magnitude. *J Dent Rest* 1991;**78**(1):31-42.
242. Raghoobar GM, Meijer HJA, Stegenga B, Van't Hof M, Van Oort RP, Vissink A. Effectiveness of three treatment modalities for the edentulous mandible. A five-year randomized clinical trial. *Clin Oral Implant Res* 2000;**11**:195-201.
243. Raigrodski Ariel J, Chiche Gerard J. The safety and efficacy of anterior ceramic fixed partial dentures:A review of the literature. *J Prosth Dent* 2001;**86**:520-5.

244. Rangert B, Krogh PHJ, Langer B, Roekel NV. Bending overload and implant fracture: A retrospective clinical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;**10**: 326-334.
245. Ratledge DK, Smith BGN, Wilson RF. The effect of restorative materials on the wear of human enamel. *J Prosthet Dent* 1994;**72**:194-203.
246. Richter EJ. In vivo vertical forces on implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;**10**:99-108.
247. Rieger MR, Adams WK, Kinzel GL, Brose MO. Finite element analysis of bone adapted and bone bonded endosseous implants. *J Prosthet Dent* 1989;**62**:436-440.
248. Rieger MR, Fareed K, Adams WK, Tanquist R. A bone stress distribution for three endosseous implants. *J Prosthet Dent* 1989;**61**:223-228.
249. Ring ME. A thousand year of dental implants: A definitive history-Part 2. *Compend Contin Educ Dent* 1995;**16**:1060-1069.
250. Ring ME. *Dentistry: An Illustrated History*. New York: HN Abrams; 1985.
251. Ritter JE. Predicting life times of materials and material structures. *Dent Mater* 1995;**11**:142-146.
252. Rosenblum MA, Schulman A. A review of all ceramic restoration. *JADA* 1997;**128**:297-307.
253. Rosenstiel SF, Porter SS. Apparent fracture toughness of all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent* 1989;**62**:529-32.
254. Rothman SLG. *Dental Applications of Computerized Tomography. Surgical Planning For Implant Placement*. Hong Kong: Quintessence Pub. Co. Inc. 1998.
255. Roucoules L. *Principes Generaux De Prothese Dentaire A Elements Inamovibles*. Deuxieme ed. Paris: Librairie Maloine S.A.; 1968.

256. Roynesdal AK, Ambjornsen E, Stovne S, Haanaes HR. A comparative clinical study of three different endosseous implants in edentulous mandibles. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;**13**:500-505.
257. Rubbin C, Krishnamurthy N, Capilouio E, Yı H. Clinical science stress analysis of the human tooth using a tree-dimensional finite element model. *J Dent Res* 1983;**62**(2):82-86.
258. Rubin, R.Zirkonya altyapılı restorasyonların dişe bağlantı özelliklerinin incelenmesi.Doktora Tezi.İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Kuron-Köprü Protezleri Bilim Dalı.İstanbul.2007.
259. Sadowsky SJ. The implant supported prosthesis for edentulous arch:Desing considerations. *J Prosthet Dent* 1997;**78**:28-33.
260. Sadowsky SJ. Mandibular implant-retained overdentures:a literature review. *J Prosthet Dent* 2001;**86**:468-473.
261. Sağesen H.L.E.M.İçi boş silindir(Hollow Cylinder)implant destekli overdenture'larda iki üst yapı türünün kemikteki gerilme dağılımına etkileri.Doktora Tezi.Gazi Üniversitesi.Ankara.2000.
262. Sandallı P. *Oral İmplantoloji*. 1.Baskı. İstanbul: Erler Matbaacılık San. Tic. An. Şti.; 2000.
263. Schroder A. A Brief History of Implantology. İçinde Schroeder A, Sutter F, Buser D, Krekeler G editors. 2nd ed. *Oral Implantology*. New York: Georg Thieme; 1996.
264. Schroeder A, Pohler O, Sutter F. Tissue reaction to an implant of a titanium hollow cylinder with a titanium surface spray layer. *SSO Schweiz Monatsschr Zahnheilkd* 1976;**86**:713-727.
265. Schweiger M, Holand W, Frank M, Drescher H, Rheinberger V. IPS Empress 2: a new pressable high-glass ceramic for esthetic all ceramic restoration. *Quint Dent Technol* 1999;**18**:143-151.

266. Sertgoz A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant supported fixed prosthesis. *Int J Prosthodont* 1997;**10**:19–27.
267. Sertgöz A, Güvener S. Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis, *J Prosthet Dent* 1996;**76**(2):165-9.
268. Sertgöz A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant supported fixed prosthesis. *Int J Prosthodont* 1997;**10**(1):19-27.
269. Sevimay M.: İmplant üstü kuron tasarımlarında farklı metaryellerin stres dağılımına etkisinin solu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmesi. Doktora Tezi. Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Konya. 2002.
270. Shigley JE. *Mechanical Engineering Design*. Mc Graw-Hill Book Company; 1986.
271. Shillingburg HT, Hobo S. *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*. 3rd ed. Quintessence Pub. Co Inc; 1997.
272. Siegele D, Soltesz U. Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;**4**:333-340.
273. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1983;**49**:843–849.
274. Small IA. Metals implants and the mandibular staple bone plate. *J Oral Surg* 1975;**33**:571-585.
275. Small IA. The mandibular staple bone plate for the atrophic mandible. *Dent Clin North Am* 1980;**24**:565-570.

276. Soltész U, Siegele D. Einflub der steifigkeit des implantatmaterials auf die im knochen erzeugten spannungen. *Dtsch Zahnarztl* 1984;**39**:183-186.
277. Sones AD, Caputo AA, Kieu KN. Load transmission by osseointegrated fixtures in partially edentulous jaw. *J Dent Rest* 1988;**67**:368.
278. Soumerie J, Dejou J. Shock absorbability of various restorative metarial used on implants. *J Oral Reh* 1999;**26**:394-401.
279. Stegaroiu R, Kusakari H, Nishiyama S, 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**:81-90.
280. Stellingsma C, Vissink A, Meijer HJA, Kuiper C, Raghoobar GM. Implantology and severly resorbed edentulous mandible. *Crit Rev Oral Biol Med* 2004;**15**(4):240-248.
281. Stellingsma C, Bouma J, Stegenga B, Meijer HJ, Raghoobar GM. Satisfaction and psychosocial aspects of patients with an extremely resorbed mandible treated with implant-retained overdentures. *Clin Oral Implants Res* 2003;**14**:166-172.
282. Stern RM, Assal P, Mericske E, Bürgin W. Occlusal force and oral tactile sensibility measured in partially edentulous patients with ITI implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;**10**:345-354.
283. Stewart RB, Desjardins RP, Laney WR, Chao EYS. Fatigue strength of cantilevered metal framework for tissue-integrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1992;**68**:83-92.
284. Sumiya H, Eiji I, Lily TG. *Osseointegration and Occlusal Rehabilitation*. Quintessence Pub.Co. Inc.; 1996.
285. Suttor D. Lava zirconia crowns and bridges. *J Comp Dent* 2004;**7**:67-76.
286. 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.

287. Şenyılmaz P.D. Dual akslı çiğneme simülâtörü ile yapılan dinamik yorulmanın tam seramik ve metal destekli seramik kırılma dayanıklılığına etkisi. Doktora Tezi. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Programı. Ankara. 2005
288. Takahashi N, Kıtagamı T, Komori T. Behaviour of teeth under various loading conditions with finite element method. *J Oral Rehabil* 1980;7:453-461.
289. Tanaka Y, Sugimoto T, Tanaka S, Hiranuma K. Development of a two-piece artificial resin tooth specially designed for a metal occlusal surface. *Int J Prosthodont* 1990;3:292-298.
290. Tarnow DP, Emitaz S, Classi A. Immediate loading of threaded implants at stage 1 surgery in edentulous arches: Ten consecutive case reports with 1-5 year data. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12:319-324.
291. Tunalı B. *Multi-Disipliner bir Yaklaşım ile Oral İmplantolojiye Giriş*. İstanbul 1996.
292. Tuncel E. *Diagnostik Radyoloji*. İstanbul: Taş Kitaplık ve Yayıncılık Ltd.Şti.; 1989.
293. Tylman, SD. *Theory and Practice of Crown and Fixed Partial Prosthodontics*. Saint Louis: The CV Mosby Company; 1970.
294. Uslu Ü. Tomografik Görüntü Verilerinden 3 Boyutlu Cad Modelinin Oluşturulması. Yüksek Lisans Tezi. Yıldız Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü. İstanbul. 2006.
295. Van Kampen FM, Van Der Bilt BA, Cune MS, Bosman F. The influence of various attachment types in mandibular implant retained overdentures on maximum bite force and EMG. *J Dent Res* 2002;81:170-173.
296. Van Recum A. *Handbook of Biometarial Evaluation*. New York: Macmillan; 1986.

297. Van Rossen IP, Braak LJ, de Putter C, de Groot K. Stress- absorbing elements in dental implants. *J Prosthet Dent* 1990;**64**:198-205.
298. Van Staden R. C, Guan H, Loo Y. C. Application of the finite element method in dental implant research. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 2006;**9**(4):257-270.
299. Van Steenberghe D, Alberktsson T, Zarb GA. *The Impact of Osseointegrated Prostheses on Treatment Planning in Oral Rehabilitation the Branemark Osseointegrated Implant*. Chicago:Quintessence Pub. Co. Inc.; 1989.
300. Van Zyl PP, Grundling NL, Jooste CH, Terblanche E. Three dimensional finite element model of a human mandible incorporating six osseointegrated implants for stress analysis of mandibular cantilever prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;**10**(1).51-57.
301. Vita In Ceram Alumina Guide Book Vita All Ceramic System.
302. Vita In Ceram Spinell Guide Book Vita All Ceramic Systems.
303. Wall JG, Cipra DL. Alternative crown systems. *Dent Clin North Am* 1992;**36**:765-782.
304. Webber B, Mcdonald A, Knowles J. Porcelain veneer thickness doesn't affect strength of all ceramic crowns. *Rest Dent* 2003;**48**:270.
305. Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;**8**:19-31.
306. Weingart D, Duker J. A tomographic technique for the depiction of atrophied alveolar ridges prior to endosseous implant placement. *Dentomaxillofac Radiol* 1992;**22**:38-40.
307. Weinstein AM, Klawitter JJ, Anand SC, Schuessler R. Stress analysis of porous roted dental implants. *J Dent Res* 1976;**55**(5):772-777.

308. Williams KR, Watson CJ, Murphy WM, Scott J, Gregory M, Sinobad D. Finite element analysis of fixed prostheses attached to osseointegrated implants. *Quintessence Int* 1990;**21**(7):563-70.
309. Williamson RT, Kovarik RE, Mitchell RJ. Effect of grinding polishing and overglazing on the flexure strength of a high leucite feldspathic core crowns. *Int J Prost* 1996;**9**:30-7.
310. Wohlwend A, Strub JR, Scharer P. Metal ceramic and all porcelain restorations current considerations. *Int J Prosthodont* 1989;**2**:13-26.
311. Wolceram Web Page;<http://www.sdi-corp.com/wolceram/coping.aspx>
312. Wright KW, Yettram AL. Finite element stress analysis of a class I amalgam restoration subjected to setting and thermal expansion. *J Dent Res* 1978;**57**:715-723.
313. [www.wikipedia.com](http://www.wikipedia.com), online dictionary
314. Wyatt CCL, Phoroah MJ. Imaging techniques and image interpretation for dental implant treatment. *Int J Prosthodont* 1998;**11**:442-452.
315. Yanase RT, Bodine RL, Tom JF, White SN. The mandibular subperiosteal implant denture: a prospective survival study. *J Prosthet Dent* 1994;**71**:369-374.
316. Yen TW, Blackman RB, Baez RJ. Effect of asid etching on the flexural strength of a feldspathic porcelain and a castable glass ceramic. *J Prosthet Dent* 1993;**70**:224-233.
317. Yeo IS, Yang JH, Lee JB. In vitro marginal fit of three all ceramic crown systems. *J Prosthet Dent* 2003;**90**:459-64.
318. Yokoyama S, Wakabayashi N, Shiota M, Ohyama T. The influence of implant location and length on steress distribution for three unit implant supported posterior cantilever fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 2004;**91**(3):234-240.428.
319. Young LJ, Michel JD, Moore DJ. A twenty-year evaluation of subperiosteal implants. *J Prosthet Dent* 1983;**49**:690-694.



320. Zarb GA, Schmit A. The edentulous predicament I: A prospective study of the effectiveness of implant supported fixed prostheses. *JADA* 1996;**127**:59-67.
321. Zarb GA, Schmitt A. Implant prosthodontic treatment options for the edentulous patient. *J Oral Rehabil* 1995;**22**:661-671.
322. Zel JM, Vlarr S, Ruitter WJ, Davidson C. The cicero system for cad cam fabrication of full ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 2001;**85**:261-7.
323. Zhiyong L, Arotaki T, Shimamura I, Kishi M. The influence of prostheses design and loading conditions on the stress distribution of tooth-implant supported prosthese. *Bull Tokyo Dent Coll* 2004;**45**(4):213-221.

## ÖZGEÇMİŞ

### Kişisel Bilgiler

<b>Adı</b>	Burçin	<b>Soyadı</b>	Karataşlı
<b>Doğ.Yeri</b>	Istanbul	<b>Doğ.Tar.</b>	20.03.1980
<b>Uyruğu</b>	TC	<b>TC Kim No</b>	48985424138
<b>Email</b>	burcin_karatasli@hotmail.com	<b>Tel</b>	212 663 91 93

### Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mez. Yılı
<b>Doktora</b>		
<b>Yük.Lis.</b>	İstanbul Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi	2004
<b>Lisans</b>		
<b>Lise</b>	İstanbul Alman Lisesi	1999

### 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
<b>Almanca</b>	Çok iyi	Çok iyi	Çok iyi	95	
<b>İngilizce</b>	Çok iyi	Çok iyi	Çok iyi		

\*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
<b>LES Puanı</b>	69.476	69.453	69.430
<b>(Diğer) Puanı</b>			

### Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
Word	Çok iyi
Power Point	Çok iyi
Excel	İyi

### **Yayınlari/Tebligleri Sertifikalari/Ödülleri**

**Karataşlı B**, Türkoğlu P, Mutlu D, Tunçlar N, Sevük Ç. The comparison of wear characteristic of human enamel against different core ceramics and gold. 30th Annual Congress of the European Prosthodontic Association November 2-4, 2006, Londra.

Akata A, Sevük Z, Karataşlı B, Sevük Ç. Clinical Evaluation and Importance of Inlay Cavity Preparations by Using Guide Planes. 31th Annual Congress of the European Prosthodontic Association October 11- 13, 2007, Yunanistan.

Karataşlı B, Türkoğlu P, Sevük Ç, Aydın M, Gültekin A. Restoring Endodontically Treated Teeth with CAD/CAM System. 32 Annual Congress of the European Prosthodontic Association, katılım 4-6 Eylül 2008, Macaristan.

Karataşlı G, Mete Ö, **Karataşlı B**, Çakıl B, Sevük Ç, Tanyeri H. Effects of amalgam replacement in subjects with oral lichenoid reactions-Intraoral observations at a clinical follow up. 33rd Annual Congress of the European Prosthodontic Association October 1-3, 2009, Innsbruck, Avusturya.

### **Yurt İçi Kongrelerde Sunulan Posterler**

Akata A, Sevük Z, Karataşlı B, Sevük Ç. İnley kavite preperasyonlarında rehber düzlemler oluşturulmasının önemi. Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği 16. Uluslararası Bilimsel Kongresi'nde poster sunumu, 28- 30 Ekim 2007, Çeşme.

Karataşlı G, Ofluoğlu D, **Karataşlı B**, Mete Ö, Çakıl B, Tanyeri H. Oral lichenoid lesions in the oral mucosa associated with metal framework restorations. Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği ve Türk Ağız Hastalıkları Derneği Kongresi, 28 Mayıs-1 Haziran 2008, Antalya.

Karataşlı B, Takar E, Sevük Ç. Production of several inlay restorations with CAD/CAM System. Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği ve Türk Ağız Hastalıkları Derneği Kongresi, 28 Mayıs-1 Haziran 2008, Antalya.

### **Katıldığı Kongre, Kurs ve Alınan Sertifikalar**

Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği 15. Bilimsel Toplantısı, 22-23 Ekim 2005, Ankara.

30th Annual Congress of the European Prosthodontic Association November 2-4, 2006, Londra, İngiltere.

Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği 16. Bilimsel Toplantısı, 28-30 Ekim, 2007, Çeşme, İzmir, Türkiye.

Computer Aided Implantology Academy İstanbul Workshop, 17-18 Kasım, 2007 Point Hotel, İstanbul, Türkiye.

Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği ve Türk Ağız Hastalıkları Derneği Kongresi, Güncel Tanı ve Protetik Yaklaşımlar, 28 Mayıs-1 Haziran 2008, Miracle Hotel, Antalya.

32nd Annual Congress of the European Prosthodontic Association September 4-6, 2008, Pecs, Macaristan.

33rd Annual Congress of the European Prosthodontic Assosiation October 1-3, 2009, Innsbruck, Avusturya.

4th Computer Aided Implantology Academy International Congress 18 th Turkish Prosthodontics and Implantology Association International Congress October 16-17, 2009, İstanbul, Türkiye.

I. Yeditepe Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi VII. Uluslar arası Quintessence, VII. Dişhekimliği Lazer Akademisi Derneği Ortak Kongresi 11-12 Aralık 2009, İstanbul, Türkiye.