

T.C.  
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ  
ANABİLİM DALI

**İMLANTÜSTÜ SABİT BÖLÜMLÜ PROTEZLERDE  
KULLANILAN SERAMİK İMLANT DAYANAKLARININ  
SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİ İLE İNCELENMESİ**

**DOKTORA TEZİ**

Hüseyin Emir YÜZBAŞIOĞLU

Samsun  
Temmuz - 2006



T.C.  
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ  
ANABİLİM DALI

**İMLANTÜSTÜ SABİT BÖLÜMLÜ PROTEZLERDE  
KULLANILAN SERAMİK İMLANT DAYANAKLARININ  
SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİ İLE İNCELENMESİ**

**DOKTORA TEZİ**

Hüseyin Emir YÜZBAŞIOĞLU

Danışman: Yrd. Doç. Dr. Duygu SARAÇ

Samsun  
Temmuz - 2006

T.C.  
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Bu çalışma jürimiz tarafından **Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı** Programında **Doktora Tezi** olarak kabul edilmiştir.

Başkan: Prof. Dr. Yavuz BURGAZ, Gazi Üniversitesi

Üye: Prof. Dr. Bülent KESİM, Erciyes Üniversitesi

Üye: Doç. Dr. Y. Şinasi SARAÇ, Ondokuz Mayıs Üniversitesi

Üye: Yrd. Doç. Dr. Duygu SARAÇ, Ondokuz Mayıs Üniversitesi

Üye: Yrd. Doç. Dr. Murat YENİSEY, Ondokuz Mayıs Üniversitesi

Bu tez Enstitü Yönetim Kurul'unca belirlenen yukarıdaki jüri üyeleri tarafından görülmüştür.

Prof. Dr. Süleyman ÇELİK  
Enstitü Müdürü

## TEŞEKKÜR

Tüm çalışmam süresince her zaman benimle birlikte olan, bilgilerini ve deneyimlerini benimle paylaşarak yol gösteren, yoğun geçen çalışma sürecinde heyecanıma ortak olan, evinin kapılarını her zaman açık tutan, bir danışman ve hocadan çok bana bir abla şefkati ile destek verip, dertlerimi ve üzüntülerimi paylaşan Sayın Yrd. Doç. Dr. Duygu SARAÇ'a,

Tez İzleme Komitesindeki öneri ve eleştirileri için Sayın Prof. Dr. Hülya KÖPRÜLÜ ve Sayın Prof. Dr. Yavuz BURGAZ'a,

Doktora eğitim süresince desteğini her zaman yanımda hissettiğim, her konuda bana yardımcı olan, en sıkıntılı günlerimde bana moral veren ve değerli bilgilerini benimle paylaşan hocam Sayın Doç. Dr. Şinasi SARAÇ'a,

Klinik deneyimlerini ve değerli bilgilerini benimle paylaşarak doktora eğitimime katkıda bulunan Sayın Yrd. Doç. Dr. Murat YENİSEY ve Sayın Yrd. Doç. Dr. Murat KURT'a,

Tez çalışmalarım sırasında hayatı bana her açıdan kolaylaştıran ve eğlenceli kılan değerli bölüm arkadaşlarıma,

Tezimin analizleri sırasında her türlü huysuzluğumu ve ısrarlarıma katlanan Ayberk YAĞIZ'a

Tez çalışmamdaki modellerin sayısallaştırılması sırasında bana çok büyük yardımları geçen Infotron Bilgisayar ve Mühendislik Ltd. Şti' çalışanlarına,

Ve her şeyden önemlisi hayatım süresince beni kendilerinden çok düşünüp, özveri ile maddi ve manevi olarak destekleyen, sevgi ve şefkatlerini esirgemeyen, dualarını her zaman yüreğimde hissettiğim canım anneme, canım babama ve canım ağabeyime,

SONSUZ TEŞEKKÜRLER ...

**ÖZET****İMLANTÜSTÜ SABİT BÖLÜMLÜ PROTEZLERDE KULLANILAN SERAMİK İMLANT DAYANAKLARININ SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİ İLE İNCELENMESİ**

**Hüseyin Emir YÜZBAŞIOĞLU, Doktora Tezi  
Ondokuz Mayıs Üniversitesi, Samsun, Temmuz 2006**

Diş hekimliğinde tam seramik sistemlerin kullanımının ve implant tedavisinin yaygınlaşması sonucunda seramik implant dayanaklarına olan ilgi artmıştır. Bu çalışmada, üç farklı seramik ve bir titanyum implant dayanağı kullanılarak hazırlanan üç ve dört üyeli sabit bölümlü protezlerde, fonksiyonel kuvvetler altında mekanik ve fiziksel özelliklerinde oluşabilecek değişiklikler ve çevre dokulardaki stres dağılımlarının üç boyutlu sonlu elemanlar yöntemi ile incelenmesi amaçlandı.

Üç farklı seramik ve bir titanyum implant dayanağı ile hazırlanmış üç ve dört üyeli sabit bölümlü protez modelleri üzerinde vertikal ve oblik kuvvetlerin oluşturduğu stresler, MSC. Patran 2005 analiz programı kullanılarak değerlendirildi. Vertikal ve oblik kuvvetler uygulandığında, tüm implant dayanaklarında, sabit bölümlü protezlerde, implant parçalarında ve destekleyici dokularda oluşan stresler, Von Mises, maksimum principle ve minimum principle stres değerleri kullanılarak karşılaştırıldı.

Elde edilen sonuçlarda, seramik implant dayanaklarının kullanıldığı modellerde, her iki yükleme koşulunda titanyum dayanağa benzer stres alanları görüldü. Seramik implant dayanaklarında elde edilen stres değerleri yoğun sinterlenmiş alüminyum oksit esaslı implant dayanağı > zirkonyum oksit ile güçlendirilmiş infiltrasyon seramiği esaslı implant dayanağı > zirkonyum oksit esaslı implant dayanağı şeklinde sıralandı. Sabit bölümlü protez alt yapı porseleninde seramik implant dayanağı kullanılan modellerde titanyum implant dayanağına göre daha yüksek stres değerleri görülürken, üst yapı porseleninde herhangi bir fark bulunmadı. Dört üyeli implantüstü sabit bölümlü protez modellerinde, üç üyeli modellere göre daha yüksek stres değerleri elde edildi.

Bütün bu veriler doğrultusunda seramik implant dayanaklarının posterior bölgede titanyum implant dayanaklarına alternatif olarak önerilebileceği ve bu çalışmada daha düşük stres değerleri gösteren zirkonyum oksit esaslı implant dayanağının, diğer seramik dayanaklara göre klinik olarak kullanımının daha güvenli olabileceği düşünülmektedir.

**ABSTRACT****THE INVESTIGATION OF THE CERAMIC IMPLANT ABUTMENTS USED IN IMPLANT SUPPORTED FIXED DENTURES BY FINITE ELEMENT METHOD**

**Hüseyin Emir YÜZBAŞIOĞLU, Ph.D. Thesis  
Ondokuz Mayıs University, Samsun, July 2006**

As a result of the widespread usage of all-ceramic systems and implant therapy, the interest concerning ceramic implant abutments are increasing. In this study, the evaluation of the changes of mechanical and physical properties of three different ceramic and titanium implant abutments, which were used in three and four unit fixed partial dentures, under functional forces by three dimensional finite element method was aimed.

The stresses which were generated under vertical and oblique forces on three and four unit fixed partial dentures were evaluated by using MSC Patran 2005 analysis program. The stresses which occurred under vertical and oblique forces at the implant abutments, implant components, fixed partial dentures and supporting tissues were evaluated comparatively by using Von Mises, maximum principle and minimum principle stress values in mega Pascal unit.

In ceramic abutment models similar stress regions were seen for both loading conditions, such as with titanium abutment models. The stresses of ceramic abutments were arranged in descending order: densely sintered aluminium oxide implant abutment > zirconium oxide toughened infiltration ceramic based implant abutment > zirconium oxide based implant abutment. The stress values of the ceramic framework of fixed partial dentures were higher in ceramic abutment models than in titanium abutment models. No differences were found in the stress values of veneering porcelain. Higher stress values were observed for the four-unit fixed partial denture models than for the three-unit models.

As a result of this study, it can be stated that ceramic implant abutments can serve as an alternative for titanium abutments in the posterior region. Zirconium oxide based implant abutments which exhibited lower stress values in this study, should be preferred clinically.

**SİMGELER VE KISALTMALAR**

SBP	Sabit Bölümlü Protez
GPa	Giga Pascal
MPa	Mega Pascal
N	Newton
mm	Milimetre
PAA	Procera Alumina Abutment
CZA	CARES Zirconia Abutment
IZA	In-Ceram Zirconia Abutment



## İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	iii
ÖZET.....	iv
İNGİLİZCE ÖZET.....	v
SİMGE VE KISALTMALAR.....	vi
İÇİNDEKİLER.....	vii
<b>1. GİRİŞ.....</b>	<b>1</b>
<b>2. GENEL BİLGİLER.....</b>	<b>3</b>
2.1. Dental İmplantlar.....	3
2.2. İmplantüstü Protezler.....	6
2.2.1. İmplantüstü Protezlerin Sınıflandırılması.....	7
2.3. İmplantüstü Protezlerde Kullanılan Dayanak Çeşitleri.....	9
2.3.1. Vida tutuculu implant dayanağı.....	9
2.3.2. Siman retansiyonlu implant dayanağı.....	10
2.3.3. Ataşman tutuculu implant dayanakları.....	10
2.4. Seramik İmplant Dayanakları.....	10
2.4.1. Güncel Seramik İmplant Dayanakları.....	12
2.5. Klinik Biyomekanik.....	13
2.5.1. Dental İmplantlara Etki Eden Yükler .....	14
2.5.2. Kütle, Kuvvet ve Ağırlık.....	15
2.5.3. Kuvvetin Bileşenleri (Vektöriyel Çözüm).....	15
2.6. Diş Hekimliğinde Kullanılan Stres Analizleri.....	20
2.6.1. Kırılğan Vernik Tekniği ile Kuvvet Analiz Yöntemi.....	21
2.6.2. Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi.....	21
2.6.3. Gerilim Ölçer ile Kuvvet Analizi.....	21
2.6.4. Holografik İnterferometri Yöntemi.....	22
2.6.4. Termografik Kuvvet Analizi.....	22
2.6.6. Radyotelemetri.....	22
2.6.7. Sonlu Elemanlar Yöntemi (Finite Element Method).....	22
2.7. Stres Analizinde Kullanılan Teknik Terimler.....	27

2.7.1. Stres.....	27
2.7.2. Stres Değerine Bağlı Hata Kriterleri.....	32
2.7.3. Gerinim (Strain).....	34
2.7.4. Elastikiyet Modülü (Young Modulus).....	34
2.5.5. Poisson Oranı.....	35
<b>3. MATERYAL VE METOD.....</b>	<b>36</b>
3.1. Sonlu Elemanlar Analizinde Kullanılacak Üç Boyutlu Modellerin Oluşturulması.....	37
3.1.1. Alt Çene, Dental İmplant, İmplant Dayanakları ve Sabit Bölümlü Protezlerin Katı Modellerinin Oluşturulması.....	37
3.1.2. Sonlu Elemanlar Analizinde Kullanılacak Modelin Malzeme Özelliklerinin Belirlenmesi.....	42
3.1.3. Sonlu Elemanlar Analiz Modellerinde Kullanılan Eleman Tipi, Eleman ve Düğüm Noktası Sayısı.....	43
3.1.4. Sonlu Elemanlar Analizinde Kullanılan Modelin Sınır Koşulları .....	44
3.1.3. Sonlu Elemanlar Analizinde Uygulanılan Kuvvetler .....	44
<b>4. BULGULAR.....</b>	<b>46</b>
4.1. Maksimum Isırma Kuvvetini Taklit Eden Vertikal Yükleme.....	46
4.1.1. Üç Üyeli Köprü Modelindeki Stres Bulguları.....	46
4.1.1.1 Kortikal Kemikteki Maksimum Principle Stresi Bulguları.....	46
4.1.1.2 Kortikal Kemikteki Minimum Principle Stresi Bulguları.....	47
4.1.1.3. Trabeküler Kemikteki Maksimum Principle Stresi Bulguları.....	48
4.1.1.4 Trabeküler Kemikteki Minumum Principle Stresi Bulguları.....	49
4.1.1.5 İmplanttaki Von Mises Stres Bulguları.....	50

4.1.1.6 Bazal Dayanaktaki Von Mises Stres Bulguları.....	51
4.1.1.7. Seramik Dayanaktaki Maksimum Principle Stresi Bulguları.....	52
4.1.1.8 Seramik Dayanaktaki Minumum Principle Stresi Bulguları.....	54
4.1.1.9 Bağlantı Vidasındaki Von Mises Stres Bulguları.....	56
4.1.1.10 Sabit Bölümlü Protezinin Alt Yapı Porselenindeki Maksimum Principle Stresi Bulguları.....	57
4.1.1.11 Sabit Bölümlü Protezinin Alt Yapı Porselenindeki Minumum Principle Stresi Bulguları.....	58
4.1.1.12 Sabit Bölümlü Protezinin Üst Yapı Porselenindeki Maksimum Principle Stresi Bulguları.....	59
4.1.1.13 Sabit Bölümlü Protezinin Üst Yapı Porselenindeki Minimum Principle Stresi Bulguları.....	60
4.1.2. Dört Üyeli Köprü Modelindeki Stres Bulguları.....	61
4.1.2.1 Kortikal Kemikteki Maksimum Principle Stresi Bulguları.....	61
4.1.2.2 Kortikal Kemikteki Minimum Principle Stresi Bulguları.....	62
4.1.2.3. Trabeküler Kemikteki Maksimum Principle Stresi Bulguları.....	63
4.1.2.4 Trabeküler Kemikteki Minumum Principle Stresi Bulguları.....	64
4.1.2.5 İmplanttaki Von Mises Stres Bulguları.....	65
4.1.2.6 Bazal Dayanaktaki Von Mises Stres Bulguları.....	66
4.1.2.7. Seramik Dayanaktaki Maksimum Principle Stresi Bulguları.....	67
4.1.2.8 Seramik Dayanaktaki Minumum Principle Stresi Bulguları.....	68
4.1.2.9 Bağlantı Vidasındaki Von Mises Stres Bulguları.....	70
4.1.2.10 Sabit Bölümlü Protezinin Alt Yapı Porselenindeki Maksimum Principle Stresi Bulguları.....	71

## 1. GİRİŞ

İmplant tedavisi, yapılan çalışmalar ile uzun dönem başarısının kanıtlanması, özellikle anterior bölge tek diş eksikliklerinde ve tam dişsizlik olgularında yüksek oranda talep görmesi nedeniyle, restoratif diş hekimliğinde protetik tedavi seçenekleri arasında yerini almıştır (Adell ve ark, 1981; Branemark ve ark, 1985; Adell ve ark, 1990; Zarb ve Schmitt, 1990).

Restoratif diş hekimliğinde seramik materyali, mükemmel estetik özellikleri ve biyouyumluluğu sonucunda uzun ömürlü olması nedeniyle uzun yıllardan beri yaygın olarak kullanılmaktadır (O'Brien, 2002). Estetik beklentilerin artması ile doğal dişe en yakın fiziksel ve estetik özellikler verebilen materyal arayışları ve çalışmaları sonucunda, anterior ve posterior bölgelerde rahatlıkla kullanılabilen tam seramik restoratif materyaller üretilmiştir (Raigrodski, 2004).

Doğal diş restorasyonunda ve sabit bölümlü protezlerde kullanılan ve başarıları çeşitli çalışmalar ile kanıtlanan tam seramik materyalleri, kullanımları yaygınlaşan implantüstü protezlerde de tercih edilmeye başlanmıştır (Heydecke ve ark., 2002; Schioli, 2004; Vigolo ve ark., 2005) Ancak, tam seramik restorasyonların altında titanyum dayanak kullanımı metal yansıması nedeniyle estetiği olumsuz yönde etkilemektedir. Bu nedenle çeşitli firmalar tarafından, doğal dişlerin optik özelliklerini ve ışık geçişini taklit etmek amacıyla alüminyum oksit ve zirkonyum oksit esaslı estetik implant dayanakları geliştirilmiştir (Ingber ve Prestipino, 1991; Prestipino ve Ingber, 1993a; Prestipino ve Ingber, 1993b; Brodbeck, 2003).

Alüminyum oksit ve zirkonyum oksit implant dayanakları ile desteklenmiş implant üstü sabit protezlerin başarısı klinik ve laboratuvar çalışmaları ile ispatlanmıştır (Abrahamsson ve ark, 1998; Rasperini ve ark, 1998; Andersson ve ark, 2001; Boudrias ve ark, 2001; Cho ve ark, 2002; Henriksson ve Jemt, 2003; Yıldırım ve ark, 2003). Ancak seramik dayanakların posterior bölgede kullanılmaları sonucunda başarı ya da başarısızlıkları hakkında kısıtlı bilgi bulunmaktadır. Beş yıllık kontrollü, prospektif, randomize çok merkezli bir çalışmada alüminyum oksit seramik dayanaklar ile kısa mesafeli köprülerde estetik ve uzun dönem güvenli fonksiyonel sonuçlar elde edildiği rapor edilmiştir (Andersson ve ark, 2003).

Dişlerden ve çevre dokulardan kaynaklı kuvvetlerin oluşumu ve dağılımı ağız ve çevre dokuların gelişimini ve klinik tedavilerin prognozunu doğrudan etkilemektedir. Bu nedenle çevre dokuların ve restorasyonların fonksiyonel kuvvetler altındaki mekanik

davranışlarını incelemek için diş hekimliğinde stres analizlerinden yararlanılmaktadır (Craig, 1997; Sonugelen ve Artunç, 2000). Bu amaçla kullanılan yöntemlerden biri olan sonlu elemanlar yöntemi, düzensiz geometri gösteren karmaşık yapılara uygulanabilmesi, elde edilen sonuçların sayısal veriler olması, kullanılan sonlu elemanların boyutlarının ve şekillerinin değişkenliği nedeniyle ele alınan bir cismin geometrisi tam olarak temsil edilebilmesi gibi avantajlarından dolayı diş hekimliği çalışmalarında tercih edilmektedir. Ayrıca bu yöntemle incelenen objenin bütünü hakkında bilgi elde edilirken, incelenen alanda herhangi bir eleman hakkında da bilgi alınabilmektedir (Farah ve ark, 1973; de Vree ve ark, 1983; Darendeliler, 1995; Sonugelen ve Artunç, 2002; Ulusoy ve Aydın, 2003).

Bu çalışmada son yıllarda implant tedavisinde büyük ilgi gören seramik implant dayanaklarının kullanıldığı posterior bölgede kısa mesafeli sabit bölümlü protezlerin, fonksiyonel kuvvetler altında mekanik ve fiziksel özelliklerinde oluşabilecek değişikliklerin üç boyutlu sonlu elemanlar yöntemi ile incelenmesi amaçlanmıştır.

## 2. GENEL BİLGİLER

Günümüz modern diş hekimliğinin amacı stomatognatik sistemi korumak, yapılan restorasyon ile hastanın estetik, fonksiyon ve fonetik gereksinmelerini karşılamaktır. Böylece hastanın sağlık, rahatlık ve estetik kalitesi arttırılırken, doğal dişlerin, oral ve çene-yüz dokularının devamlılığı korunur (Yavuzılmaz ve ark. 2003; Misch, 2005; The Academy of Prosthodontics, 2005).

Diş eksiklikleri sonucunda ortaya çıkan fonksiyon, fonasyon ve estetik problemler geleneksel protetik tedavi seçenekleri uygulanarak tedavi edilmeye çalışılmaktadır. Ancak bu tedavilerin uygulanması sırasında, sağlam bir dişin prepare edilmesi, protetik nedenlerle çekilmesi ya da talep edilen estetiğin karşılanamaması gibi bazı istenilmeyen sonuçlar da oluşabilmektedir. Toplumdaki dişsizlik oranındaki artış ile beraber estetik kaygının da artması sonucunda, yeni tedavi yöntemleri arayışı hızlanmıştır ve her geçen gün daha konservatif, estetik ve fonksiyonel materyal ve tedavi şekilleri uygulamaya girmektedir.

Protetik tedavi seçeneklerinden olan hareketli bölümlü veya tam protezler, hastalar tarafından en çok şikayet edilen ve kullanım güçlüğü çekilen protez çeşitlerindedir (Akça,1998,Walton ve ark., 1986; Creguers ve ark., 1994; Shugars ve ark., 1998; Misch, 2005). Bu tür protezlerin kullanımı yalnızca estetik açıdan değil, çiğneme etkinliği açısından da hastayı mutlu etmemektedir. Doğal dentisyonla kıyaslandığında hareketli protezlerde çiğneme fonksiyonunda gözlenen azalma açıkça birçok araştırmacı tarafından kanıtlanmıştır (Stevens ve ark, 2000; Çankaya, 2005). Bu amaçla daha etkin çiğneme sağlayabilecek, daha stabil ve estetik tedavi yaklaşımı arayışı, 1980 yılından bu yana dental implantların kullanımını yaygın hale getirmiştir (Tzakis ve ark., 1990; Breeding ve ark., 1995; Misch, 1999).

### 2. 1. Dental İmplantlar

İmplant sözcüğü Latince “in = içerisine, içerisinde” ve “planto = ekme, dikme, yerleştirme” anlamına gelen sözcüklerin birleşiminden oluşmuştur. Anlam olarak “bir fonksiyon elde etmek amacıyla, uygun bir yere yerleştirilen organik ya da inorganik

cisme verilen isimdir. İmplantasyon ise yerleştirme işlemini tarif eder. Tıpta, implantasyon bir materyalin vücut içerisine yerleştirilmesi anlamına gelir (Tunalı, 1996).

Dental implant sabit ya da hareketli protezlere retansiyon ve desteklik sağlamak amacıyla, ağız mukozası ve/veya periostun altına, çene kemiklerinin içine ve/veya üzerine yerleştirilerek sabit, bölümlü veya tam protezlere desteklik yapan alloplastik maddelerden oluşan protetik apareylere denir (Yavuzylmaz ve ark. 2003; The Academy of Prosthodontics, 2005). Dental implant uygulamalarının ana hedefi implant üstü protezler ile her türlü dişsizliğin giderilmesidir (Özdemir, 1998).

Diş hekimliğinde kullanılan implantlar uygulama yerlerine göre şu şekilde sınıflandırılabilir (Özdemir, 1998):

1. Endosteal implantlar,
2. Subperiostal implantlar,
3. Endodontik implantlar,
4. İntramukozal implantlar,
5. Transmandibular implantlar.

**1. Endosteal İmplantlar:** Üst veya alt çene kemiğinin alveolar ve/veya bazal kemiğinin içine yerleştirilen ve sadece bir kortikal tabakayı geçen, protez destek ünitesi olarak kullanılan aygıtlara denir (The Academy of Prosthodontics, 2005).

**2. Subperiostal İmplantlar:** Alveol kretinin üzerine adeta bir eğer gibi yerleştirilen implantlardır (Tunalı, 1996). İlk olarak, 1943 yılında İsveçli dişhekimi G.S. Dahl tarafından kemik korteksi üzerinde periostun altına yerleştirilmiştir (The Academy of Prosthodontics, 2005).

**3. Endodontik İmplantlar:** Mobilitesi olan dişleri stabilize etmek amacı ile dişin kök kanalı içinden geçip, periapikal kemiğe yerleşen, yivli ve/veya yivsiz, pin şeklindeki implantlara denir. (The Academy of Prosthodontics, 2005). Endodontik stabilizatör, transradiküler implantlar veya transdental fiksasyonlar olarak da adlandırılırlar (Tunalı, 1996).

**4. İntramukozal İmplantlar:** Tam veya bölümlü hareketli protezlerin retansiyonunu arttırmak amacıyla, mukoza içerisine yerleştirilen buton şeklinde implantlardır. İntramukozal implantlar, submukozal ya da subdermal implantlar olarak da adlandırılırlar (Tunalı, 1996).

**5. Transmandibular İmplantlar:** Alt çenenin anterior bölümünde submental bölgeye yerleştirilen, üst ve alt kortikal kemiği dikey olarak geçen implantlardır (The Academy of Prosthodontics, 2005). Özellikle alt çenenin kaza sonucu veya cerrahi müdahale sonrasında ileri derecede madde kaybına uğradığı durumlarda kullanılırlar (Türker ve Yüçetaş, 1997).

Dental implantlar tek bir dişin restorasyonundan, tam dişsizlik durumlarının restorasyonuna ve doğumsal veya kazanılmış çene-yüz deformitelerinin rehabilitasyonuna kadar farklı birçok tedavi yönteminde kullanılmaktadır (Akça,1998).

Dental implantların endikasyonları (Davarpanah ve Martinez, 2004):

1. Hareketli protezlerin tutuculuğunun yetersiz olması,
2. Hareketli protezlerin stabilitesinin olmaması,
3. Hareketli protezlerin kullanımında fonksiyonel rahatsızlık olması,
4. Hareketli protez kullanımının psikolojik olarak reddedilmesi,
5. Hareketli protezlerin stabilitesini bozan parafonksiyonel alışkanlıkların bulunması,
6. Mevcut dayanak dişlerin sayısının ve dağılımının yetersiz olması,
7. Sabit protezlerde kullanılacak dayanak diş bulunmaması,
8. Komşu dişlerin sağlıklı olduğu tek diş eksiklikleri,
9. Diş agenezi,
10. Konservatif tedavi isteği durumlarında kullanılmaktadırlar.

Dental implantların kontrendikasyonları (Davarpanah ve Martinez, 2004):  
Bunlar mutlak ve göreceli kontrendikasyonlar olarak ayrı ayrı sınıflandırılmaktadır.



Mutlak kontrendikasyonlar;

1. Majör psikolojik bozukluklar
2. Riskli kalp patolojileri
3. Kontrol edilemeyen sistemik rahatsızlıklar
4. Alkol ve ilaç bağımlılığı
5. Hastanın yaşı (Büyüme çağındaki genç hastalar)

Göreceli kontrendikasyonlar;

1. Yetersiz kemik hacmi ve/veya kötü kemik kalitesi
2. Yetersiz interoklüzal (çeneler arası) mesafe
3. Risk taşıyan hastalar (radyasyon almış hastalar, bruksizm, kontrol edilemeyen periodontitis, sigara, vb. )

## **2. 2. İmplantüstü Protezler**

İnsan yaşam süresinin uzaması ve yaşamındaki sosyal etkenlerin artışı ile daha uzun ömürlü ve koruyucu tedavi seçenekleri hastalar tarafından tercih edilmektedir (Misch, 2005). Çene kemiğine yerleştirilen bir dental implant protetik apareye destek sağlamasının yanı sıra, geride kalan dokuların devamlılığını ve sağlığını da korumaktadır.

Dental implant destekli protezlerin geleneksel doku destekli protezlerle karşılaştırıldıklarında birçok avantajı vardır (Misch, 2005). Bunlar;

1. Alveol kemiğinin korunması,
2. Oklüzal dikey boyutun restore edilmesi ve korunması,
3. Yüz estetiğinin korunması,
4. Estetiğin geliştirilmesi,
5. Fonasyonun geliştirilmesi,
6. Oklüzyonun geliştirilmesi,
7. Oral proprioepsiyonun yeniden kazanılması veya geliştirilmesi,
8. Artmış protetik başarı,
9. Geliştirilmiş çiğneme etkinliği ve çiğneme kasları ile fasiyal görünümün korunması,

10. Azaltılmış protez boyutu,
11. Hareketli proteze karşılık sabit protezin sağlanması,
12. Hareketli protezlerin stabilitesi ve retansiyonun geliştirilmesi,
13. Komşu dişlerde değişiklik yapma gereksiniminin ortadan kaldırılması,
14. Psikolojik sağlığın geliştirmesi.

### **2.2.1. İmplantüstü Protezlerin Sınıflandırılması**

İmplant uygulamalarının yaygınlaşması implantüstü protez uygulamalarında çeşitlilik oluşturmuştur. Üretici firmalar, protez uygulamalarında ortaya çıkan zorlukları ve komplikasyonları göz önüne alarak, implant üstü protez yapımında çeşitli protetik parçalar geliştirmişlerdir.

Gerek firmaların gerek protetik diş tedavisi uzmanlarının uyguladıkları ve geliştirdikleri protetik parçalara ve protezlere değişik isimler verilmesi de bir terim kargaşasına neden olmuştur. Protez uygulamalarının farklılık göstermesi, değişik isimlerle benzer protezlerin yapılması, implant üstü protezlerde bir sınıflama yapılması ihtiyacını ortaya çıkarmıştır (Özdemir, 1998; Sandallı, 2000).

İmplantüstü protezler, yapılan protetik restorasyonun şekli ve konturu açısından şu şekilde sınıflandırılabilir (Misch, 1999);

- FP - 1: Doğal bir diş görünümünde, sadece kronun yerini alan sabit protetik restorasyon,
- FP - 2: Kron ve kökün bir kısmının yerini alan sabit protetik restorasyon. Kron konturu oklüzal yarıda normal formda iken, gingival yarıda biraz daha aşırı kontura sahiptir,
- FP - 3: Eksik kronlar, dişeti ve dişsiz bölgenin yerini alan dikey yöndeki sabit protetik restorasyonlar,
- RP - 4: Hareketli protetik restorasyonlar. Tamamen implant destekli overdenture'lar,
- RP - 5: Hareketli protetik restorasyonlar. İmplant ve yumuşak doku destekli overdenture'lar.

Protezlerin, implanta bağlanma şekline göre implantüstü protezler üç ana grupta toplanır (Özdemir, 1998; Sandallı, 2000);

- a. Sabit implant üstlü protezler,
- b. Yarı sabit implant üstü protezler,
- c. Hareketli implant üstü protezler.

**Sabit implantüstü protezler;** total diş eksikliklerinde, tek diş eksikliklerinde veya sonu serbest biten olgularda implantlar üzerine hazırlanarak simante edilen kuron ya da köprü şeklindeki protezlerdir.

**Yarı sabit implantüstü protezler,** gerektiğinde hekim tarafından takılıp çıkarılabilen vidalar aracılığıyla implantların veya implantları birbirine bağlayan barlara ya da diğer ana yapılara vidalanabilen kuron ve köprülerdir.

**Hareketli implantüstü protezler;** implant destekli barlar veya diğer retantif ataşmanlara bağlanan, yükün implantlar ile dişsiz alveol kretleri arasında paylaşılmasını sağlayan protezlerdir.

Desteklerin tiplerine göre (Özdemir, 1998; Sandallı, 2000) ;

1. İmplant destekli üst yapı protezleri,
2. Kombine destekli üst yapı protezleri,
3. İmplant-doku destekli üst yapı protezleri.

Hazırlanan üst yapı protezleri; sadece implant destekler üzerine oturuyorsa, yapılan protezlere **implant destekli üst yapı protezleri** denir. Bazı durumlarda, doğal dişlerle beraber implant desteklerinden de yararlanılabilir. Bu şekilde hazırlanan üst yapı protezleri de **kombine destekli üst yapı protezleri** adını alır. Barlı bağlantılar veya diğer retantif ataşmanların distal bölgedeki alveol kretlerinden destek alan hareketli implant üstü protezler de, **implant-doku destekli üst yapı protezleri** olarak adlandırılır.

Dişsizlik durumuna göre implant üstü protezlerin sınıflanması (Özdemir, 1998; Sandallı, 2000);

1. Total diş eksikliğinde protetik tedavi
  - a) İmplant destekli basit overdenture protezleri
  - b) İmplant destekli karmaşık overdenture protezleri
  - c) Hibrit protezler
  - d) Kron ve köprü restorasyonları
2. Bölümlü dişsiz hastalarda protetik tedavi
  - a) İmplant üstü tek kron restorasyonlar
  - b) İmplant-doğal diş destekli köprüler
  - c) Serbest sonlanan bölgelerde çok üyeli köprüler

### **2.3. İmplantüstü Protezlerde Kullanılan Dayanak Çeşitleri**

Dental implant dayanağı, dental implantın sabit veya hareketli proteze destek veren ve/veya tutuculuğuna yardım eden bölümüne verilen isimdir (The Academy of Prosthodontics, 2005). İmplant üstü protezlerde kullanılan dayanak çeşitleri tedavi planlamasına ve yapılacak protezin tipine göre değişiklik göstermektedir. Üretici firmalar tarafından çeşitli amaçlara hizmet eden çok sayıda implant dayanağı bulunmaktadır.

İmplant dayanakları üç ana grupta toplanır (Misch ve Misch, 1992);

1. Vida tutuculu implant dayanağı
2. Simante tip implant dayanağı
3. Ataşman tutuculu implant dayanağı

**2.3.1. Vida tutuculu implant dayanağı:** Bu tip dayanaklar daha çok posterior bölgede, estetiğin önemli olmadığı durumlarda ve implantların derine yerleştirildiği durumlarda tercih edilirler. İmplantın üst bölümü dişetinden 3 mm ve daha fazla derinde ise vida tutuculu tip dayanak tercih edilir (İplikçioğlu, 2005).

**2.3.2. Siman retansiyonlu implant dayanağı:** Bu tip dayanaklar estetiğin önemli olduğu anterior bölgede ve ince mukozaya sahip bölgelerde tercih edilmektedir. İmplantın üst bölümü diş etinden 3 mm'den daha az bir derinlikte ise simante tip dayanak tercih edilir (İplikçioğlu, 2005).

**2.3.3. Ataşman tutuculu implant dayanağı:** Az sayıda implantın yerleştirilmiş olduğu overdenture tipindeki hareketli protezlerin yapılacağı durumlarda tercih edilen dayanak çeşididir. O-ring veya topuz başlı, titanyum veya altın klipsli çeşitleri mevcuttur (Misch ve Misch, 1992).

İmplant dayanakları implant gövdesi ve dayanak arasındaki aksiyel ilişkiye göre düz veya açılı olarak da sınıflandırılabilir (Misch, 2005).

Bununla birlikte, estetik beklentilerin ve tam seramik restorasyonların kullanımlarının artması nedeniyle sıklıkla kullanılan titanyum implant dayanaklarının yanı sıra estetik implant dayanakları da kullanılmaktadır. Literatürde bu tip implant dayanakları ile ilgili bir sınıflama bulunmamaktadır. Ancak implant dayanaklarının yapımında kullanılan materyallere göre bir sınıflama yapılacak olursa, implant dayanakları;

1. Titanyum
2. Değerli metal alaşımaları
3. Seramik
4. Kompozit rezin
5. Polimer esaslı implant dayanaklar şeklinde de sınıflanabilir.

## **2.4. Seramik İmplant Dayanakları**

Hastaların artan estetik beklentilerini karşılamak amacıyla üretici firmalar geleneksel titanyum alaşımı implant dayanaklarına alternatif olarak seramik implant dayanakları üretmektedirler. Titanyum dayanakların anterior bölgede kullanıldığı durumlarda, özellikle ince dişeti kalınlığına sahip hastalarda, kuron restorasyonun dişeti kenarında estetik olmayan gri görüntü ortaya çıkmakta ve hastalarda rahatsızlık oluşturmaktadır.

Tam seramik sistemler doğal dişlere en yakın translusent özelliği gösteren restoratif materyallerdir. Tam seramik sistemlerin dental implantlarla beraber kullanımı, titanyum dayanağın tam seramik kronların altından yansımaları ve doğal dişlerle karşılaştırıldığında hafif gri olarak görünmeleri nedeniyle istenilen sonuçları vermemiştir (Moberg ve ark., 1999). Bu amaçla daha estetik bir görüntü elde edilebilmek için seramik implant dayanakları kullanıma sunulmuştur. İlk tam seramik implant dayanağı (CerAdapt®; Nobel Biocare, Gothenburg, Sweden) 1991 yılında tanıtılmıştır ve estetik açıdan implant teknolojisinde önemli bir dönüm noktası olmuştur. Bu dental implant dayanağı yoğun sinterlenmiş, % 99,5 saflıkta alüminyum oksit ( $Al_2O_3$ ) seramik kordan oluşmaktadır ve implantın eksternal altıgen restoratif düzlem üzerine direkt olarak oturacak şekilde tasarlanmıştır. (Ingber ve Prestipino, 1991; Prestipino ve Ingber, 1993a; Prestipino ve Ingber, 1993b) Daha sonra, Wohlwend ve ark.'ları (1997) ilk zirkonyum oksit esaslı dayanağı (Zirabut®, Wohlwena Innovative, Zurich, Switzerland), Sadoun ve Perelmuter (1997) ise cam infiltre edilmiş alumina-zirkonyum oksit implant dayanağını tanıtmışlardır. Ayrıca, ZiReal™ Post isimli (Implant Innovations, Inc. Palm Beach Gardens, Florida) yine yüksek kaliteli zirkonyum seramiğinden üretilmiş, ancak apikal kısmında zirkonyum dayanakla birleşmiş bir titanyum komponent içeren yeni bir seramik dayanak kullanıma sunulmuştur. Bu tasarım dayanak-implant ara yüzünde metal-metal temasına izin verir ve metal dayanak-implant bağlantısında olan aynı yüksek başarı ile sonuçlanır (Brodbeck, 2003).

Seramik implant dayanakları ayrıca CAD/CAM sistemleri ile de üretilebilirler. Procera® Sistemi (Nobel Biocare) kişiye özel olarak şekillendirilmiş akrilik rezin dayanağın şeklini mekanik olarak tarar. Bu bilgi modem aracılığıyla Procera çalışma istasyonuna gönderilir. Dayanağın şekli metal veya seramik olarak tekrar üretilir (Procera Esthetic Alumina Implant Abutment Product Information, 2005).

Ayrıca non-eksternal altıgen implant sistemleri de tam seramik dayanaklarını sunmaktadır. Straumann (Waldenburg, Switzerland) In-Ceram zirkonyum implant dayanağını Vita Zahnfabrik (Bad Sackingen, Germany) işbirliği ile üretmiştir. Friadent (Mannheim, Germany) firması CeraBase® implant dayanağını Frialit® 2 sistemi için tasarlamıştır. Degussa Dental (Hanau, Germany) firması ise Cercon-Balance-Post™

dayanağını Ankylos Implant Sistemi® için üretmiştir. Bu sistem zirkonyum dayanak ve implant arasında ki konik bağlantıyı dayanak vidası aracılığı ile sağlamaktadır (Brodbeck, 2003)

#### **2.4.1. Güncel Seramik İmplant Dayanakları**

##### **Procera Esthetic Abutment**

Bu dayanaklar orijinal Branemark sistemindeki eksternal altıgen platformuna sahip implantlarla kullanılmaktadır. Bu dayanaklar 1991 yılında üretilmeye başlayan CeraAdapt seramik implant dayanaklarının devamıdır. Dayanakların üretimi Procera sisteminin çalışma prensiplerine dayanmaktadır. Procera Esthetic Abutment titanyum ve zirkonyum oksit materyallerinden kişiye özel olarak üretilmektedir. İmplant seviyesinde alınan ölçüden elde edilen modelde teknisyen tarafından kişiye özel dayanak akrilik rezinden hazırlanır. Hazırlanan dayanak Procera Scanner ile taranarak elde edilen veri internet aracılığıyla İsveç'te bulunan üretim merkezine iletilir ve hekimin arzu ettiği materyalden kişiye özel dayanak üretilir. Bu aşamadan sonra hekim, geleneksel implantüstü protez yapım tekniklerine göre protezin diğer yapım işlemlerini tamamlar (Procera Esthetic Alumina Implant Abutment Product Information, 2005).

##### **synOcta In-Ceram Blank**

Straumann firmasının Vita Zanhfabrik ile ortaklaşa ürettiği synOcta In-Ceram Blank, günümüzde sık kullanılan In-Ceram tam seramik sisteminin üretim esaslarına dayanır. Hastadan implant seviyesinde alınan ölçüden elde edilen modele yerleştirilen synOcta implant dayanağı üzerine pöröz-sinterlenmemiş seramik bloğu yerleştirilir. Teknisyen hazır seramik bloktan aşındırarak istenilen şekilde hazırlanmış implant dayanağını laboratuvarında cam infiltrasyon işlemine tabi tutar. Cam infiltrasyonundan sonra geleneksel implantüstü protez yapım tekniklerine göre protezin diğer yapım işlemleri tamamlanır (Straumann RN synOcta In-Ceram Blank Product Information, 2005).

## **Straumann CARES**

2006 yılında Straumann firmasının Sirona Dental ile ortaklaşa geliştirip piyasaya sürdüğü CARES sistemi Computer Aided **RE**storation **S**ervice kelimelerinin kısaltılmasından meydana gelmektedir. Sistemin temeli orijinal CEREC sisteminin çalışma prensiplerine dayanmaktadır. CARES sisteminde titanyum ve zirkonyum oksitten materyallerinden kişiye özel implant dayanakları üretilmektedir.(Straumann CARES Product Information, 2005)

### **2.5. Klinik Biyomekanik**

Biyomekanik biyolojik yapıların, fizik ve mekanik bilimlerinin yardımıyla, işlevselliğinin irdelenmesi olarak tanımlanabilir (Sonugelen ve Artunç, 2000). Diğer bir deyişle biyomekanik, mekanik prensiplerin biyomateryallere uygulanması ya da mühendislik kurallarının insan vücudundaki uygulamasıdır (Çankaya, 2005).

Mekanik cisimlere etki eden kuvvetleri, oluşan hareketleri ya da dengeyi, kısaca cisimler arası ilişkiyi inceleyen bilim dalıdır. Mekanik; canlıların, makinelerin ve uzaydaki her türlü cismin hareketlerini inceler (Sonugelen ve Artunç, 2002).

Diş hekimlerinin ağız içinde oluşan kuvvetleri çok iyi tanıyıp analiz etmesi, yönlendirmesi, fizyolojik tolerans sınırları içerisinde tutabilmesi, yaptığı restorasyonların oral rehabilitasyon ilkelerine uygun olması açısından önemlidir (Ulusoy ve Aydın 2003).

İmplant tedavisinin başarısı doğrudan implantlar ve destekledikleri protezlerin, oklüzal kuvvetlere karşı direnç göstermesine ve ağız ortamında oluşabilecek tüm biyomekanik şartlar karşısında bütünlüğünü korumasına bağlıdır (Sağat, 2002).

İmplantüstü protezlerde fonksiyon esnasında oluşan yükler, protezler ve implant dayanakları aracılığı ile tamamen implantlar üzerine iletilir. Dayanaklar aracılığı ile implantların üzerine iletilen bu yüklere karşı, implantın gövdesini çevreleyen sert ve yumuşak dokular tarafından biyolojik bir yanıt verilir (Brunski ve Skalac, 1993; Çankaya, 2005).



Doğal bir diş ile implant arasındaki en önemli yapısal fark, doğal diş köküyle alveol kemiği arasında bulunan, adeta bir amortisör görevi görerek dişe gelen kuvvetleri azaltarak çene kemiğine aktaran periodontal ligamentin, dental implant ile onu destekleyen alveol kemiği arasında bulunmamasıdır (Tunalı, 1996). Periodontal ligament sahip olduğu mikro hareketlilik sayesinde çok emici ve dağıtıcı bir görev yapar. Dişe bir kuvvet uygulandığında, enerjiyi emerek kemiğe iletilen kuvveti zamana yayar ve şiddetini azaltır (Çankaya, 2005).

Sağlıklı ve doğal dentisyonda yatay doğrultuda 80-100 µm'lik bir hareket olmaktadır, dikey doğrultuda ise premolar dişlerde 30 µm'ye, molar dişlerde 80 µm'ye kadar değişiklik göstermektedir (Siebert, 1981). Bu fizyolojik hareketler osseointegre implantlarda oluşmamaktadır. İmplantlar ile çene kemiği arasında periodontal ligamente benzer bir yapı bulunmaması sonucunda, gelen kuvvetler direkt olarak kemiğe iletilirler. Bu nedenle kuvvet zamana yayılmadığından dolayı daha yüksek şiddette stresler ortaya çıkabilir (Çankaya, 2005). Yeterli sayıda implant desteğinin bulunmaması ve hatalı oklüzyon uygulamaları destek kemik dokusunda rezorpsiyonun başlamasına sebep olabilir (Çankaya, 2005).

Dental implantlar fonksiyon sırasında basma ve çekme kuvvetlerine maruz kalabilirler. Bunun yanında implantlar günlük kullanımda gövdelerine dik yönde gelen kuvvetlere olduğu kadar, yatay kuvvetlere de maruz kalırlar ve bunun sonucunda fonksiyon sırasında implantlar üzerinde momentler oluşur (Sağat, 2002).

### **2.5.1. Dental İmplantlara Etki Eden Yükler**

İmplantlar ve implantüstü yapılar ağız ortamında fonksiyona girdikleri andan itibaren birçok yükün etkisi altında kalır. Hastanın parafonksiyonel alışkanlıklarına bağlı olarak bu yüklerin büyüklüğu, sıklığı ve süresi değişiklik gösterir. Ayrıca dental implantlar iyileşme döneminde pasif mekanik yüklerin de etkisi altında kalabilir. Dil ve ağız çevresindeki kas yapıları implant dayanakları üzerine düşük sıklıkta horizontal yükler uygularlar. Fizyolojik ve fizyolojik olmayan yüklerin en iyi şekilde tanımlanması ve anlaşılabilmesi için mekaniğin temel özelliklerinden faydalanılır (Bidez ve Misch, 2005).

### 2.5.2. Kütle, Kuvvet ve Ağırlık

Kütle, bir cismin yerçekimine bağlı olarak sahip olduğu maddesel bir özelliktir (Bidez ve Misch, 2005). Kütle ayrıca maddenin harekete karşı gösterdiği direnç olarak da tanımlanabilir (Sonugelen ve Artunç, 2000). Eşit boyuttaki hidroksiapatit ve saf titanyumdan yapılmış iki küp eşit uzunluktaki iki yaya asılıp aşağı doğru bırakılırsa, materyale bağlı olarak küplerin üzerine etki eden yerçekimi farkı ile yayların uzunluğu birbirlerinden farklı olacaktır. Her küpün kendi madde miktarı ile ilgili olan bu doğal özelliğine fizikte kütle denilmektedir. Metrik sistemde kütle ölçüm birimi kilogram (kg) iken, İngiliz ölçüm sisteminde pound-mass (lbm)'tır (Bidez ve Misch, 2005).

Kuvvet terimi Sir Isaac Newton tarafından 1687 yılında tanımlanmış ve günümüzde Newton'un Hareket Kanunları olarak anılmaktadır. Kuvvet, cisimleri harekete zorlayan ve şekillerini değiştiren etkidir. Bir başka deyişle bir cismin bir başka cisim üzerindeki etkisine de kuvvet denir (Sonugelen ve Artunç, 2002). Newton'un ikinci kanunu ise, bir cismin ivmesinin kütlesi ile ters orantılı, üzerine etki eden kuvvet ile doğru orantılı olduğudur. Bu kanun aşağıdaki formülle açıklanabilir;

$$F = m \times a$$

Denklemden F = kuvvet (Newton), m = kütle (kg) ve a = ivme (m/s)'dir.

Dış hekimliği literatüründe kuvvetin birimi genellikle kg olarak verilmektedir. Denklemden bahsi geçen yerçekimi sabiti a (a = 9.8 m/s) dünyanın her bölgesinde yaklaşık olarak aynıdır. Bu sebeple kütle (kg) statik yükü belirleyici bir faktör olarak ortaya çıkmaktadır. Ağırlık ise yerçekimi kuvvetinin bir objeye spesifik bir noktadan etki etmesiyle oluşan duruma verilen isimdir (Bidez ve Misch, 2005).

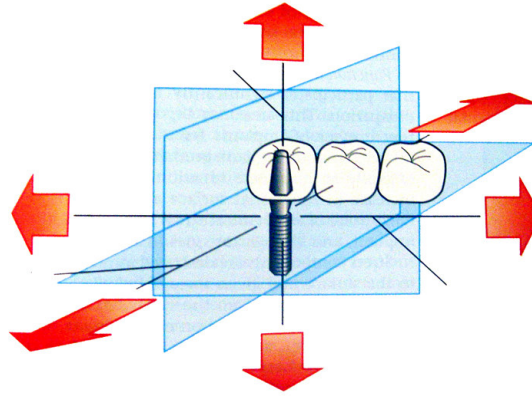
### 2.5.3. Kuvvetin Bileşenleri (Vektöriyel Çözüm)

Kuvvet; şiddet, süre, yön, çeşit gibi faktörler ile açıklanır. Dental implantlar üzerine etki eden kuvvetler hem şiddete hem de yöne sahip vektöriyel nicelik olarak tanımlanmaktadır. Bir implant seyrek olarak tek bir eksene paralel kuvvetlere maruz

kalır. Oral implantolojide mezyodistal, fasyolingual ve oklüzoapikal olmak üç adet klinik yüklem aksı bulunmaktadır (Şekil 1). Tek bir oklüzal temas çoğunlukla üç boyutlu bir oklüzal kuvvet şeklinde sonuçlanır. Önemli olan bu üç boyutlu oklüzal kuvvetin klinikteki koordinat eksenlerine paralel seyreden bileşkeler olduğudur. Bu kuvvet bileşkeleri baskı ve çekme tarzındaki normal kuvvetler ile kesme kuvvetleri şeklinde iki genel kategoriye sokulabilir (Brunski, 1988a; 1988b; Bidez ve Misch, 2005).

### Normal Kuvvetler

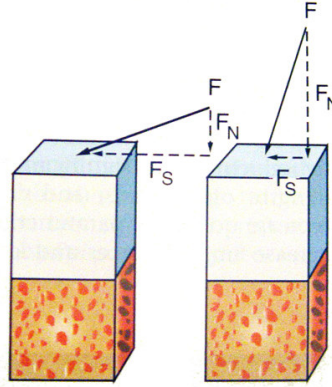
Normal kuvvetler incelenen yüzeye veya düzleme dik açı yapacak şekilde etki eden kuvvetlerdir (Şekil 2). Baskı kuvvetleri kütleleri birbirlerine itmeye çalışmaktadır. Çekme tarzındaki kuvvetler ise cisimleri birbirlerinden uzağa itmeye çalışmaktadır (Bidez ve Misch, 2005). Baskı kuvvetleri kemik-implant ara yüzündeki bütünlüğü korumaya çalışırken, çekme tarzındaki kuvvetler ise bu bütünlüğü bozmaya çalışmaktadır (Richter,1995; Bidez ve Misch, 2005).



Şekil 1. Klinik eksenler ve oluşan yükler (Misch, 2005)

### Kesme Kuvvetleri

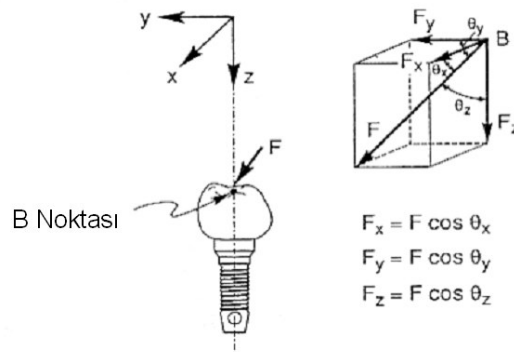
Kesme kuvvetleri ise incelenen yüzeye veya düzleme paralel giderek etki eden kuvvetlerdir (Şekil 2). Kesme kuvvetleri diğer kuvvetlerle kıyaslandığında dental implantlar üzerine etki eden en yıkıcı kuvvetlerdir ve kemik-implant ara yüzündeki bütünlüğü bozmaya çalışmaktadır (Richter, 1995; Bidez ve Misch, 2005).



Şekil 2. Normal ve kesme kuvvetleri (Misch, 2005)

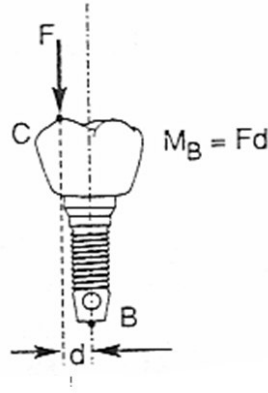
İmplant gövdesinin tasarımı implanta gelen oklüzal kuvvetleri kemiğe iletir. İmplantın gelen bu tek oklüzal kuvvetin implant-kemik ara yüzünde üç farklı kuvvete dönüşümü tamamen implant geometrisi ile kontrol edilebilir (Bidez ve Misch, 2005).

Çiğneme işlemi esnasında kasılan çiğneme kasları tarafından üretilen kuvvetler, temporomandibuler eklem bölgesinde oluşan karşıt kuvvetlerin sayesinde çene kemiğini harekete geçirerek, ağızdaki lokma üzerinde F kuvvetini oluştururlar. Bu kuvvet oklüzal düzleme dik geliyormuş gibi gözükse de kronun oklüzal düzleminin düzgün olmayan yapısı sebebiyle kuvvetler implantın uzun aksına tam paralel olarak gelmezler (Şekil 3). Bu kuvvetin aksiyel komponenti ( $F_x$ ) implantı kemiğe doğru itme eğilimindedir. Aynı zamanda kuvvetin lateral komponentleri ( $F_y$ ,  $F_z$ ) implantı yanlara ve bir nokta etrafında devrilme hareketi yapmaya zorlamaktadırlar (Sağat, 2002).



Şekil 3. İmplant üstü krona gelen F kuvvetinin bileşenleri (Sağat, 2002)

**Moment;** Moment, etki eden kuvvetin şiddeti ve incelenen nokta ile kuvvetin etki ettiği nokta arasındaki mesafenin birbiriyle çarpımı sonucu değeri tespit edilen, M harfi ile temsil edilen vektöriyel büyüklüktür. Bir noktaya etki eden kuvvetin momenti o nokta etrafında bir rotasyon veya eğilme eylemi gerçekleştirmeye çalışır. Bu şekilde moment bağlı olarak ortaya çıkan yük de tork (burulma) kuvveti olarak tanımlanır (Bidez ve Misch, 2005).



**Şekil 4.** Eksentrik yükleme sonucu implant gövdesi üzerinde oluşan moment. (Sağat, 2002)

Moment implantlar açısından bir başka önemli ve karşı konulması gereken bir konudur. Moment rijit implant gövdesini rotasyon hareketi yapmaya zorlar (Sağat, 2002). Tek implantlar veya çok dayanaklı restorasyonların eksentrik (offset loading) yüklemeleri implantlar üzerinde burulma/eğilme momentleri oluşmasına neden olmaktadır (Bidez ve Misch, 2005) (Şekil 4).

Bu durumda iki konu klinik olarak anlamlılık kazanmaktadır;

1. Kemik-implant bağlantı ara yüzeyinin bu momenti karşılayarak statik dengeyi sağlamalıdır.
2. İmplant materyali ve parçaları zarara uğramadan bu momenti karşılamalıdır. Ancak gerek implant kemik ara yüzeyi, gerekse implant komponentleri ancak belli bir noktaya kadar dayanabilirler (Sağat, 2002).

İmplantlar üzerinde burulma/eğilme momentlerinin oluşması sonucunda çekme ve kesme kuvvetleri ortaya çıkar (Bidez ve Misch, 2005). Çok dayanaklı restorasyonlarda, özellikle distal uzantılı protezler ve barlı bağlantılardaki karmaşık kuvvetler nedeniyle oluşan burulma momentleri, implant-kemik ara yüzünde kırılmalara, kemik rezorpsiyonuna, üst yapı protezlerinde kullanılan retansiyon vidalarının gevşeme veya kırılmalarına, barlı bağlantılarda veya sabit bölümlü protezlerinin de kırılmalarına neden olabilmektedir (Demirel, 1992; Lum ve Osier, 1992; Jaarda, 1995; Richter,1995; Bidez ve Misch, 2005).

### **Klinik Moment Kolları**

Klinikte üç eksen (mezio-distal, fasio-lingual ve oklüzo-apikal) toplam altı adet moment (rotasyon) vardır. Bu rotasyonel kuvvetler implantlar üzerinde mikrorotasyonlar ve stresler meydana getirir. Oral implantolojide oklüzal yükseklik, kantilever uzantısı ve oklüzal genişlik olmak üzere üç adet klinik moment kolu vardır (Bidez ve Misch, 2005).

**Oklüzal yükseklik**, çalışan veya dengeleyen tarafın oklüzal temasları, dil itimi ve yanak bölgesindeki pasif kas baskısından kaynaklanan kuvvetler sonucunda fasio-lingual eksen moment kolu olarak görev yapmaktadır. Vertikal eksen gelen bir kuvvet sonucunda ise etkili herhangi bir moment kolu oluşmamaktadır (Bidez ve Misch, 2005). Kron yüksekliğinin her 1 mm'lik artışında oluşan kuvvette %20'lik bir artış olmaktadır. Bu sebeple kron yüksekliğinin 10 mm'den 20 mm'ye çıkması ile stres % 200 oranında artar (Misch ve Bidez, 1994).

Doğal dişlerdeki kron-kök oranı sisteme iletilecek stres miktarını belirlemede önemlidir. İmplantlar kökün 2/3 apikal bölümü gibi, kemik içinde eğilme hareketi yapmazlar ve bunun sonucunda gelen kuvvetler kret tepesinde lokalize stresler oluşturur. (Misch ve Bidez, 1994).

**Kantilever uzunluğu;** Kantilever uzantılı protetik tasarımlarda veya rijit olarak sabitlemiş implantların eksentrik yüklemelerinde, vertikal eksen kuvvetlerinin bileşenlerinden daha büyük momentler oluşabilir. Lingual kuvvetler sabit protezin veya

barlı bağlantılı protezlerin distal uzantı kısımları üzerine etki ettiği zaman, implantın uzun aksı etrafında bir burulma momenti oluştururlar (Bidez ve Misch, 2005).

En distal implantları birleştiren doğru ile en anteriorda bulunan implant arasındaki mesafeye antero-posterior genişlik (A-P Spread) denir. Antero-posterior genişliliğin artması kantileverlerden kaynaklanan kuvvetleri dengeleyici etkisi nedeniyle implant sistemi üzerinde daha düşük kuvvetler oluşmasına neden olacaktır (English, 1990). İdeal şartlar altında kantilever uzunluğu antero-posterior genişliğin 2,5 katını geçmemelidir (Bidez ve Misch, 2005).

**Oklüzal Genişlik;** Geniş oklüzal tablalı restorasyonlar herhangi bir eksentrik yüklemelerde (offset loading) moment kollarını arttıracaktır. Fasio-lingual devrilme hareketi oklüzal tablanın daraltılması veya daha fazla sayıda sentrik temasların oluşturulup oklüzyonun uyumlanması ile azaltılabilir (Bidez ve Misch, 2005).

## 2.6. Diş Hekimliğinde Kullanılan Stres Analizleri

Ağız içi ve çevresindeki yapılar (diş ve destek dokular, temporo-mandibular eklem, diş hekimliğinde kullanılan restoratif malzemeler ve protezler) fonksiyonel ve parafonksiyonel çiğneme kuvvetlerinin etkisi altında kalmaktadır (Caputo ve Standlee, 1987). Ağız içinde meydana gelen kuvvetler ve dağılımları çok iyi belirlenmelidir. Oluşan kuvvetlerin yönlendirilerek, fizyolojik sınırlar içinde kalması ve dokuların korunması sağlanmalıdır (Sonugelen ve Artunç, 2002).

Biyomekanik analizlerin amacı, stomatognatik sistem üzerine etkili mekanizmaların biyolojik ve fiziksel parametrelerle ilgili olup olmadığının tespiti (Brunski, 1988a; Brunski ve Skalak, 1994; Bidez ve Misch, 2005) ve biyomekanik açıdan optimal bir protetik planlama yapılabilmesi için gerekli olan verilerin elde edilmesidir (Demirel, 1992; Sağat, 2002; Bidez ve Misch, 2005).

Çiğneme kuvvetlerinin etkisi altında, doğal diş ve restorasyonların üzerine gelen kuvvetlerin yoğunlaştığı bölgeleri tespit etmek, uygulamalar sırasında dokuların durumunu ve yapısını değerlendirmek, optimal tasarımlar için gerekli şartların nasıl

sağlanacağını önceden belirlemek amacı ile çeşitli stres analizlerinden yararlanılmaktadır (Sonugelen ve Artunç, 2002). Günümüzde, diş hekimliğinde kullanılan stres analiz yöntemleri şunlardır (Caputo ve Standlee, 1987, Craig, 2002):

1. Kırılğan Vernik Tekniği ile Kuvvet Analiz Yöntemi
2. Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi
3. Gerilim Ölçerli Kuvvet Analiz Yöntemi
4. Holografik İnterferometri Yöntemi
5. Termografik Kuvvet analizi
6. Radyoteleometri
7. Sonlu Elemanlar Yöntemi

**2.6.1. Kırılğan Vernik Tekniği ile Kuvvet Analiz Yöntemi:** Kırılğan vernik, kuvvet dağılımı incelenecek modelin üzerine sürülüp fırınlandıktan sonra, model üzerine kuvvet uygulaması ile gerçekleştirilir. Cisme kuvvet uygulandığında, vernik üzerinde dik yönde uygulama noktasından uzaklaştıkça azalan çatlaklar meydana gelir. Kuvvetlerin yoğun olduğu bölgelerde izlenen çatlaklar, kuvvet hatlarının doğrultusunu gösterir (Craig 2002; Sonugelen ve Artunç 2002).

**2.6.2. Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi:** Geometrik şekilde olmayan cisimlerde kuvvetin akışını gözlemek için bu yöntemden yararlanır. Bu yöntemde karışık yapılar içinde oluşan mekanik içsel gerilmeler ışık taslakları haline dönüştürülerek, gözle görülebilir hale getirilir. Oral yapılar gibi çok karmaşık şekli olan yapıların, fotoelastik özellik gösteren materyal ile şekillendirilerek yüklenmesi durumunda, restoratif elemanların ürettiği stresler modelin her kesiminde gözlenebilir. Modelden kesitler alınır ve polariskopta incelendikten sonra fotoğrafları çekilir (Sonugelen ve Artunç 2002; Ulusoy ve Aydın 2003).

**2.6.3. Gerilim Ölçer ile Kuvvet Analizi:** Gerilim ölçer yük altındaki yapıların bünyesinde oluşan doğrusal şekil değişikliklerini saptayan bir araçtır. Bunların mekanik, mekanik-optik, optik, akustik, elektrik ve elektronik bünyeye sahip olan şekilleri mevcuttur. Bu yöntem, kalibre edilmiş elektriksel direnç elemanları yardımıyla stres altındaki boyutsal değişiklikleri inceler (Sonugelen ve Artunç, 2002; Ulusoy ve Aydın 2003).



**2.6.4. Holografik İnterferometri Yöntemi:** Lazer ışını kullanılarak bir cismin üç boyutlu görüntüsünün holografik film üzerine kaydedilmesini sağlayan optik bir tekniktir. Bu yöntemle yapılan kuvvet analizinde, ışık girişim saçaklarını uzaktan ölçen interferometri denilen bir alet kullanılır. Bu alet cisimler üzerindeki aralık ve yer değiştirme miktarını, çıkardığı iki lazer ışın demeti ile ölçer. Işın verilmesi sırasında cisim hareket ettirildiğinde, holografik görüntüde şekillenen saçakların değerlendirilmesi ile sonuca gidilir (Sonugelen ve Artunç 2002, Ulusoy ve Aydın 2003).

**2.6.4. Termografik Kuvvet Analizi:** Bu yöntem bir kuvvet karşısında materyalin içerisinde oluşan moleküler düzeydeki ısı değişikliklerinin ölçülmesi olarak tanımlanabilir. Dolayısı ile homojen materyallere uygulanan kuvvet yüklemelerinde oluşan streslerin toplamı ile orantılı olarak ortaya çıkan ısı değişiklikleri, materyal üzerinde yoğunlaşan belirli noktalarda incelenebilir (Craig, 2002).

**2.6.6. Radyoteleometri:** Bu yöntem, bilgisayar donanımları ile herhangi bir materyalle bağlantısı olmadan verilerin iletimi üzerine kurulu bir yöntemdir. Yöntemde bir güç kaynağı, radyotransmitter, bir alıcı, materyal üzerine yapışan gerilim ölçerler, gerilim ölçer amplifikeri, anten ve bir veri kaydedici kullanılır. Gerilimölçer üzerinde oluşan direnç farklılıkları voltaj düşmelerine sebep olmakta, bu da radyo-elementlerin frekansını ayarlamakta ve etkilemektedir (Craig, 2002).

#### **2.6.7. Sonlu Elemanlar Yöntemi (Finite Element Method):**

Doğadaki her olay (biyolojik, jeolojik, mekanik vb) çeşitli cebirsel, diferansiyel ve integral denklemlerinden oluşan fizik kanunları ile tanımlanabilir. Özellikle kesin sonucun zorlukla elde edilebildiği veya hiç elde edilemediği yükleme durumlarında kullanım sahası bulan yöntemlerden biri de sonlu elemanlar yöntemidir (Özkan, 1997; Kayabaşı, 2003)

Sonlu elemanlar yönteminin doğmasının nedeni mühendislik uygulamalarında karşılaşılan zorluklardır. Mühendislik yapılarının tümü analitik formülasyona ya da her koşulda denenmeye uygun olmadığından, yapıların çeşitli çalışma koşulları altındaki davranışlarını belirlemede kolay olmamaktadır. Sonlu elemanlar yöntemi bu durumda

devreye girmekte ve modellenen yapı bir etki altındaymış gibi incelenebilmektedir (Darendeliler, 1995).

Sonlu elemanlar metodunun temeli mühendisler tarafından atılmış ve geliştirilmiştir. Metot ilk olarak gerilme analizi problemlerinde uygulanmıştır. Tüm bu uygulamalarda, bir büyüklük alanının hesaplanması istenmektedir. Stres analizinde bu değer deplasman alanı veya stres alanı, ısı analizinde sıcaklık alanı veya ısı akışı, akışkan problemlerinde ise akım fonksiyonu veya hız potansiyel fonksiyonu olarak belirlenir (Kayabaşı, 2003; Çankaya, 2005).

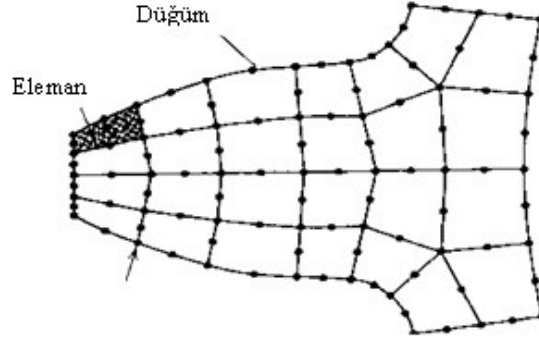
Sonlu elemanlar yöntemi ilk olarak 1956 yılında uçak mühendisliği alanında Turner ve ark. tarafından geliştirilen matematiksel bir stres analizi yöntemidir. 1960 yılında ilk olarak Clough, sonlu elemanlar stres analizi metodunu adlandırmıştır (Brauer, 1993). Bu yöntem zamanla tüm mühendislik dallarında benimsenmiş, 1970'lerden sonra da diş hekimliğinin ilgi alanına girerek biyomekanik uygulamalarda bu yöntemi kullanan çalışmaların sayısı gün geçtikçe artmıştır (Darendeliler, 1995; Tosun, 1997).

Sonlu elemanlar yöntemi oral implant uygulamalarında ilk olarak 1976 yılında Weinstein ve arkadaşları tarafından kullanılmıştır. Literatürde oral implantoloji alanında sonlu elemanlar yöntemi ile yapılan çalışmalarda kemik-implant sisteminin detaylı geometrisi materyal özellikleri, sınır koşulları ve kemik-implant ara yüzeyi başlıca araştırma konuları olmuştur (Keyak ve ark., 1990; Rieger ve ark., 1990a; Rieger ve ark., 1990b; Mihalko ve ark.1992; Meijer ve ark., 1995; Sertgöz, 1997; Van Oosterwyck ve ark., 1998).

Sonlu elemanlar metodu, karmaşık problemlerin basit alt problemlere ayrılarak her birinin kendi içinde çözülmesiyle tam çözümün bulunduğu bir çözüm şekli olarak tanımlanabilir (Kayabaşı, 2003). Bu yöntemin temel prensibi her cismin belli sayıda küçük parçalara bölünmesi ve bunların birbirleriyle komşuluk yapan köşelerinde oluşturulan noktaları ile temasta olmalarıdır (Çankaya, 2005).

Yöntemde çözümü istenen geometrik cisme (ör: alt çene kemiği) ait problemin tam olarak formüle edilmesinin güçlüğü nedeniyle hesaplanması daha kolay önceden

bilinen küçük geometrik birimlere (ör; çubuk, üçgen, dörtgen, dörtgenler prizması ve piramit) bölünmektedir. Tüm yapı davranışı daha önce belirlenmiş olan bu geometrik birimlere “*eleman*” (element), elemanlara bölünmüş geometrik cisme “*matematiksel model*” ve bu elemanları birleştiren köşe noktalarına “*düğüm*” (node) adı verilir (Şekil 5) (Fagan, 1992; Brauer, 1993).



Şekil 5. Bir sonlu eleman modelinde düğüm noktaları ve elemanlar (Çankaya, 2005).

Oluşturulan matematiksel modelde sisteme dışarıdan bir yükün etki etmesini takiben elemanlar, kendi materyal özelliklerine ve geometrik kenar koşullarına göre deforme olurlar. Elemanlardaki bu deformasyonlar sonucu stres ve gerinim oluşur. Tüm sistemi etkileyen deformasyonların ve streslerin toplamı sistem içi ve sistem dışı kuvvetlerin denge hali olarak tanımlanır (Clelland ve ark., 1991; Bidez ve ark., 1992; Demirel, 1992; Bidez ve ark.1993a; 1993b; Brunski ve Skalac, 1994).

Sistemi oluşturan her elemandaki deplasmanlar fonksiyonların lineer kombinasyonları olarak ele alınır ve bu kombinasyon komşu elemanlarda devam eder. Ana yapının veya sistemin potansiyel enerjisi, düğümlerin birleştiği elemanların potansiyel enerji toplamına eşittir. Sistemin gerçekçi bir incelemeye tabi tutulması için kullanılacak eleman sayısı yeterli olmalıdır. Eleman sayısındaki artış çözülmesi gereken denklem sayısının artmasına neden olmaktadır. Bu nedenle denklem takımının çözümünde bilgisayar kullanımı zorunlu olmaktadır (Demirel, 1992; Çankaya, 2005).

Sonlu elemanlar metodunda temel fikir, sürekli fonksiyonları, bölgesel sürekli fonksiyonlar (genellikle polinomlar) ile temsil etmektir. Bunun anlamı, bir eleman içerisinde hesaplanması istenen büyüklük (ör: deplasmanın) değerinin, o elemanın

düğümledeki değerler kullanılarak hesaplanmasıdır (Çankaya, 2005). Bu nedenle, sonlu elemanlar metodunda bilinmeyen ve hesaplanması istenen değerler düğümlerdeki değerlerdir. Belirli bir prensip (ör: enerjinin minimum olması prensibi) kullanılarak, büyüklük alanının düğümlerdeki değerleri için bir denklem takımı elde edilir.

$$[\mathbf{K}] \cdot [\mathbf{D}] = [\mathbf{R}]$$

Burada,  $[\mathbf{D}]$  büyüklük alanının düğümlerdeki bilinmeyen değerlerini temsil eden vektör,  $[\mathbf{R}]$  bilinen yük vektörü ve  $[\mathbf{K}]$  ise bilinen sabitler matrisidir. Stres analizinde,  $[\mathbf{K}]$  direngenlik matrisi olarak bilinmektedir (Çankaya, 2005).

Bir probleminin sonlu elemanlarla çözümü için temel adımlar aşağıdaki gibi sıralanabilir (Kayabaşı, 2003);

- Cismin sonlu elemanlara bölünmesi,
- İnterpolasyon fonksiyonlarının seçimi,
- Eleman direngenlik matrisinin oluşturulması,
- Sistem direngenlik matrisinin hesaplanması,
- Sisteme etki eden kuvvetlerin bulunması,
- Sınır şartlarının belirlenmesi ve uygulanması,
- Sistem denklemlerinin çözümü.

Alt çene kemiği gibi karmaşık geometriye sahip bir cisme ait problemin çözümü eleman sayısının fazlalığı, dolayısıyla denklem takımının büyüklüğü nedeniyle güç olacaktır. Bu sebeple sonlu elemanlar yöntemi ile problemin çözümünde bilgisayar programları yardımıyla kısa zamanda çözüme ulaşabilmektedir.

Sonlu elemanlar gerilme analizi yönteminde problemin çözülebilmesi için bilgisayara aşağıdaki bilgilerin verilmesi gerekir (Sağat, 2002):

- Analizi yapılacak cismin geometrisini oluşturan koordinatlar,
- Uygun eleman tipinin seçimi,
- Geometrinin elemanlara bölünmesi,
- Modeli oluşturan materyallerin özellikleri,

- Modele uygulanan dış etkenler (uygulanan kuvvet ve yönü vb.),
- Geometrinin sınır şartları (destekleme yeri, doğrultusu vb.),
- Analizin tipi( dinamik, statik, elektromanyetik vb.).

Böylece bilgisayarda çok sayıda denklemler çözüldükten sonra kuvvet uygulaması altında yapı içerisinde her düğümde oluşan stresler ve yer değiştirmeler hesaplanabilir.

**Sonlu Elemanlar Metodunun Avantajları** (Farah ve ark, 1973; de Vree ve ark, 1983; Darendeliler, 1995; Sonugelen ve Artunç 2002; Ulusoy ve Aydın 2003; Çankaya, 2005);

1. Analitik ve deneysel metotlardan daha hassas sonuç verir.
2. Düzensiz geometri gösteren katılar ile farklı özelliklere sahip karmaşık yapılara uygulanabilir.
3. Sınır şartları kolayca uygulanır.
4. Modellerin materyal özellikleri gerçeğe uygun olarak verilebilir. İzotrop ve homojen olmayan materyal özellikleri kullanılabilir.
5. Değişik malzeme özellikleri bulunan problemler ek bir zorluk göstermez.
6. Farklı yüzeyler arasındaki yapışma, sürtünme, temas ve adaptasyon durumu gerçeğe yakın şekilde belirlenebilir.
7. Tüm stres bileşenlerinin nümerik olarak hesaplanması ile detaylı ve gerçeğe yakın bilgi elde edilebilir.
8. Analiz sonuçları hem incelenen objenin bütünü için, hem de istenilirse incelenmek istenen bölgedeki elemanlara ait olarak değerlendirilebilir.
9. Birçok problemin çözümünde tek bir model ve bilgisayar programı kullanılabilir.
10. Bitişik elemanlardaki malzeme özellikleri aynı olmayabilir. Bu özellik, bir kaç malzemenin birleştirildiği cisimlerde uygulanabilmesine olanak sağlamaktadır.
11. Eleman boyutları kullanıcı tarafından değiştirilebilir. Böylece önemli değişiklikler beklenen bölgelerde daha küçük elemanlar kullanılarak hassas işlemler yapılabilirken, aynı parçanın diğer bölgeleri büyük elemanlara bölünerek işlem hızı arttırılabilir.

12. Süreksiz yüzey yüklemeleri gibi sınır durumları yöntem için zorluk oluşturmaz. Karışık sınır durumları kolaylıkla ele alınabilir.
13. Yükleme ile ilgili pozisyonlar ve miktar değişikliklerinin uygulanması kolaydır.

**Sonlu Elemanlar Metodunun Dezavantajları** (Darendeliler, 1995; Sonugelen ve Artunç 2002, Ulusoy ve Aydın 2003);

1. Maddi destek gereksinimi: Bu metodun uygulanabilmesi için bilgisayara, bilgisayar ve metod ile ilgili yazılım için maddi desteğe ve analiz programlarının kullanılması için uzmanlara ihtiyaç duyulmaktadır.
2. Hatalı sonuçlara açık olma tehlikesi: Bu metod aşağıda belirtilenler ölçüsünde doğru sonuç verir.
  - a) Doğru bir temel teori kullanımı,
  - b) Doğru fiziksel ve deneysel verilerin donanımı,
  - c) Doğru sonlu eleman veri seçimi,
  - d) Doğru sayısal giriş verilerinin kaydedilmesi,
  - e) Doğru bilgisayar kodunun çalıştırılması.
3. Sayıların çokluğu: Analiz sırasında koordinatların, eleman ve bağlantıların belirlenmesi sırasında çok dikkatli hareket edilmelidir.

## **2.7. Stres Analizinde Kullanılan Teknik Terimler**

Stres analizleri sırasında bazı teknik terimler kullanılmaktadır. Bu terimlerin tanımlanması ve açıklanması konunun anlaşılması açısından yararlıdır.

### **2.7.1. Stres**

Bir cismin herhangi bir kesitine gelen dik veya paralel kuvvetlerin bu kesitin alanına bölünmesi ile bulunan büyüklüğe stres denir ve uygulanan kuvvetle eşit şiddette ve zıt yönlüdür (Zaimoğlu ve ark, 1993; Craig, 2002; Çankaya, 2005). Stres kavramı, malzemelerin dayanımı veya yükleme koşulları altındaki hatasını ifade etmekte kullanılmaktadır. Herhangi bir cismi deforme etmeye yönelik bir kuvvet uygulandığı zaman, bu dış kuvvet uygulamasına karşı cismin içinde bir reaksiyon meydana gelir.

Yüzeyde oluşan gerilme değerini tanımlamak için kuvvet ve kuvvetin uygulandığı yüzeyin belirtilmesi gerekmektedir, uygulanan kuvvet ve stres, cismin yüzeyine dağılır (İnan, 1988).

Stres, aşağıdaki formülle hesaplanır;

$$\text{Stres} = \sigma = F / A$$

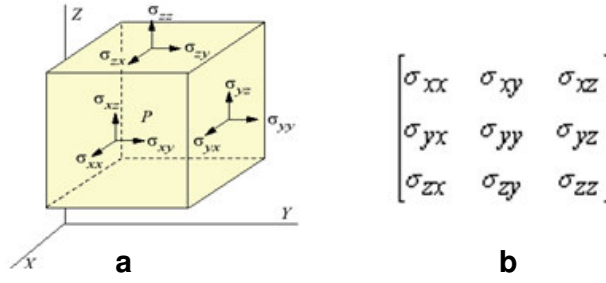
Stresin birimi uluslararası birim sistemine (SI) göre  $N/m^2$  (Pascal)'dır. İç gerilmelerde benzer şekilde tanımlanır (İnan, 1988; Çankaya, 2005).

Bir cisim her yönden ve açıdan etkileyebilir. Çoğu zaman bu etkiler cisimde karmaşık streslerin oluşmasına yol açar. Bir cisim etkileyen kuvvetlerin oluşturduğu stresler 3 grupta toplanabilir (İnan, 1988; Tosun, 1997; Balatlıoğlu, 2000; Craig, 2002; Bidez ve Misch, 2005; Çankaya, 2005).

- 1. Çekme stresi ( *tensile stress* ):** Aynı doğrultuda ve ters yönde iki kuvvetin cisim etkilemesiyle oluşur. Bu durumda cisim oluşturan moleküller birbirinden ayrılmaya zorlanır.
- 2. Basma stresi ( *compressive stress* ):** Aynı doğrultuda ve aynı yönde iki kuvvetin cisim etkilemesiyle oluşur ve cisim içindeki molekülleri birbirine yaklaştırmaya zorlar.
- 3. Kayma stresi ( *Shear stress* ):** Farklı seviyelerde ve zıt yöndeki iki kuvvetin oluşturduğu ve cismin moleküllerini birbiri üzerinde yüzeye paralel yönde kaymaya zorlayan stres tipi.

### **Stres Tensörü ( Gerilme Matrisi )**

Bir cismin herhangi bir noktasından geçen kesit üzerindeki herhangi bir noktada stres vektörünün doğrultusu o noktadaki yüzey elemanın normal doğrultusundan farklıdır. Bu yüzeye etkiyen stresler birbirine dik üç bileşene ayrılabilirler (Şekil 6).



Şekil 6. (a). Bir küp içinde P noktasındaki gerilmeyi ifade eden küpün üç yüzeyindeki dokuz gerilme bileşeni. (b). Gerilme tensörü. (Çankaya, 2005)

Bileşenlerden biri yüzeye dik olan bileşendir (çekme veya basma stresi) ve “normal stres” olarak ifade edilir ve  $\sigma$  sembolü ile gösterilir. Diğer iki bileşen ise yüzeye teğettir ve “kayma stresleri” olarak isimlendirilirler ve  $\tau$  sembolü ile gösterilir. Bir adet üç boyutlu elamanın x, y, z düzlemlerinde bir adet normal stres ve iki adet kayma stresi etki eder. Dolayısıyla, herhangi üç boyutlu elamanın stres durumu, tamamen üç normal ve üç kesme elemanı ile tanımlanır (İnan, 1988; Bidez ve Misch, 2005)

Normal ve teğetsel stresler arasındaki fark; normal stresin malzemenin hacmini değiştirmeye (örn: hidrostatik basınç) çalışması ve yapının buna “bulk modülü” (Young Modülü ve Poisson oranına bağlı bir sabit) ile direnç göstermesi, kayma stresinin ise yapıyı deforme etmeye çalışması fakat hacmini değiştirme etkisinde bulunmamasıdır. Kayma streslerine yapının direngenliği “kayma modülü” ile ifade edilir (Shigley, 1986; İnan, 1988; Çankaya, 2005).

Bir set iç düzlem tanımlanır ise bu durumda herhangi bir P noktasındaki stres değeri kartezyen koordinat sisteminde x,y,z koordinatlarına bağlı olarak tanımlanabilir. P noktasındaki gerilme durumu, küpün her yüzeyindeki üç stres bileşeni (bir normal, iki kayma stresi) ile ifade edilebilir. Bünyedeki her nokta statik denge altında olduğu için, herhangi bir P noktasındaki stresi tarif etmek için üç yüzeydeki dokuz stres bileşeni almak yeterlidir (Şekil 6a) (Shigley, 1986; İnan, 1988; Çankaya, 2005).



Köşegenin iki tarafındaki kayma stres değerleri statik denge nedeni ile eşittir ( $\sigma_{xy} = \sigma_{yx}$ ,  $\sigma_{yz} = \sigma_{zy}$ ,  $\sigma_{zx} = \sigma_{xz}$ ). Dokuz stres bileşeninden oluşan bu matrise “stres tensörü” denir (Şekil 6b) (Çankaya, 2005).

Stres ikinci dereceden bir tensördür. Bunun anlamı, stresi tanımlamak için iki indise ihtiyaç duyulmasıdır. Bunlar; yüzey ve doğrultudur. Örneğin kütle sıfır dereceden bir tensördür, çünkü tanımı doğrultudan bağımsızdır (Çankaya, 2005).

### **Bileşik Stres Durumu**

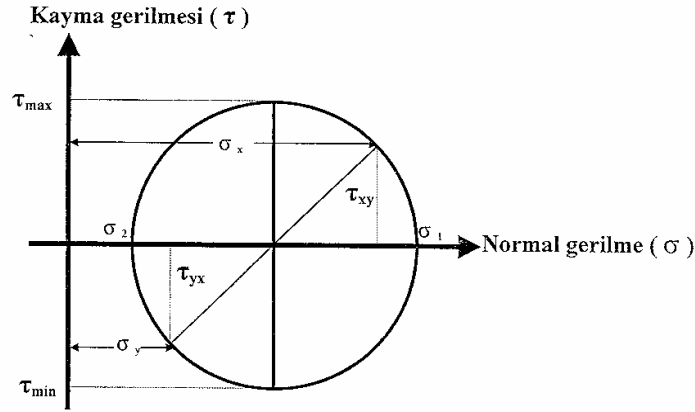
Yaşamda cisimlere uygulanan streslerin tek temel tipte olması güçtür. Yük uygulanan yapılarda üç temel stresin (çekme, basma ve kayma streslerinin) bir arada bulunduğu bileşik stres durumu meydana gelmektedir. Bu bileşik stres durumunda herhangi bir stres diğerlerinden daha baskın olabilmektedir (Shigley, 1986; İnan, 1988; İnan, 1988).

### **Asal Eksenler, Asal Stresler ve Mohr dairesi**

Bileşik stres durumunun mevcut olduğu cisimde kesit değişikçe stres 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 (Şekil 7) (Balathoğlu, 2000). Bir kesitteki normal ve kayma streslerinin apsis ve ordinat kabul ederek oluşturulan Mohr dairesinde farklı kesitlerdeki stres değerinin hesaplanması geometrik olarak da sağlanabilmektedir. Kesitle döndürme hareketi yaptırılarak kayma stresinin bulunmadığı bir pozisyonda en küçük normal stres ( $\sigma_2$ ) ile en büyük normal stres ( $\sigma_1$ ) bulunmaktadır. Bu streslere asal stresler (Principle stresses), bu streslerle oluşan eksenlere de asal eksenler (Principle axis) denilmektedir (Shigley, 1986; İnan, 1988).

Normal stresler ve kayma stresi, dönme açısına bağlı olarak değişirler. Bu değişimin bazı durumlarında stresler bazı özel değerler alırlar. Kayma stresinin sıfır

olduğu bir  $\theta_p$  açısı vardır.  $\theta_p$  açısı asal doğrultuları tanımlar ve bu doğrultulardaki stresler sadece normal streslerdir. Bu streslere “asal stresler” (principal stresses) denir ve x,y,z doğrultularında belirtilen orijinal stresler ile tanımlanırlar (Shigley, 1986; İnan, 1988; Çankaya, 2005) (Şekil 7).



**Şekil 7:** Mohr dairesinde yatay eksen normal stresleri, dikey eksen kayma streslerini göstermektedir. Asal stresler ( $\sigma_1, \sigma_2$ ), kayma stresleri ( $\tau_{max}, \tau_{min}, \tau_{xy}, \tau_{yx}$ ) ve normal stresler ( $\sigma_x, \sigma_y$ ) ile gösterilmiştir (İnan, 1988)

$\sigma_1$  : Maksimum principle stresi simgeler, en büyük pozitif değerdir ve tipik olarak en yüksek çekme stresini temsil eder.  $\sigma_2$  : Minimum principle stresi simgeler, en küçük negatif değerdir ve tipik olarak en yüksek basma stresini temsil eder. Bir stres elemanında belirgin ölçüde hangi stres tipi daha büyük mutlak değere sahipse, o stres elemanı daha büyük olan stres tipinin etkisi altındadır. (Shigley, 1986; İnan, 1988)

### Eşdeğer stres (Equivalent stress)

Eşdeğer stres ( $\sigma_e$ ), çeşitli hipotezlerle ortaya konan ve üç asal stressden ( $\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3$ ) yararlanılarak elde edilen ortak bir değerdir. Eşdeğer stres ifade eden Von Misses eşitliği aşağıda verilmiştir (Shigley, 1986; İnan, 1988; Balathoğlu, 2000).

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

### 2.7.2. Stres Değerine Bağlı Hata Kriterleri

Hata kriterlerinin amacı, yapısal elemanın akma veya kırılma değerini tahmin veya tespit etmektir. Literatürde birçok teori vardır. Ancak bunlardan en çok test edilmiş ve izotropik malzemeler için geçerli olanlar aşağıda anlatılmıştır (Tablo 1).

Bu kriterler tamamen malzemenin yumuşak veya kırılğan olmasına bağlı olarak kullanılmaktadır.

**Tablo 1.** Stres değerine bağlı hata kriterleri.

Malzeme Tipi	Kırılma Teorisi
Yumuşak/Çekilebilir	Maksimum Kayma Stres Kriteri (Tresca Kriteri) Enerji Distorsiyon Kriteri (Von Mises Kriteri)
Kırılğan	Maksimum Normal Stres Kriteri (Coulomb Kriteri) Mohr Kriteri

Bu dört kriterin tümü asal stresler cinsinden ifade edilmektedir. Bu nedenle hata kriterlerini uygulamadan önce tüm stres değerlerinin asal stresler cinsinden ifade edilmesi gerekmektedir.

Malzemelerin kırılğan mı yoksa yumuşak mı olduğu sübjektif bir tanımlamadır ve genellikle sıcaklık, gerinim ve benzeri çevre koşullarına bağlıdır. Bununla beraber, %5'lik uzama sonucunda kırılma bir sınır değer olarak belirlenmiştir. Daha büyük uzama değerleri olan malzemeler yumuşak, daha düşük değerlere sahip olanlar ise kırılğan olarak adlandırılmaktadır. Bir diğer ayırım noktası ise, kırılğan malzemenin basma stresi altındaki dayanımının yumuşak malzemeye göre çok daha büyük oluşudur. Birçok yapısal eleman gerçek yaşamda çok eksenli streslere maruz kalsa da, bütün hata kriterleri temel bazı test yöntemlerine dayanır (örn: tek eksenli çekme ve basma stres testleri) (İnan, 1988; Çankaya, 2005).

### **Yumuşak/Çekilebilir Malzemeler İçin Hata Kriterleri**

**Maksimum Kayma Stresi Kriteri:** Maksimum kayma stresi kriteri (Tresca kriteri), yumuşak malzemelerin akma olayını tahmin etmek için kullanılmaktadır. Yumuşak malzemelerdeki akma, kayma stresi nedeni ile kristal düzlemler arasında kaymaya neden olur. Bu nedenle, yapı üzerinde belirlenen nokta üzerindeki maksimum kayma gerilmesinin değeri, kayma gerilmesinin tek eksenli çekme testi ile elde edilen akma değerinden ( $\sigma_y$ ) düşük ise malzemenin güvende olduğu söylenir. (İnan, 1988; Çankaya, 2005)

**Enerji Distorsiyon (Von Mises) Kriteri:** Von Mises kriteri (Distortion energy criterion), yumuşak malzemelerin akmasını tahmin etmek için kullanılmakta ve şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanmaktadır. Von Mises kriteri, bükülme enerjisinin tek eksenli çekme testindeki aynı enerji seviyesine eriştiği andaki değerini referans olarak alır. 3 asal stres değeri kullanılarak hesaplanmaktadır. Düzlemsel stres durumunda,  $\sigma_3 = 0$ 'dir. Von Mises stres değeri sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarında stres dağılımları ve yoğunlaşmaları hakkında genel bilgi edinmek amacıyla kullanılabilir (İnan, 1988; Çankaya, 2005).

### **Kırılgan Malzemeler İçin Hata Kriterleri**

**Maksimum Normal Gerilme Kriteri:** Maksimum normal stres kriteri (Coulomb veya Rankine kriteri), kırılgan malzemelerin hatasını tahmin etmek için kullanılır. Maksimum stres kriteri, asal streslerin (normal) maksimum değerinin tek eksenli çekme dayanımına veya tek eksenli basma dayanımına ulaştığında gerçekleşir (İnan, 1988; Çankaya, 2005).

**Mohr Teorisi:** Mohr teorisi (Coulomb-Mohr kriteri), Mohr dairesi yaklaşımına dayanır. Bu teori, daha çok kırılgan malzemelerin sınırlarını tespit etmek için kullanılmaktadır. Mohr teorisi, yapı üzerinde herhangi bir noktadaki hatanın, tek eksenli çekme veya tek eksenli basma stres testlerinin ifade edildiği Mohr dairelerinin arasında kalan bölgeyi aşması durumunda oluşur (İnan, 1988; Çankaya, 2005).

### 2.7.3. Gerinim (Strain)

Gerinim, bir cisme kuvvet uygulanması sonucu cisminde meydana gelen birim uzunluktaki değişim şeklinde tanımlanır. Gerilme oluşturan kuvvet aynı zamanda gerinim de meydana getirmektedir. Gerinim atomların yer değiştirme miktarı olarak da ifade edilebilir. Atomların arasında yer değiştirmeye karşı koyan kuvvetler gerilim iken, atomların yer değiştirme direnci gerinimdir. Gerilme, büyüklüğü ve yönü olan bir kuvvet iken, gerinim bir kuvvet değil, sadece bir büyüklüktür ve aşığıdaki formülle hesaplanır (İnan, 1988; Craig, 2002; Çankaya, 2005).

$$\text{Gerinim} = \varepsilon = \frac{l - l_0}{l_0} = \frac{\Delta l}{l_0} = \frac{\text{(Şekil değişikliği)}}{\text{(Orişinal uzunluk)}}$$

Elastik cisimler için belirli yük sınırları altında stres-gerinim bağıntıları lineer olarak kabul edilmektedir. Hooke kanunu olarak adlandırılan bu bağıntıyı izotop ve homojen cisimler için uyguladığımızda, cisimlerin davranış biçimlerini belirleyen *Elastikiyet Modülü (Young Modulus)* ve *Poisson Oranı* olarak adlandırılan iki kavram ortaya çıkmaktadır. (İnan, 1988)

### 2.7.4. Elastikiyet Modülü (Young Modulus)

Elastiklik modülü (E), stres altında materyalin katılığını yani elastiklik sınırları içerisinde materyalin relatif dayanıklılığını, yani gerilme ile gerinim arasındaki oranı gösteren bir katsayıdır. Elastiklik modülü yük altındaki cismin moleküllerinin çekim kuvvetinin birim uzamaya gösterdiği iç dirençtir. Bu değer arttıkça, cismin uzamaya karşı gösterdiği direnç de artmaktadır. Sert materyallerin deformasyona karşı iç direncinin yüksek olması nedeni ile elastiklik modülü yüksek değerde bulunmaktadır (Keyak ve ark, 1990; Craig, 2002; Çankaya, 2005). Çekme stresi durumunda elastikiyet modülü (Young Modülü), yükleme yüzeyinde yükleme doğrultusundaki stresin gerinime (strain) oranına eşittir (İnan, 1988).

$$\text{Elastikiyet Modülü} = E = \frac{\sigma}{\varepsilon} = \frac{2\sigma}{3\varepsilon} = \frac{\sigma_{xx}}{\varepsilon_{xx}}$$

Termodinamiğin ikinci kanunu gereği tek eksenli çekme gerilmesi altındaki tüm malzemeler uzar, bu nedenle elastiklik modülü değeri tüm malzemeler için sıfırdan büyüktür ( $E > 0$ ) (İnan, 1988).

### 2.7.5. Poisson Oranı

Bir cisme kuvvet etki ettiğinde, yükün geldiği yönde ve yüke dik olan yönlerde eş zamanlı bir gerinim meydana gelir. Elastik sınırlar içerisinde yüklemeye dik yöndeki gerinimin yükleme yönündeki gerinime oranıdır. Enine (lateral) gerinim ile eksensel (axial) gerinim arasındaki orana “Poisson Oranı” olarak tanımlanmaktadır.  $\mu$  veya  $\nu$  sembolleriyle gösterilmektedir (İnan, 1988).

$$\text{Poisson Oranı} = \mu = \frac{\text{Lateral strain}}{\text{Axial strain}} = - \frac{\epsilon_{yy}}{\epsilon_{xx}}$$

Poisson oranı teorik olarak sınırlara sahiptir. Buna göre, -1 den büyük 0,5 den küçük olmalıdır. Ancak pratikte negatif poisson oranına sahip malzemelere çok nadir rastlanmaktadır. Metallerde poisson oranı 0.25 ile 0.35 arasında değişmektedir. Negatif değer taşır, ancak mutlak değer içinde kabul edilir. (İnan, 1988).

### 3. MATERYAL VE METOD

Bu çalışma, Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı ve Orta Doğu Teknik Üniversitesi KOSGEB Teknoloji Geliştirme Merkezi Müdürlüğü, Ay Tasarım Ltd. Şirketi işbirliği ile gerçekleştirildi.

Çalışmada, üç farklı seramik ve kontrol olarak bir titanyum implant dayanağının (Tablo 2) kullanıldığı üç ve dört üyeli sabit bölümlü protez sistemlerinde, iki farklı kuvvet altında oluşan stres dağılımları üç boyutlu sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak incelendi. Bu amaçla hazırlanan matematiksel modellerin analizi MSC. Patran 2005 (MSC Software Corporation, Santa Ana, USA) sonlu elemanlar analizi paket programı kullanılarak gerçekleştirildi.

**Tablo. 2** Çalışmada Kullanılan Materyaller

Materyalin Adı	Kod	Materyalin Yapısı	Üretici Firma
Straumann Dental Implant System, Esthetic Plus Implant, Ø 4.1 mm, 10 mm (Implant)	-	Ti-6Al-4V	Institu Straumann AG, Waldenburg, Switzerland
Straumann Dental Implant System, synOcta Abutment, 2,5 mm (Bazal dayanak)	-	Ti-6Al-4V	Institu Straumann AG, Waldenburg, Switzerland
Straumann Dental Implant System, Occlusal Screw (Bağlantı vidası)	-	Ti-6Al-4V	Institu Straumann AG, Waldenburg, Switzerland
Straumann Dental Implant System, synOcta In-Ceram Blank Ø 9 mm, 15 mm (Seramik dayanak)	IZA	%70 ZrO <sub>2</sub> %30 Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	Vita Zahnfabrik Bad Sackingen, Germany
Straumann Dental Implant System, CARES® Zirconia Abutment (Seramik dayanak)	CZA	TZP-ZrO <sub>2</sub> /Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	Institu Straumann AG, Waldenburg, Switzerland
Procera® Esthetic Alumina Abutment (Seramik dayanak)	PAA	Yoğun sinterlenmiş % 99,5 Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	Nobel Biocare, Gothenburg, Sweden
Straumann Dental Implant System, synOcta Meso milling cylinder (Titanyum dayanak)	SMA	Ti <sub>6</sub> Al <sub>4</sub> V	Institu Straumann AG, Waldenburg, Switzerland
Cercon® Base (SBP alt yapı porseleni)	-	3 mol % yttrium oxide ile stabilize edilmiş ZrO <sub>2</sub> -TZP	Degudent, GmbH, Hanau-Wolfgang, Germany
Sakura (SBP üst yapı porseleni)	-	Feldspatik porselen	Elephant Dental, Hoorn, the Netherlands,
GC Gradia Composite Resin (Kompozit rezin)	-	Silika dolduruculu mikrofil kompozit	GC Gradia, Corporation, Tokyo, Japan

### 3.1. Sonlu Elemanlar Analizinde Kullanılacak Üç Boyutlu Modellerin Oluşturulması

**3.1.1. Alt Çene, Dental İmplant, İmplant Dayanakları ve Sabit Bölümlü Protezlerin Katı Modellerinin Oluşturulması:** Sonlu elemanlar analizinde kullanılacak katı modelin hazırlanmasında 3D Max 5 (Autodesk, Inc., MA, USA) üç boyutlu bilgisayar destekli tasarım yazılımı kullanıldı.

**Alt Çene Modelinin Sayısallaştırılması:** Bu amaçla kullanılan tam dişsiz alt çene kemiği üzerine, 3 boyutlu tarama esnasında cihaza rehber olacak işaretler yerleştirildi ve alt çene kemiği üç boyutlu sayısallaştırma cihazı (optoSCAN, Breuckmann GmbH, Meersburg, Germany) ile tarandı (Şekil 8).

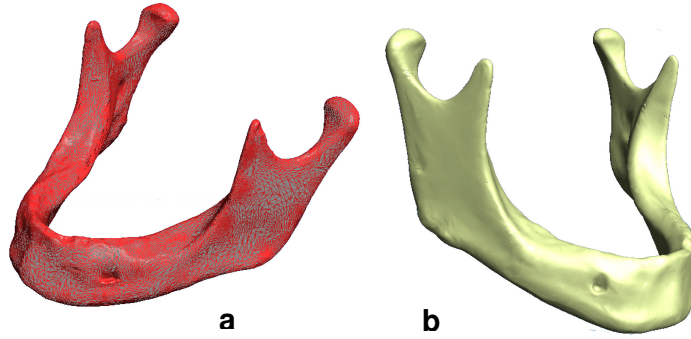
Tarama sonrası elde edilen veri, nokta bulutu olarak kayıt edildi. Alt çene kemiği organik bir şekle sahip olduğundan ve tarama sonrası elde edilen veri üzerinde düzeltmeler yapılacağından veri bilgisayar yazılımı Rapidform 2004 (INUS Technology, Inc. Germany) ile poligonize edildi.



Şekil 8: OptoSCAN, Breuckmann GmbH, üç boyutlu sayısallaştırma cihazı

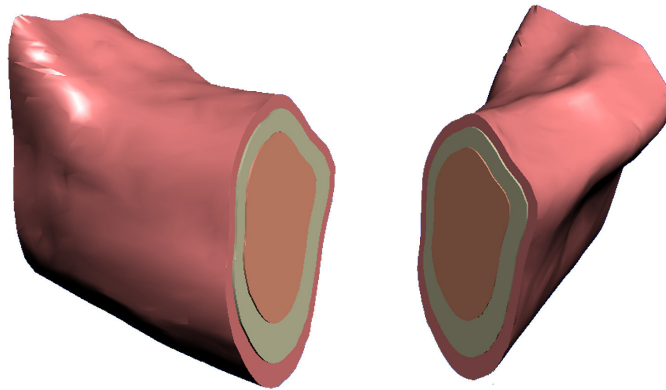


**Kortikal Kemik Modelinin Hazırlanması:** Alt çene modeli için yazılıma aktarılan ilk veride keskin hatların analiz sırasında problem oluşturmaması için yumuşatıldı. Alveol kret tepesi ve çekim boşlukları gibi düzensizlikler elimine edildi. Düzeltmeleri yapılmış olan alt çene model verileri, bilgisayar yazılımında işlenebilmesi için hızlı yüzey formatına dönüştürüldü (Şekil 9).



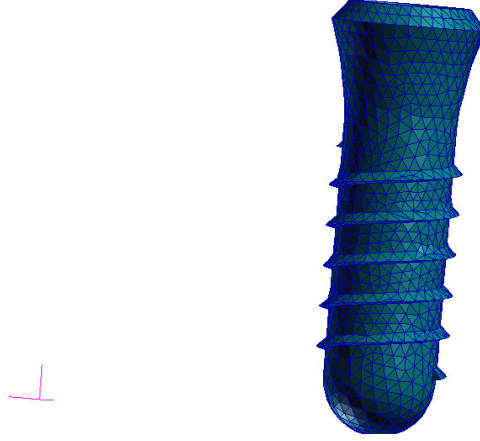
**Şekil 9:** Poligonize edilmiş (a) ve düzensizlikleri giderilmiş (b) alt çene modeli

**Trabeküler Kemik Modelinin Hazırlanması:** Kortikal kemik modelinin dış sınırlarından 1,5 mm (kortikal kemik kalınlığı) içeri ofset (içeri kalınlık verilmesi) yapılarak yeni bir model elde edildi (Şekil 10). Analiz süresi ve modeldeki eleman-düğüm sayısının azaltılması amacıyla alt çene modelinin yalnızca dişsiz premolar ve molar bölgesi kullanıldı.



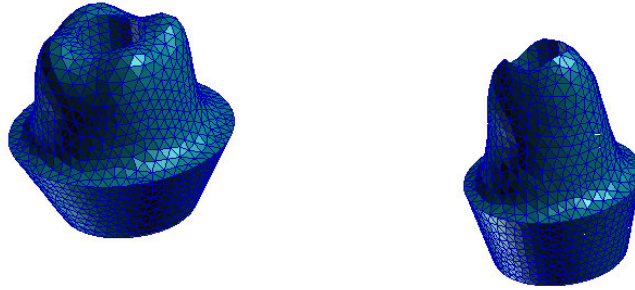
**Şekil 10:** Mukoza, kortikal ve trabeküler kemik modellerinin kesit görünümü

**Dental İmplant Modellerinin Hazırlanması:** Dental implant modellerinin hazırlanmasında alt çene kemiği modelinin hazırlanmasında kullanılan teknik kullanıldı. Bunun için eğitim amacıyla kullanılan, gerçek implant ve implant dayanaklarının üretici firma tarafından metal alaşımlarından yapılmış 10X ölçeğindeki modeller, 3 boyutlu tarama cihazı ile sayısallaştırıldı ve katı modelleri hazırlandı (Şekil 11).



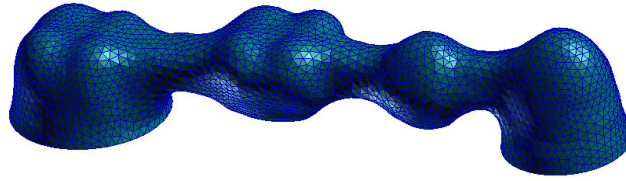
Şekil 11: Dental implant modelinin görünümü

**Seramik Dayanak Modellerinin Hazırlanması:** Seramik implant dayanakları prepare edilmiş diş formunda modellendi. Preparasyonda literatürde belirtilen preparasyon miktarlarına bağlı kalındı. Oklüzal yüzey açısı olarak  $120^\circ$ , kenar bitim şekli olarak chamfer kullanıldı (Shillinburg ve ark., 1997) (Şekil 12).



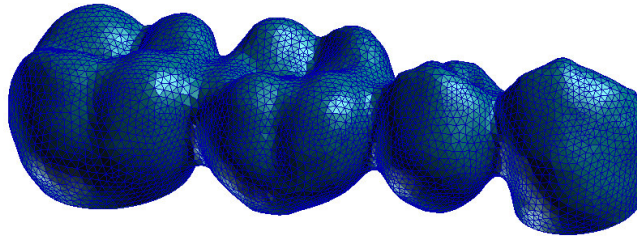
Şekil 12: Seramik implant dayanaklarının prepare edilmiş diş formundaki modellerinin görünümü

**Sabit Bölümlü Protezlerin Alt Yapılarının Modellenmesi:** Modellenmesi tamamlanan seramik dayanakların üzerine gelecek olan üç ve dört üyeli köprü protezlerinin alt yapıları, seramik dayanak modellerinin dış sınırlarından 0,5 mm (alt yapı kalınlığı) dışarı ofset (dışarı kalınlık verilmesi) ile yeni bir model oluşturuldu. Oluşturulan bu kopingler gövde alt yapıları ile birleştirildi. Alt yapılar ile gövde arasındaki bağlantılarda herhangi bir keskin köşe bırakılmamasına özen gösterildi ve bağlantı alanı  $9 \text{ mm}^2$  (3 mm X 3mm) olacak şekilde hazırlandı (Şekil 13).



**Şekil 13:** Dört üyeli sabit bölümlü protezin alt yapı modelinin görünümü

**Sabit Bölümlü Protez Modellerinin Tamamlanması:** Alt yapı modellemesi tamamlandıktan sonra üç ve dört üyeli sabit bölümlü protezlerin modellenmesine geçildi. Bu amaçla daha önceden çekilmiş premolar ve molar dişleri üç boyutlu sayısallaştırma cihazında tarandıktan sonra bilgisayar yazılımında katı modelleri elde edildi. Katı modelleri elde edilen dişlerin mine-sement sınırının üzerinde kalan kısmı sabit bölümlü protez alt yapısı ve implant dayanakları ile dikkatli şekilde birleştirildi. Köprü gövdelerinin dişsiz kret ile olan ilişkisinde gövde şekli olarak ridge-lap gövde şekli tercih edildi. Üst yapıda kullanılan seramik sisteminin özelliklerine bağlı olarak oklüzal yüzey ile alt yapı arasında 1-1,5 mm veneer porseleni bulunmasına özen gösterildi (Şekil 14).



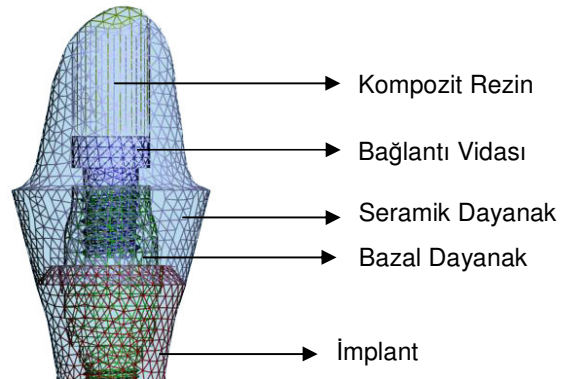
**Şekil 14:** Dört üyeli sabit bölümlü protez modelinin görünümü

**İmplant Bazal Dayanak ve Bağlantı Vidalarının Modellenmesi:** Dental implant ile seramik dayanakları birbirine bağlayacak olan implant bazal dayanakları ve bağlantı vidaları, yine üretici firma tarafından metal alaşımlarından yapılmış 10X ölçeğindeki modelleri kullanılarak modellendi (Şekil 15).



**Şekil 15:** İmplant bazal dayanak ve bağlantı vida modellerinin görünümü

**Bağlantı Vidalarının kapatılmasında Kullanılan Kompozit Rezinin Modellenmesi:** İmplantlar üzerine yerleştirilen bazal dayanaklarla seramik dayanakları birleştiren bağlantı vidalarının giriş boşluğu firmaların belirttiği boyutlarda belirlenerek kompozit rezin olarak modellendi (Şekil 16).



**Şekil 16:** İmplant, seramik dayanak, bazal dayanak, bağlantı vidası ve kompozit rezin modellerinin görünümü

**3.1.2. Sonlu Elemanlar Analizinde Kullanılacak Modelin Malzeme Özelliklerinin Belirlenmesi:** Çalışmada kullanılan malzeme ve dokular farklı mekanik özellikler göstermektedirler. Bu malzemelerin elastisite modülü ve poisson oranları literatürde yapılmış olan çalışmalardan elde edilmiştir. Kortikal ve trabeküler kemik, implant, seramik dayanaklar ve köprü protezlerinde kullanılan malzemeler homojen ve izotropik olarak kabul edilmiştir. Çalışmada kullanılan materyaller ve dokuların mekanik özelliklerini gösteren veriler Tablo 3’de gösterilmiştir. Mukoza tabakasının elastisite modülünün ve poisson oranının çok düşük değerlerde olması nedeniyle gerilim analizlerinde mukoza modeli kullanılmamıştır.

**Tablo. 3** Çalışmada kullanılan materyallerin ve dokuların mekanik özellikleri

Materyal	Elastisite Modülü, E (MPa)	Poisson Oranı, $\nu$	Referans
Kortikal Kemik	148000	0.3	Holmes ve Loftus, 1997
Trabekuler Kemik	1850	0.3	Akca ve Iplikcioglu 2001
Titanyum Alaşımı	110000	0.35	Sertgöz ve Güvener,1996
Seramik Dayanak # 1	200000	0.31	Metoxit Zirconia Ceramics Document
Seramik Dayanak # 2	258000	0.25	In-Ceram Classic Zirconia Blanks Product Information
Seramik Dayanak # 2	380000	0.24	Metoxit Alumina Ceramics Document
SBP Alt Yapı Porseleni	210000	0.3	De Jager ve ark, 2005
SBP Tabakalama Porseleni	60000	0.265	De Jager ve ark, 2005
Kompozit Rezin	6257	0.185	Juodzbalyis ve ark. 2005.

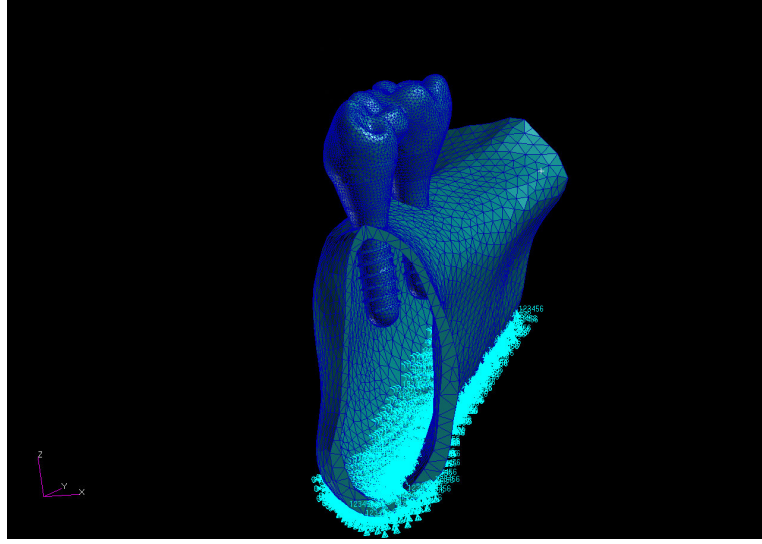
**3.1.3. Sonlu Elemanlar Analiz Modellerinde Kullanılan Eleman Tipi, Eleman ve Dügüm Noktası Sayısı:** Kullanılan matematiksel modelde 4 dügüm noktalı tetrahedral solid (katı dörtgen) elemanlar kullanılmıştır. Üç ve dört üyeli sabit bölümlü protezleri temsil eden matematiksel modellerin eleman ve dügüm sayısı Tablo 4’de gösterilmiştir.

**Tablo. 4** Çalışmada kullanılan matematiksel modellerin eleman ve dügüm noktası sayıları

Materyalin Adı	Üç Üyeli Model		Dört Üyeli Model	
	<i>Eleman Sayısı</i>	<i>Dügüm Sayısı</i>	<i>Eleman Sayısı</i>	<i>Dügüm Sayısı</i>
İmplant	49903	10613	49388	10525
Bazal Dayanak	21976	4963	21219	4803
Bağlantı Vidası	8118	1898	8427	1954
Seramik veya Titanyum Dayanak	36005	7662	35988	7653
SBP alt yapı porseleni	61903	13126	46976	10099
SBP üst yapı porseleni	140117	27825	126833	25923
Kompozit Rezin	4315	996	4380	1008
Kortikal Kemik	13344	4070	13398	4096
Trabeküler Kemik	98425	18354	102068	18939
TOPLAM	434106	89507	408677	85000

### 3.1.4. Sonlu Elemanlar Analizinde Kullanılan Modelin Sınır Koşulları

Çalışmada kullanılan matematiksel modelin klinik koşullara en yakın durumda olması amacıyla modelin sınır koşulları bölgenin anatomik yapısına uygun olacak şekilde kas bağlantılarının bulunduğu yerlerden her üç düzlemde sıfır serbestlik derecesiyle sabitlendi (Şekil 17).



Şekil 17: Matematiksel modele uygulanan sınır koşulları

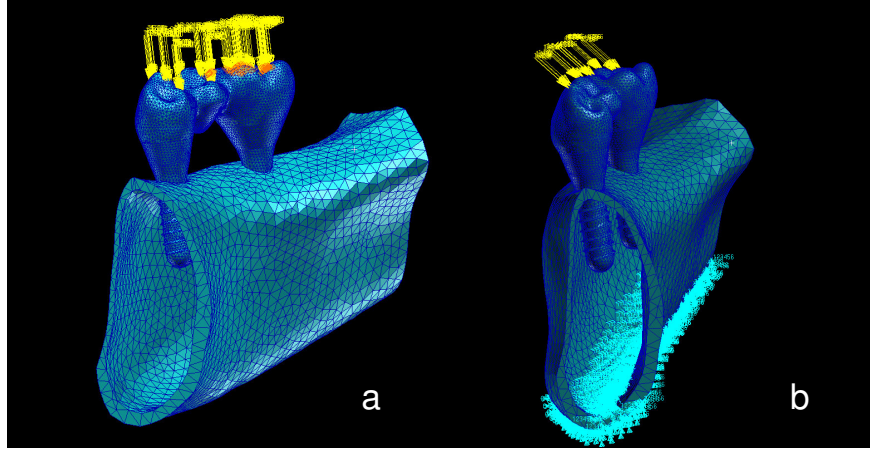
### 3.1.3. Sonlu Elemanlar Analizinde Uygulanılan Kuvvetler

Çalışmada kullanılan implant destekli sabit bölümlü protezlere iki farklı yönde ve büyüklükte kuvvet uygulandı. Yükleme bölgeleri, statik okluzyonda tüberkül-fossa ilişkisinde üst dişlerin fonksiyonel tüberküllerinin alt dişlerle temas noktaları (Vertikal Yükleme) ve dinamik okluzyonda alt dişlerin fonksiyonel tüberkül tepeleri (Oblik Yükleme) olarak belirlendi. Yükleme şekli olarak iki tip kuvvet uygulandı.

**Vertikal Yükleme:** İmplantüstü sabit bolümlü protezin oklüzal yüzeyine maksimum ısırma kuvvetini taklit edecek şekilde vertikal ekseninde üç üyeli modele toplam 1565 N ve dört üyeli modele toplam 2230 N'luk kuvvet uygulandı. Vertikal

eksende kuvvetler birinci premolar bölgedeki krona 450 N, ikinci premolar bölgedeki krona 450 N, birinci ve ikinci molar bölgedeki kronların her birine 665 N olarak paylaştırıldı. Premolar dişlere uygulanan 450 N ve büyük azı dişlerine uygulanan 665 N'luk kuvvetler sağlıklı bireylerin maksimum ısırma kuvvetleri tercih edildi. (Craig, 2002) Vertikal yükleme sentrik kontak tiplerinden tripod kontak düzeninde gerçekleştirildi (Okeson, 1985) (Şekil 18a)

**Oblik Yükleme:** İmplantüstü sabit bölümlü protezine çiğneme kuvvetini taklit edecek şekilde horizontal düzlemle  $45^\circ$  açı ile 150 N'luk kuvvet uygulandı. Oblik kuvvet köprü protezinin her bir üyesinin lateral harekette temas eden fonksiyonel bukkal tüberkül tepelerine uygulandı. (Imanishi ve ark., 2003) (Şekil 18b)



**Şekil 18:** Matematiksel modele uygulan maksimum ısırma kuvvetini taklit eden vertikal yükleme (a) ve çiğneme kuvvetini taklit eden oblik yükleme (b).

Üç adet seramik ve bir adet titanyum implant dayanaklarının kullanıldığı, üç ve dört üyeli sabit bölümlü protezlerini temsil eden iki ayrı modele, iki ayrı yönde ve iki farklı şiddette kuvvet uygulanarak toplam 16 adet sonlu elamanlar analizi yapılmıştır. Analiz sonucunda elde edilen çekilebilir materyaller için Von Mises, kırılğan materyaller için maksimum principle (çekme) ve minimum principle (basma) stres değerleri renk ve miktar skalaları ile gösterilmiştir. Bu sonuçlar daha sonra kullanılan materyaller ve üye sayısına göre karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiştir.

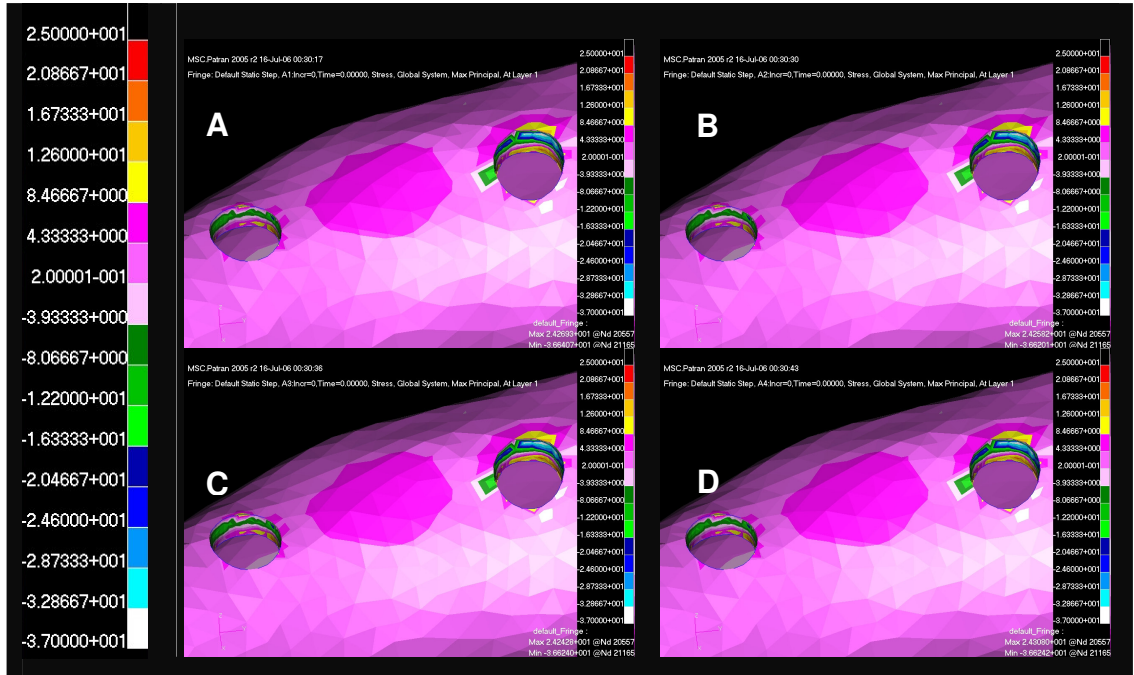


## 4. BULGULAR

### 4.1. Maksimum Isırma Kuvvetini Taklit Eden Vertikal Yükleme

#### 4.1.1. Üç Üyeli Köprü Modelindeki Stres Bulguları:

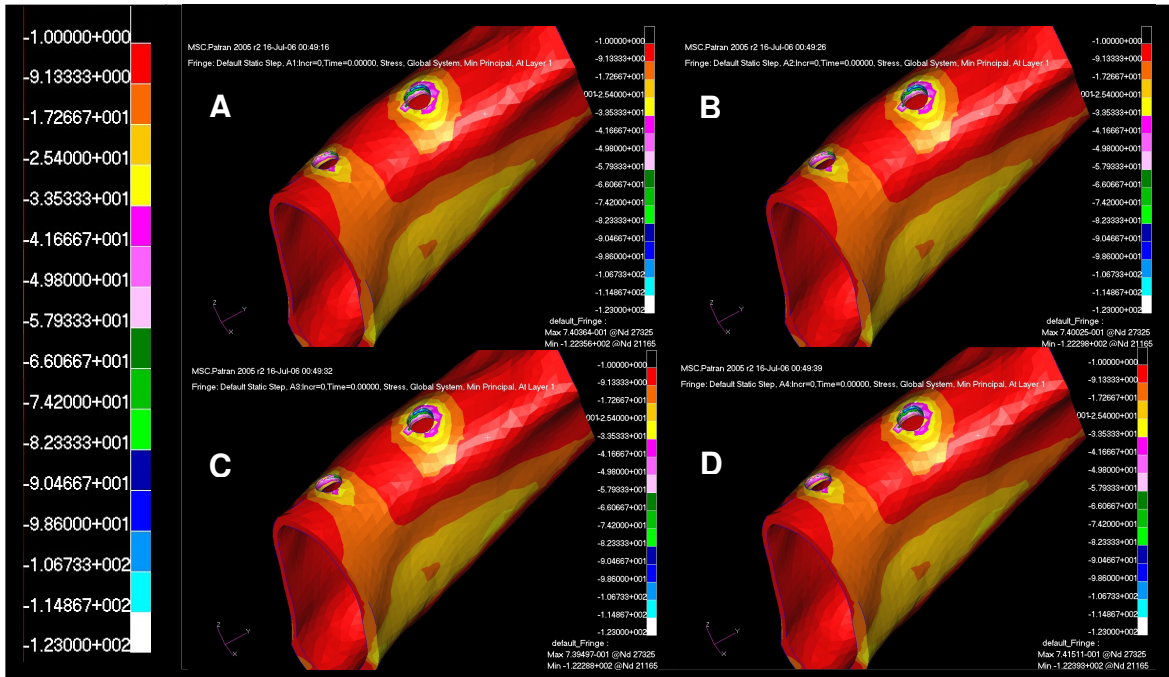
**4.1.1.1 Kortikal Kemikte Maksimum Principle Stresi Bulguları:** Üç üyeli implant destekli sabit bölümlü protezlerde vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan en yüksek maksimum principle stres değeri, birinci molar bölgesinde implantın mezio-servikal kısmında görülmüştür. Bu bölgedeki stres miktarı CZA kullanılan modelde 24,227 MPa, IZA kullanılan modelde 24,308 MPa, PAA kullanılan modelde 24,242 MPa ve SMA kullanılan modelde 24,308 MPa olarak kayıt edilmiştir. Stres dağılımları Şekil 19’da ve stres değerleri Tablo 5-7’de verilmiştir.



Şekil 19: Vertikal yüklemde kortikal kemikte maksimum principle streslerinin dağılımı

- A. CZA kullanılan model
- B. IZA kullanılan model
- C. PAA kullanılan model
- D. SMA kullanılan model

**4.1.1.2 Kortikal Kemikteki Minimum Principle Stresi Bulguları: Üç** üyeli implant destekli sabit bölümlü protezlerde vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan en yüksek minimum principle stres değeri, birinci molar bölgesinde implantın disto-servikal kısmında görülmüştür. Bu bölgedeki stres miktarı CZA kullanılan modelde -122,356 MPa, IZA kullanılan modelde -122,298 MPa, PAA kullanılan modelde -122,288 MPa ve SMA kullanılan modelde -122,393 MPa olarak kayıt edilmiştir. Stres dağılımları Şekil 20’de gösterilmiştir ve stres değerleri Tablo 5-7’de verilmiştir.

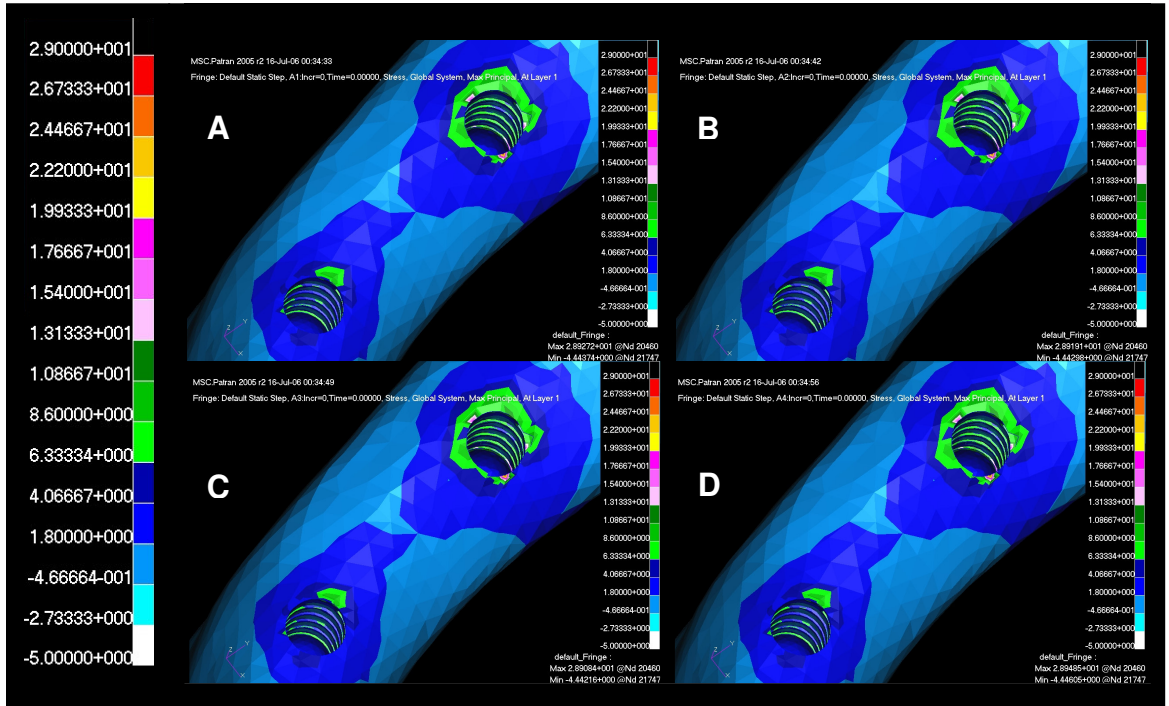


**Şekil 20:** Vertikal yüklemde kortikal kemikte minimum principle streslerinin dağılımı

- A. CZA kullanılan model
- B. IZA kullanılan model
- C. PAA kullanılan model
- D. SMA kullanılan model

#### 4.1.1.3. Trabeküler Kemikte Maksimum Principle Stresi Bulguları:

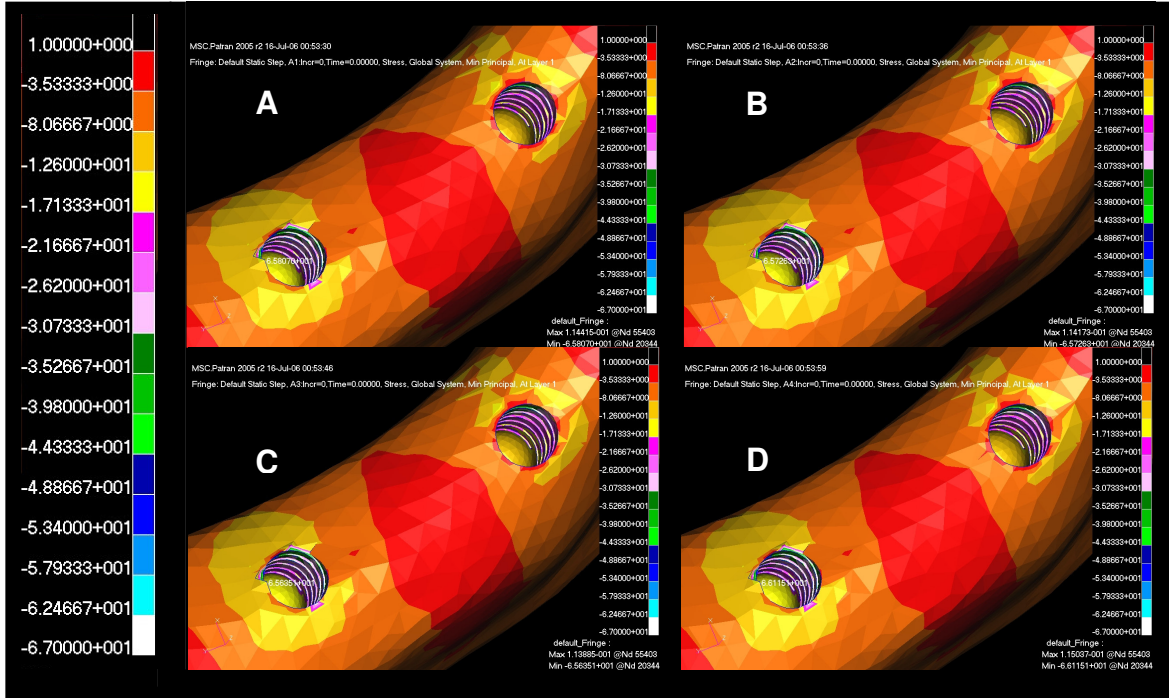
Üç üyeli implant destekli sabit bölümlü protezlerde vertikal yüklemeye sonucu trabeküler kemikte oluşan en yüksek maksimum principle stres değeri, birinci molar bölgesinde implantın mezio-servikal kısmında görülmüştür. Bu bölgedeki stres miktarı CZA kullanılan modelde 28,927 MPa, IZA kullanılan modelde 28,919 MPa, PAA kullanılan modelde 28,908 MPa ve SMA kullanılan modelde 28,948 MPa olarak kayıt edilmiştir. Stres dağılımları Şekil 21’de gösterilmiştir ve stres değerleri Tablo 8-10’da verilmiştir.



Şekil 21: Vertikal yüklemeye trabeküler kemikte maksimum principle streslerinin dağılımı

- A. CZA kullanılan model
- B. IZA kullanılan model
- C. PAA kullanılan model
- D. SMA kullanılan model

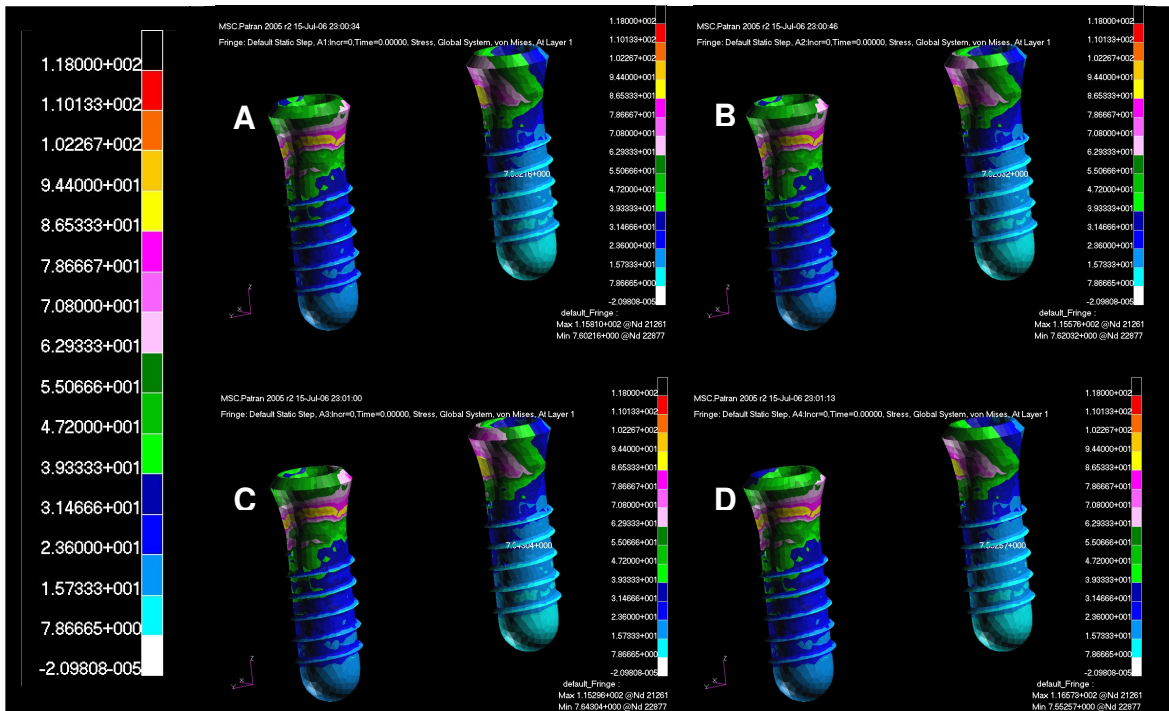
**4.1.1.4 Trabeküler Kemikteki Minimum Principle Stresi Bulguları:** Üç üyeli implant destekli sabit bölümlü protezlerde vertikal yükleme sonucu trabeküler kemikte oluşan en yüksek minimum principle stres değeri, birinci molar bölgesinde implantın disto-servikal kısmında görülmüştür. Bu bölgedeki stres miktarı CZA kullanılan modelde -65,807 MPa, IZA kullanılan modelde -65,726 MPa, PAA kullanılan modelde -65,635 MPa ve SMA kullanılan modelde -66,115 MPa olarak kayıt edilmiştir. Stres dağılımları Şekil 22’de gösterilmiştir ve stres değerleri Tablo 8-10’da verilmiştir.



**Şekil 22:** Vertikal yüklemde trabeküler kemikte minimum principle streslerinin dağılımı

- A. CZA kullanılan model
- B. IZA kullanılan model
- C. PAA kullanılan model
- D. SMA kullanılan model

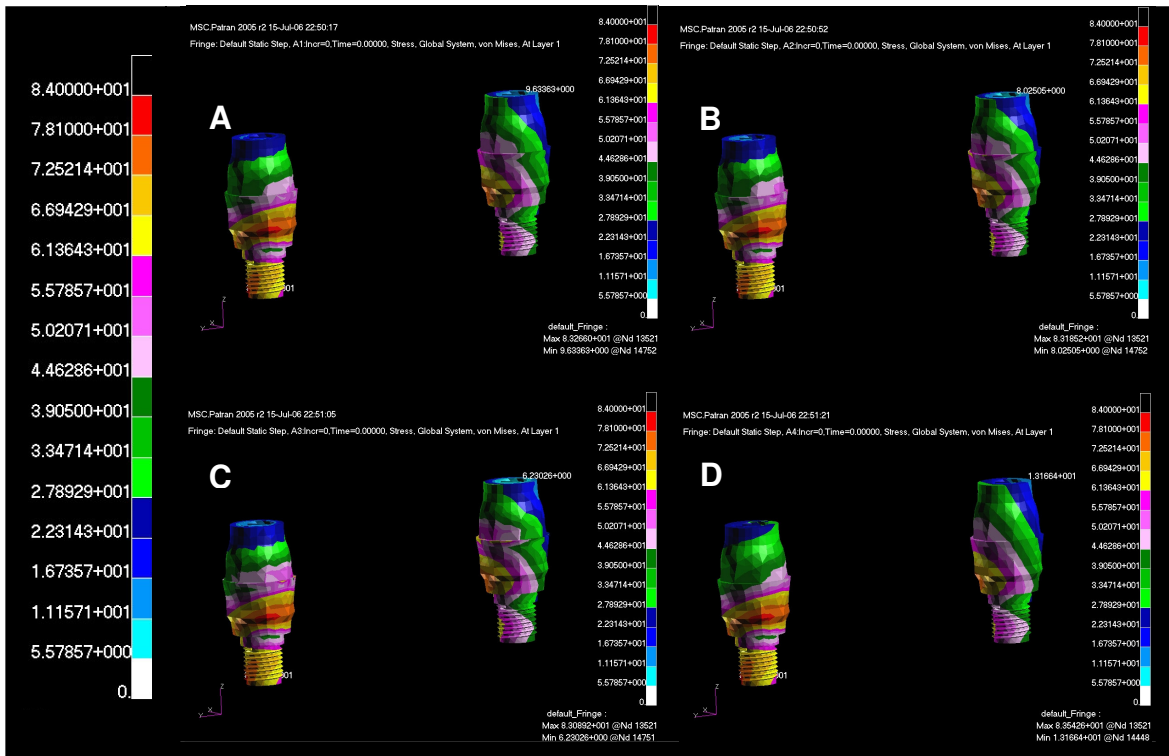
**4.1.1.5 İmplanttaki Von Mises Stres Bulguları:** Üç üyeli implant destekli sabit bölümlü protezlerde vertikal yüklemeye sonucu implantlardaki oluşan en yüksek Von Mises stres değeri, birinci molar bölgesinde implantın servikal kısmında görülmüştür. Bu bölgedeki stres miktarı CZA kullanılan modelde 115,810 MPa, IZA kullanılan modelde 115,576 MPa, PAA kullanılan modelde 115,296 MPa ve SMA kullanılan modelde 116,573 MPa olarak kayıt edilmiştir. Stres dağılımları Şekil 23’de gösterilmiştir ve stres değerleri Tablo 11-13’de verilmiştir.



**Şekil 23:** Vertikal yüklemeye dental implantlardaki Von Mises streslerinin dağılımı

- A. CZA kullanılan model
- B. IZA kullanılan model
- C. PAA kullanılan model
- D. SMA kullanılan model

**4.1.1.6 Bazal Dayanaktaki Von Mises Stres Bulguları:** Üç üyeli implant destekli sabit bölümlü protezlerde vertikal yüklemeye sonucu bazal dayanaklarda oluşan en yüksek Von Mises stres değeri, bazal dayanakların implantla bağlantı yaptıkları yivlerinin alt kısımlarında görülmüştür. Bu bölgedeki stres miktarı CZA kullanılan modelde 83,266 MPa, IZA kullanılan modelde 83,185 MPa, PAA kullanılan modelde 83,089 MPa ve SMA kullanılan modelde 83,542 MPa olarak kayıt edilmiştir. Stres dağılımları Şekil 24’de gösterilmiştir ve stres değerleri Tablo 14-16’da verilmiştir.

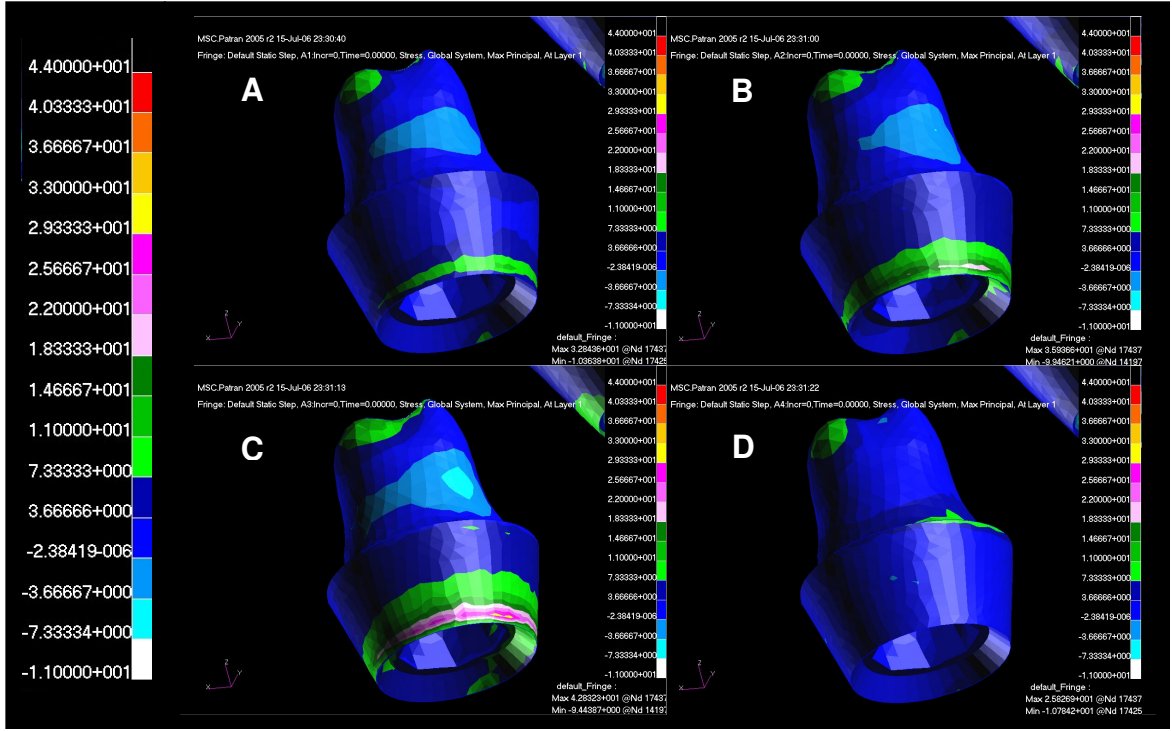


**Şekil 24:** Vertikal yüklemeye bazal dayanakta Von Mises streslerinin dağılımı

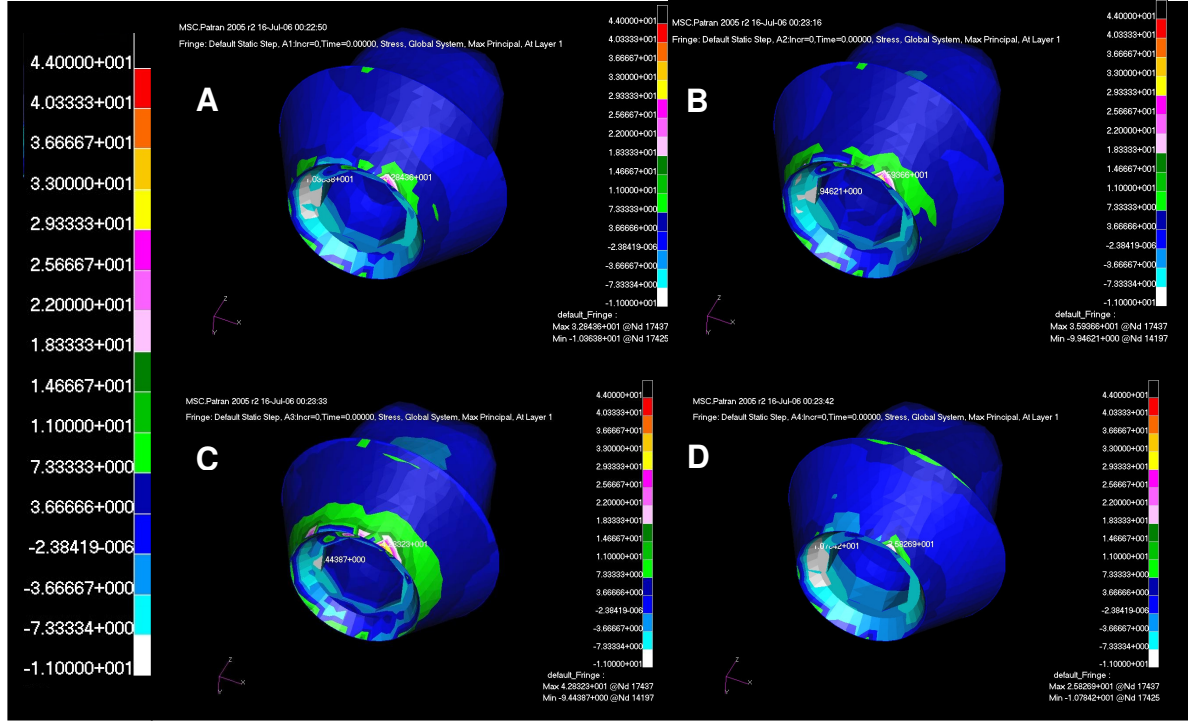
- A. CZA kullanılan model
- B. IZA kullanılan model
- C. PAA kullanılan model
- D. SMA kullanılan model

#### 4.1.1.7. Seramik Dayanaktaki Maksimum Principle Stresi Bulguları:

Üç üyeli implant destekli sabit bölümlü protezlerde vertikal yükleme sonucu seramik dayanaklarda oluşan en yüksek maksimum principle stres değeri, birinci molardaki seramik dayanağın mezio-servikal kısmında görülmüştür. Bu bölgedeki stres miktarı CZA kullanılan modelde 32,843 MPa, IZA kullanılan modelde 35,936 MPa, PAA kullanılan modelde 42,832 MPa ve SMA kullanılan modelde 25,826 MPa olarak kayıt edilmiştir. Stres dağılımları Şekil 25 ve 26'da gösterilmiştir ve stres değerleri Tablo 17-19'da verilmiştir.



**Şekil 25:** Vertikal yüklemde seramik dayanaklardaki maksimum principle streslerinin dağılımı  
A. CZA kullanılan model  
B. IZA kullanılan model  
C. PAA kullanılan model  
D. SMA kullanılan model



**Şekil 26:** Vertikal yüklemde seramik daynaklardaki maksimum principle streslerinin dağılımı

A. CZA kullanılan model

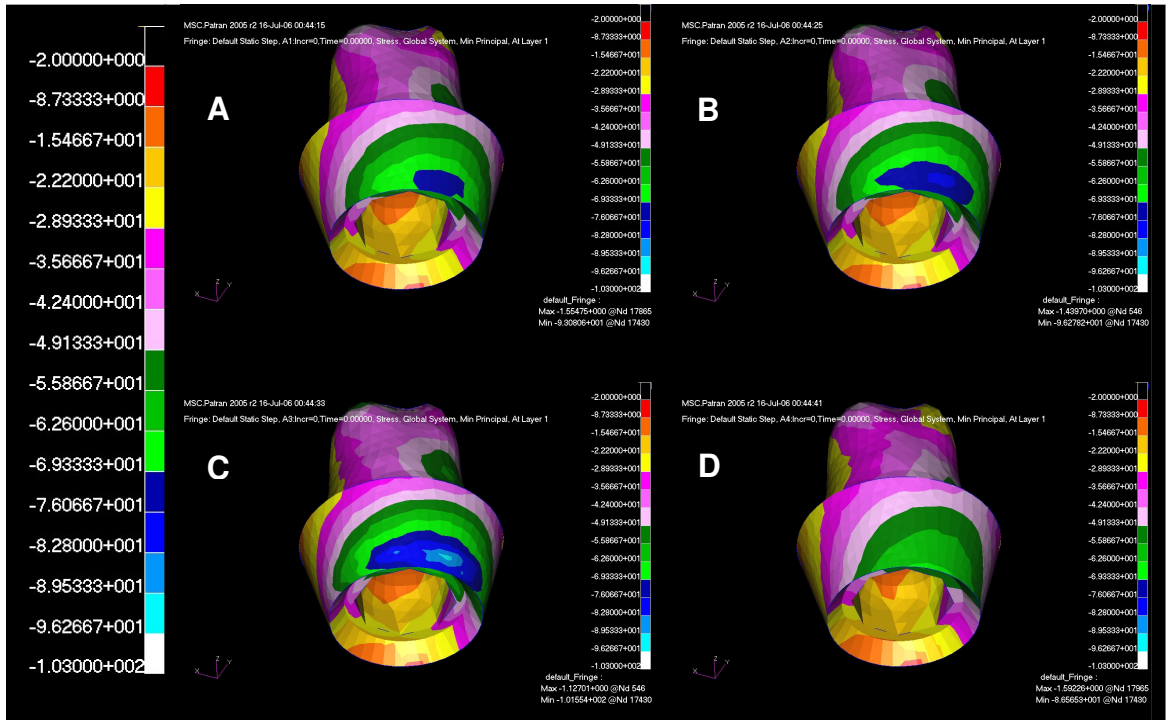
B. IZA kullanılan model

C. PAA kullanılan model

D. SMA kullanılan model

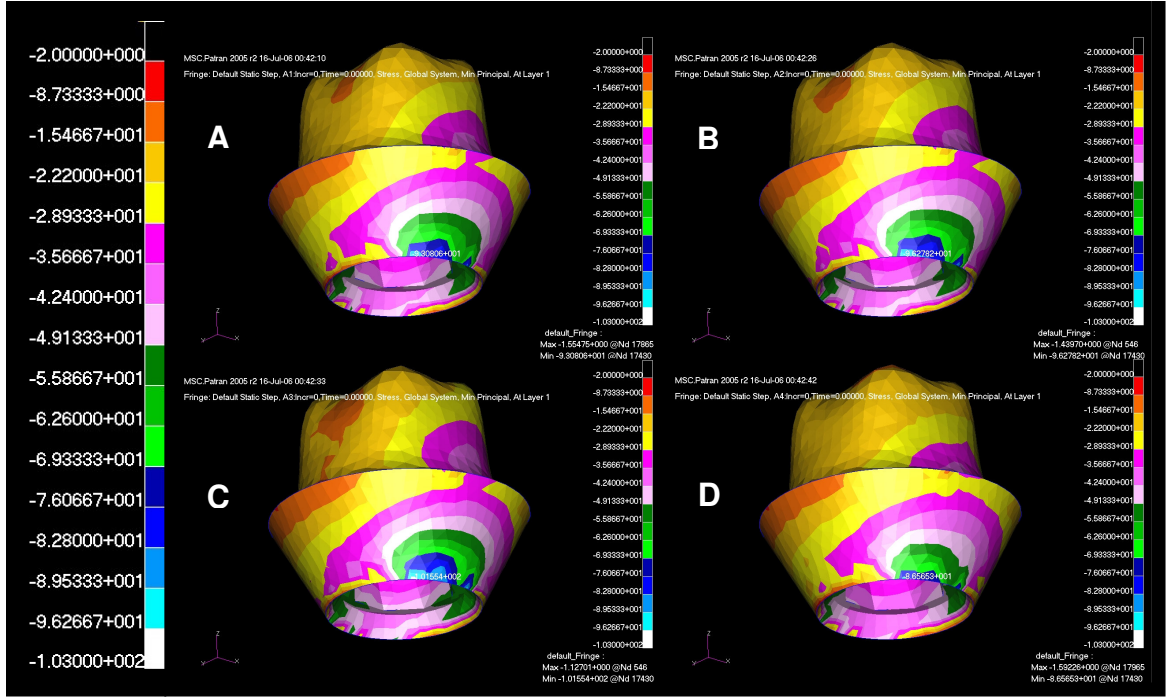


**4.1.1.8 Seramik Dayanaktaki Minimum Principle Stresi Bulguları:** Üç üyeli implant destekli sabit bölümlü protezlerde vertikal yükleme sonucu seramik dayanaklarda oluşan en yüksek minimum principle stres değeri, birinci molardaki seramik dayanağın mezio-servikal kısmında görülmüştür. Bu bölgedeki stres miktarı CZA kullanılan modelde -93,080 MPa, IZA kullanılan modelde -96,278 MPa, PAA kullanılan modelde 101,554 MPa ve SMA kullanılan modelde -86,565 MPa olarak kayıt edilmiştir. Stres dağılımları Şekil 27 ve 28’de gösterilmiştir ve stres değerleri Tablo 17-19’da verilmiştir.



**Şekil 27:** Vertikal yüklemde seramik dayanaklardaki minimum principle streslerinin dağılımı

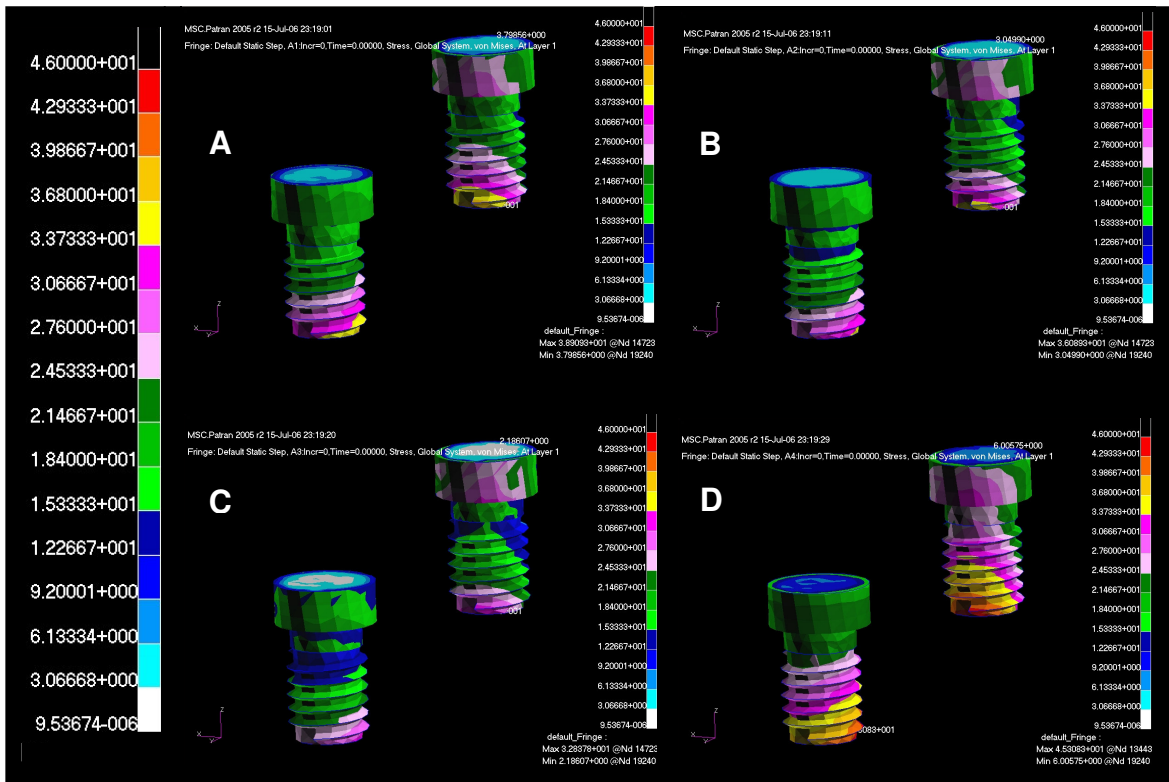
- A. CZA kullanılan model
- B. IZA kullanılan model
- C. PAA kullanılan model
- D. SMA kullanılan model



**Şekil 28:** Vertikal yüklemde seramik daynaklardaki minimum principle streslerinin dağılımı

- A. CZA kullanılan model
- B. IZA kullanılan model
- C. PAA kullanılan model
- D. SMA kullanılan model

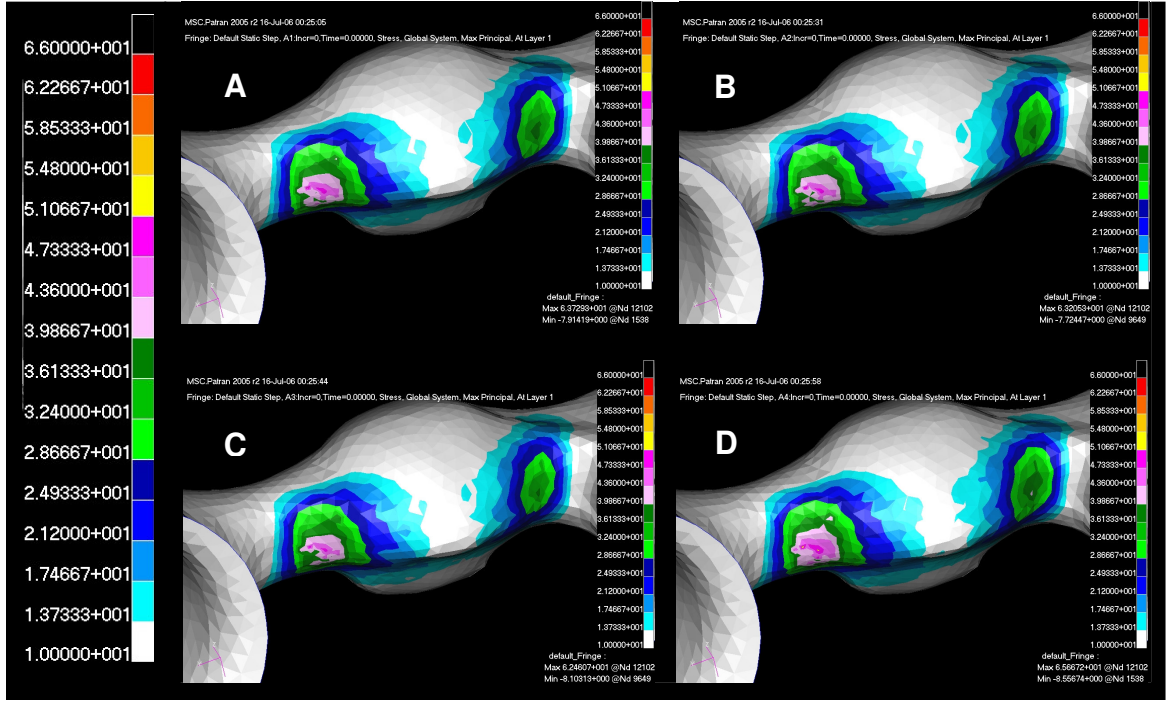
**4.1.1.9 Bağlantı Vidasındaki Von Mises Stres Bulguları:** Üç üyeli implant destekli sabit bölümlü protezlerde vertikal yükleme sonucu bağlantı vidalarındaki oluşan en yüksek Von Mises stres değeri, bağlantı vidalarının alt kısımlarında görülmüştür. Bu bölgedeki stres miktarı CZA kullanılan modelde 38,909 MPa, IZA kullanılan modelde 36,089 MPa, PAA kullanılan modelde 32,837 MPa ve SMA kullanılan modelde 45,308 MPa olarak kayıt edilmiştir ve stres dağılımları Şekil 29’da gösterilmiştir ve stres değerleri Tablo 20-22’de verilmiştir.



**Şekil 29:** Vertikal yüklemde bağlantı vidalarındaki Von Mises streslerinin dağılımı

- A. CZA kullanılan model
- B. IZA kullanılan model
- C. PAA kullanılan model
- D. SMA kullanılan model

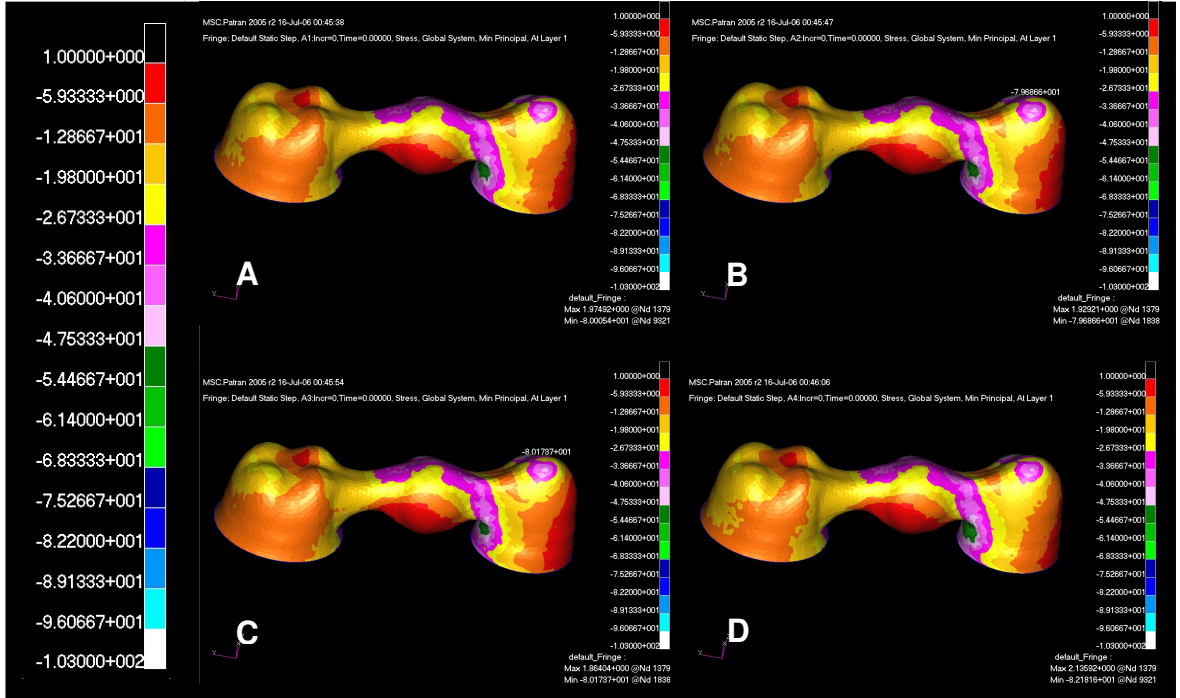
**4.1.1.10 Sabit Bölümlü Protezinin Alt Yapı Porselenindeki Maksimum Principle Stresi Bulguları:** Üç üyeli implant destekli sabit bölümlü protezlerde vertikal yükleme sonucu SBP alt yapı porseleninde oluşan en yüksek maksimum principle stres değeri, alt yapı porseleninin bağlantı bölgelerinin gingivalinde görülmüştür. Bu bölgedeki stres miktarı CZA kullanılan modelde 63,729 MPa, IZA kullanılan modelde 63,205 MPa, PAA kullanılan modelde 62,460 MPa ve SMA kullanılan modelde 65,667 MPa olarak kayıt edilmiştir ve stres dağılımları Şekil 30'da gösterilmiştir ve stres değerleri Tablo 23-25'da verilmiştir.



**Şekil 30:** Vertikal yüklemde SBP alt yapı porselenindeki maksimum principle streslerinin dağılımı  
A. CZA kullanılan model  
B. IZA kullanılan model  
C. PAA kullanılan model  
D. SMA kullanılan model

#### 4.1.1.11 Sabit Bölümlü Protezinin Alt Yapı Porselenindeki Minimum

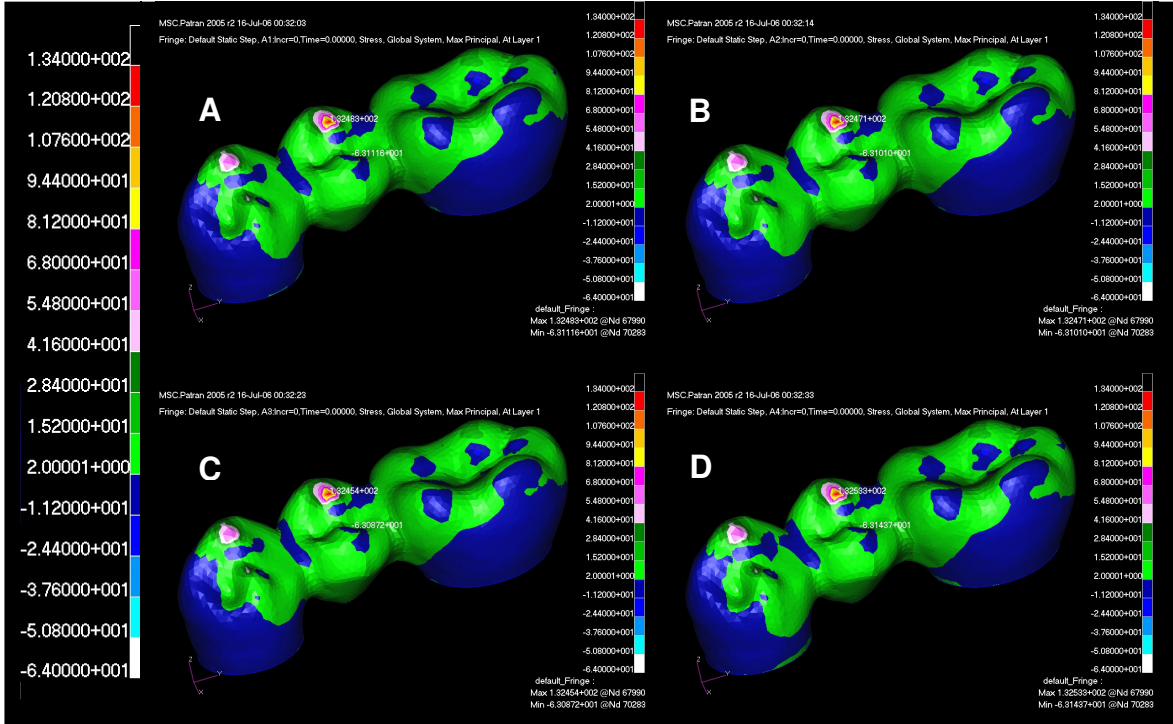
**Principle Stresi Bulguları:** Üç üyeli implant destekli sabit bölümlü protezlerde vertikal yükleme sonucu SBP alt yapı porseleninde oluşan en yüksek minimum principle stres değeri, gövdenin oklüzal yüzeyinde görülmüştür. Bu bölgedeki stres miktarı CZA kullanılan modelde  $-80,005$  MPa, IZA kullanılan modelde  $-79,686$  MPa, PAA kullanılan modelde  $-80,173$  MPa ve SMA kullanılan modelde  $-82,181$  MPa olarak kayıt edilmiştir ve stres dağılımları Şekil 31’da gösterilmiştir ve stres değerleri Tablo 23-25’da verilmiştir.



**Şekil 31:** Vertikal yüklemde SBP alt yapı porselenindeki minimum principle streslerinin dağılımı

- A. CZA kullanılan model
- B. IZA kullanılan model
- C. PAA kullanılan model
- D. SMA kullanılan model

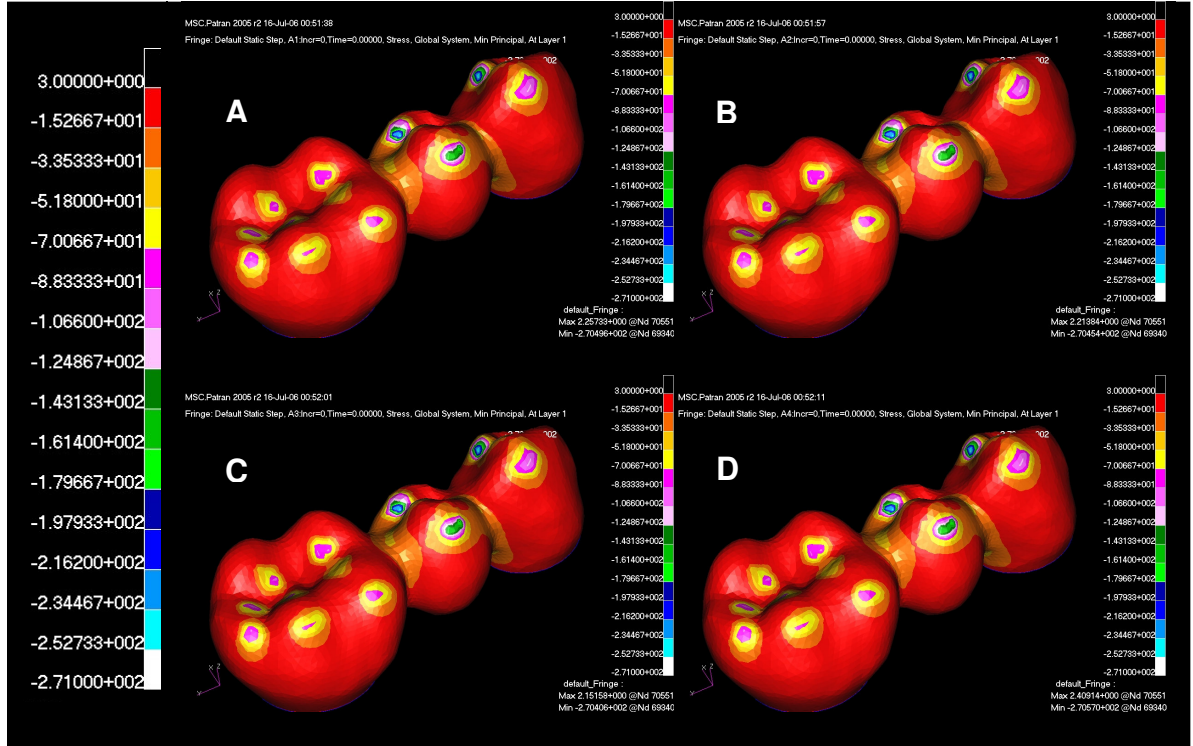
**4.1.1.12 Sabit Bölümlü Protezinin Üst Yapı Porselenindeki Maksimum Principle Stresi Bulguları:** Üç üyeli implant destekli sabit bölümlü protezlerde vertikal yükleme sonucu SBP üst yapı porseleninde oluşan en yüksek maksimum principle stres değeri, bağlantı bölgelerinde yoğunlaştığı görülmüştür. Bu bölgedeki stres miktarı CZA kullanılan modelde 132,483 MPa, IZA kullanılan modelde 132,471 MPa, PAA kullanılan modelde 132,454 MPa ve SMA kullanılan modelde 132,533 MPa olarak kayıt edilmiştir ve stres dağılımları Şekil 32’de gösterilmiştir ve stres değerleri Tablo 26-28’de verilmiştir.



**Şekil 32:** Vertikal yüklemde SBP üst yapı porselenindeki maksimum principle streslerinin dağılımı

- A. CZA kullanılan model
- B. IZA kullanılan model
- C. PAA kullanılan model
- D. SMA kullanılan model

**4.1.1.13 Sabit Bölümlü Protezinin Üst Yapı Porselenindeki Minimum Principle Stresi Bulguları:** Üç üyeli implant destekli sabit bölümlü protezlerde vertikal yükleme sonucu SBP üst yapı porseleninde oluşan en yüksek minimum principle stres değeri, bağlantı bölgelerinde yoğunlaştığı görülmüştür. Bu bölgedeki stres miktarı CZA kullanılan modelde -270,496 MPa, IZA kullanılan modelde -270,454 MPa, PAA kullanılan modelde -270,406 MPa ve SMA kullanılan modelde -270,570 MPa olarak kayıt edilmiştir ve stres dağılımları Şekil 33’de gösterilmiştir ve stres değerleri Tablo 26-28’da verilmiştir.

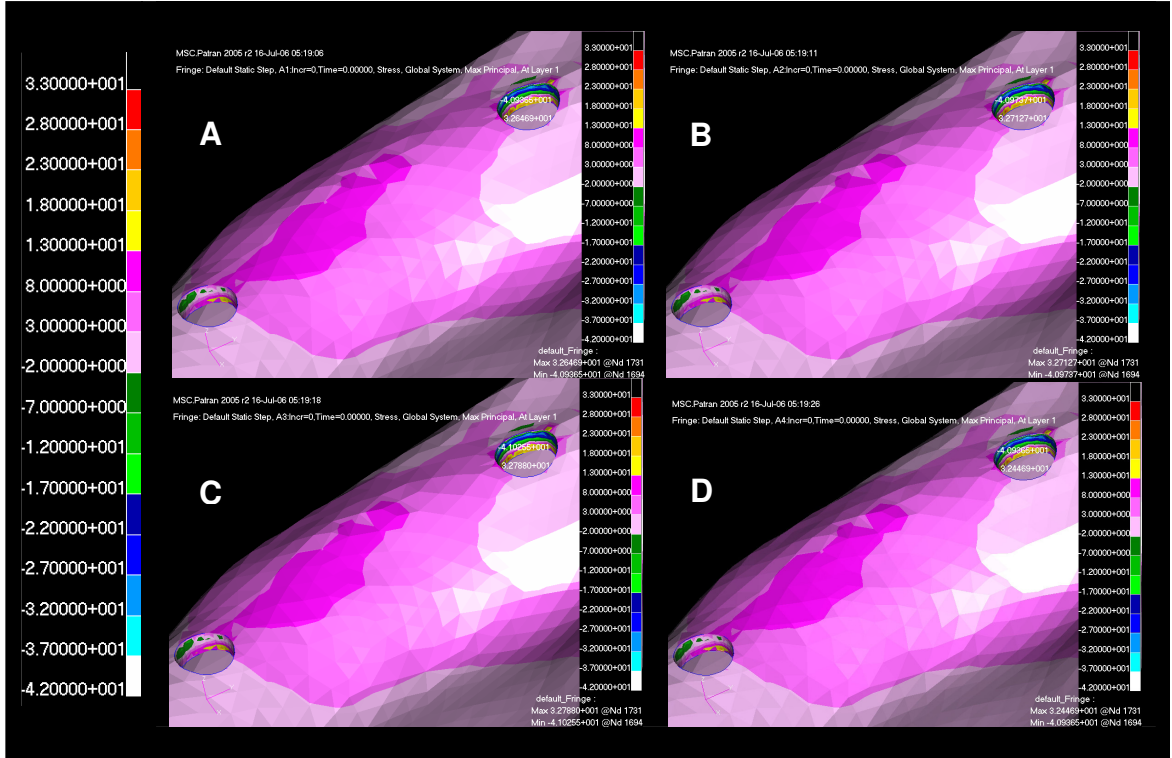


**Şekil 33:** Vertikal yüklemde SBP üst yapı porselenindeki minimum principle streslerinin dağılımı

- A. CZA kullanılan model
- B. IZA kullanılan model
- C. PAA kullanılan model
- D. SMA kullanılan model

#### 4.1.2. Dört Üyeli Köprü Modelindeki Stres Bulguları:

**4.1.2.1 Kortikal Kemikteki Maksimum Principle Stresi Bulguları:** Dört üyeli implant destekli sabit bölümlü protezlerde vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan en yüksek maksimum principle stres değeri, birinci molar bölgesinde implantın mezio-servikal kısmında görülmüştür. Bu bölgedeki stres miktarı CZA kullanılan modelde 32,646 MPa, IZA kullanılan modelde 32,712 MPa, PAA kullanılan modelde 32,788 MPa ve SMA kullanılan modelde 32,446 MPa olarak kayıt edilmiştir. Stres dağılımları Şekil 34’de gösterilmiştir ve stres değerleri Tablo 5-7’de verilmiştir.

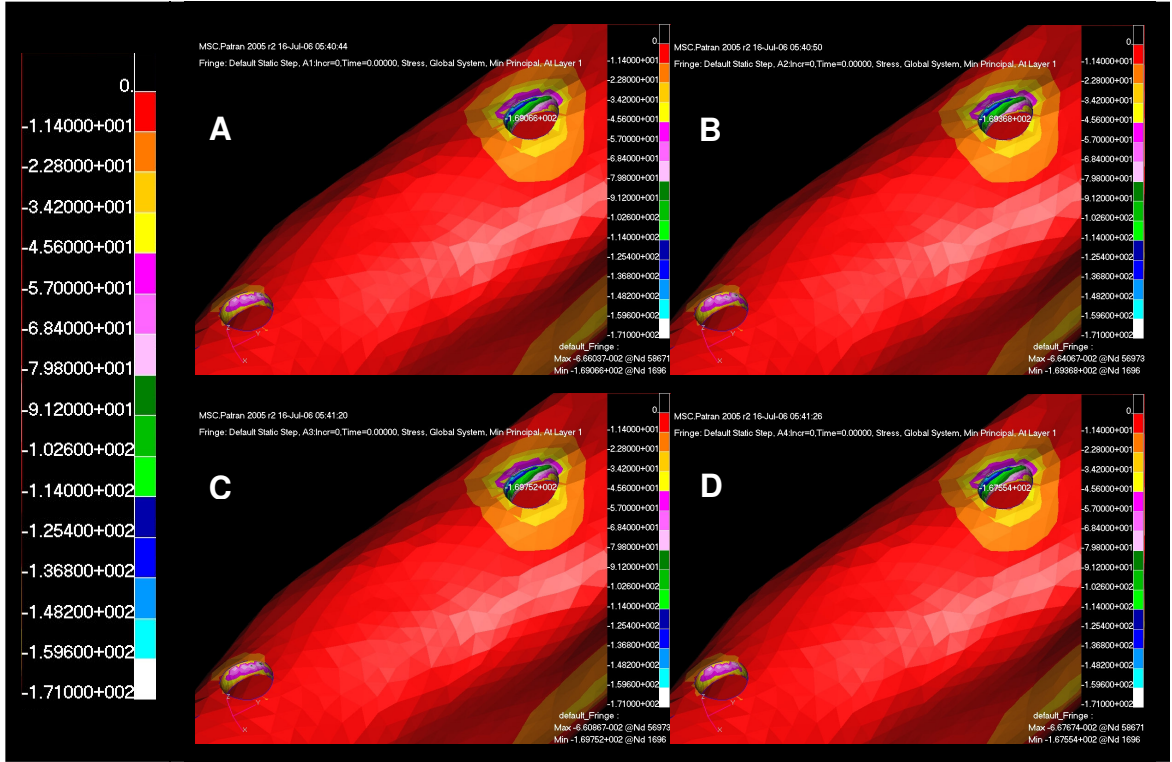


**Şekil 34:** Vertikal yüklemde kortikal kemikteki maksimum principle streslerinin dağılımı

- A. CZA kullanılan model
- B. IZA kullanılan model
- C. PAA kullanılan model
- D. SMA kullanılan model



**4.1.2.2 Kortikal Kemikteki Minimum Principle Stresi Bulguları:** Dört üyeli implant destekli sabit bölümlü protezlerde vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan en yüksek minimum principle stres değeri, birinci molar bölgesinde implantın mezio-servikal kısmında görülmüştür. Bu bölgedeki stres miktarı CZA kullanılan modelde -169,066 MPa, IZA kullanılan modelde -169,368 MPa, PAA kullanılan modelde -169,752 MPa ve SMA kullanılan modelde -167,554 MPa olarak kayıt edilmiştir. Stres dağılımları Şekil 35’de gösterilmiştir ve stres değerleri Tablo 5-7’de verilmiştir.

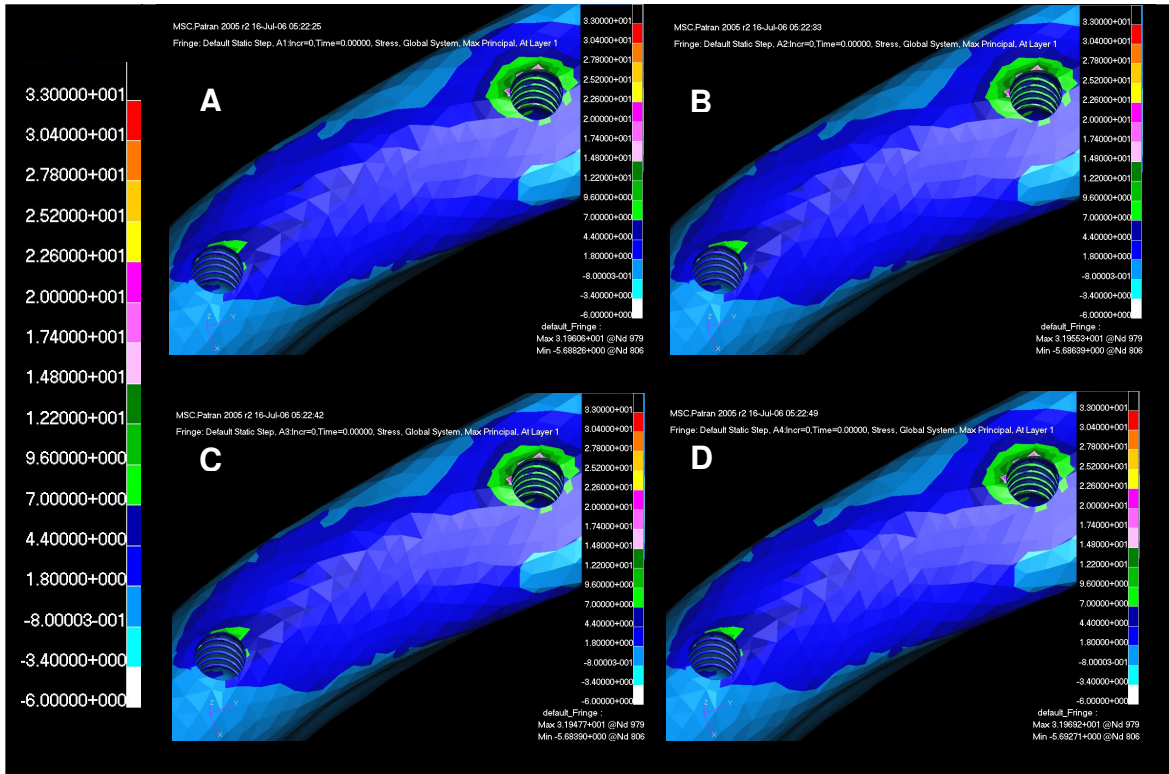


**Şekil 35:** Vertikal yüklemde kortikal kemikteki minimum principle streslerinin dağılımı

- A. CZA kullanılan model
- B. IZA kullanılan model
- C. PAA kullanılan model
- D. SMA kullanılan model

#### 4.1.2.3 Trabeküler Kemikteki Maksimum Principle Stresi Bulguları:

Dört üyeli implant destekli sabit bölümlü protezlerde vertikal yükleme sonucu trabeküler kemikte oluşan en yüksek maksimum principle stres değeri, birinci molar bölgesinde implantın lingual bukko-servikal kısmında görülmüştür. Bu bölgedeki stres miktarı CZA kullanılan modelde 31,960 MPa, IZA kullanılan modelde 31,955 MPa, PAA kullanılan modelde 31,947 MPa ve SMA kullanılan modelde 31,969 MPa olarak kayıt edilmiştir. Stres dağılımları Şekil 36'da gösterilmiştir ve stres değerleri Tablo 8-10'da verilmiştir.

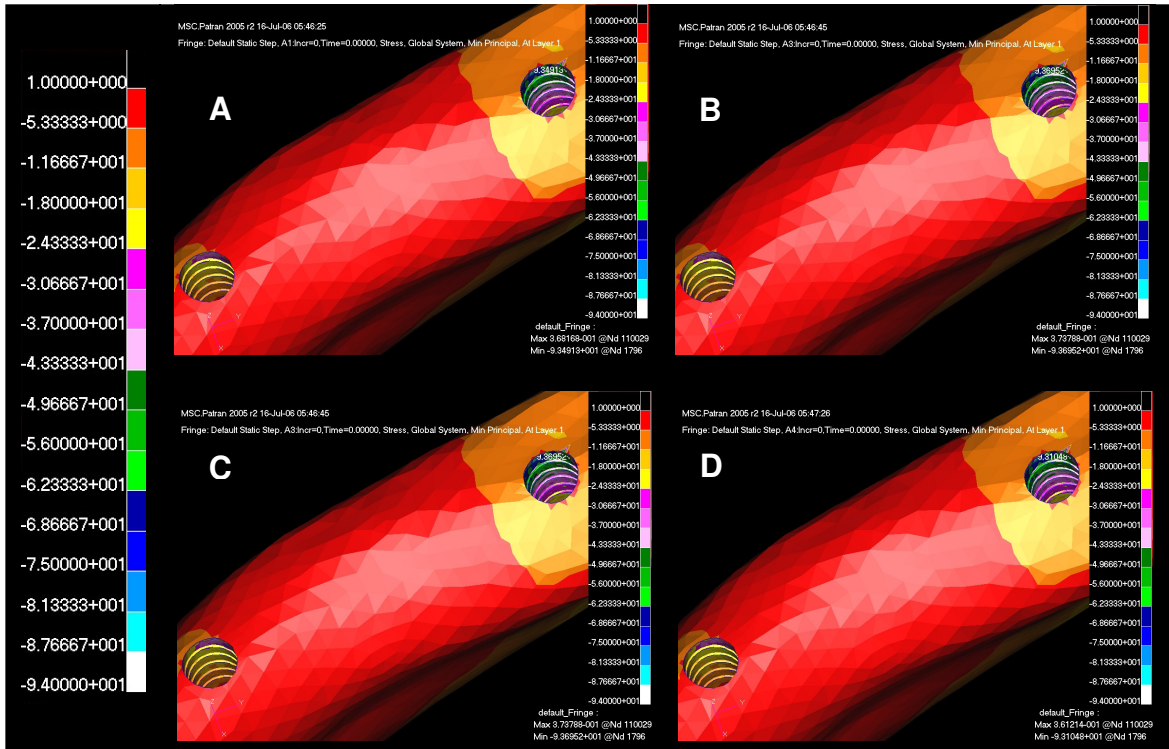


Şekil 36: Vertikal yüklemde trabeküler kemikteki maksimum principle streslerinin dağılımı

- A. CZA kullanılan model
- B. IZA kullanılan model
- C. PAA kullanılan model
- D. SMA kullanılan model

#### 4.1.2.4 Trabeküler Kemikteki Minimum Principle Stresi Bulguları:

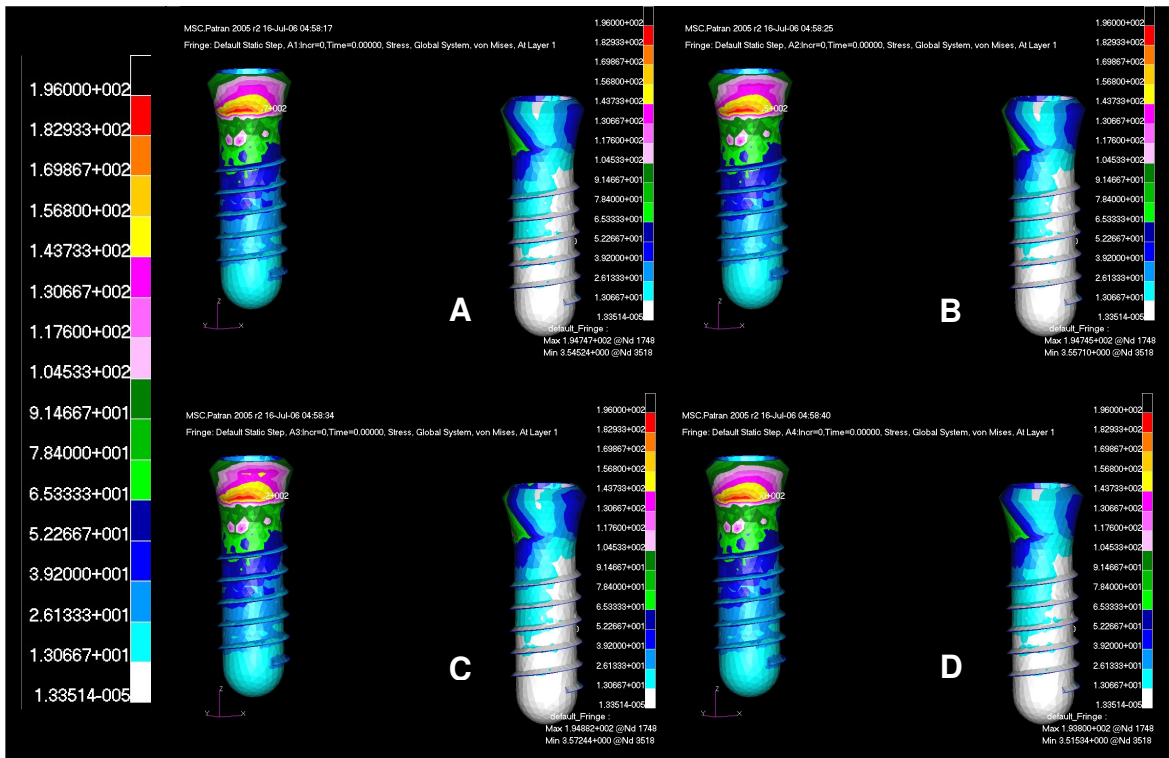
Dört üyeli implant destekli sabit bölümlü protezlerde vertikal yüklemeye sonucu trabeküler kemikte oluşan en yüksek minimum principle stres değeri, birinci molar bölgesinde implantın bukko-servikal kısmında görülmüştür. Bu bölgedeki stres miktarı CZA kullanılan modelde -93,491 MPa, IZA kullanılan modelde -93,600 MPa, PAA kullanılan modelde -93,695 MPa ve SMA kullanılan modelde -93,104 MPa olarak kayıt edilmiştir. Stres dağılımları Şekil 37’de gösterilmiştir ve stres değerleri Tablo 8-10’da verilmiştir.



Şekil 37: Vertikal yüklemeye trabeküler kemikteki minimum principle streslerinin dağılımı

- A. CZA kullanılan model
- B. IZA kullanılan model
- C. PAA kullanılan model
- D. SMA kullanılan model

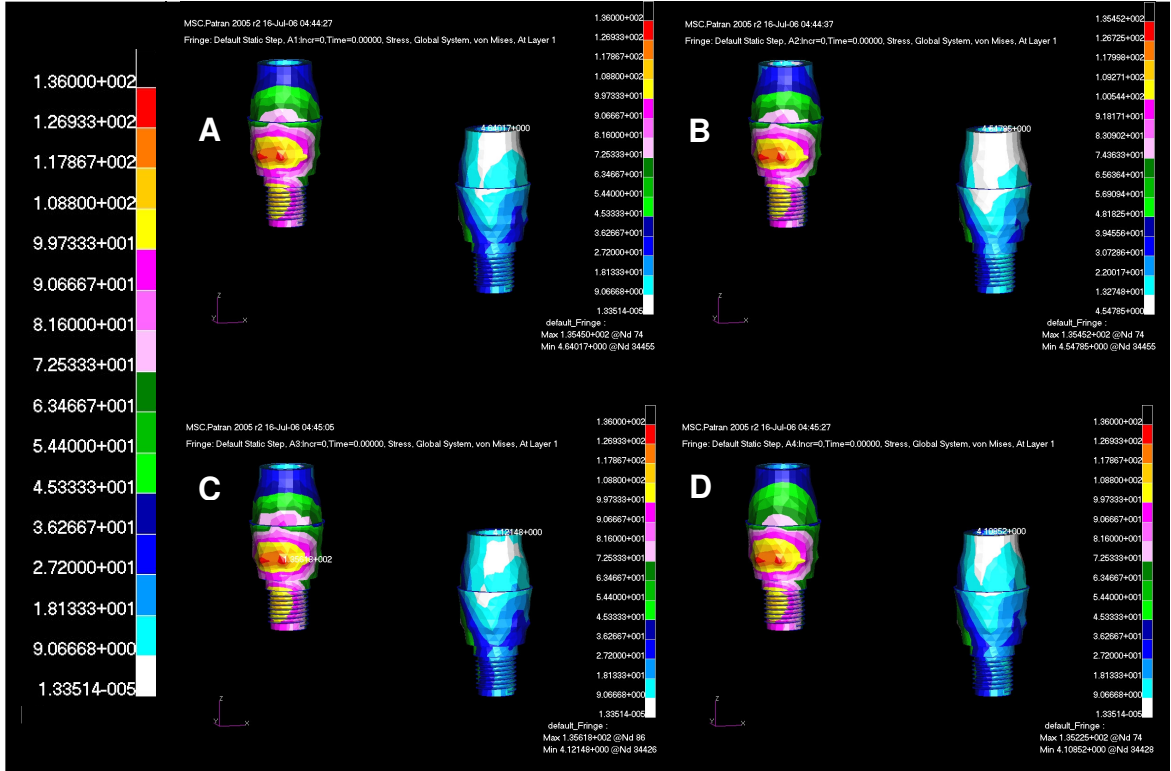
**4.1.2.5 İmplanttaki Von Mises Stres Bulguları:** Dört üyeli implant destekli sabit bölümlü protezlerde vertikal yükleme sonucu implantlardaki oluşan en yüksek Von Mises stres değeri, birinci molar bölgesinde implantın mezio-bukkal servikal kısmında görülmüştür. Bu bölgedeki stres miktarı CZA kullanılan modelde 194,747 MPa, IZA kullanılan modelde 194,745 MPa, PAA kullanılan modelde 194,882 MPa ve SMA kullanılan modelde 193,800 MPa olarak kayıt edilmiştir. Stres dağılımları Şekil 38’da gösterilmiştir ve stres değerleri Tablo 11-13’da verilmiştir.



**Şekil 38:** Vertikal yüklemde dental implantlardaki Von Mises streslerinin dağılımı

- A. CZA kullanılan model
- B. IZA kullanılan model
- C. PAA kullanılan model
- D. SMA kullanılan model

**4.1.2.6 Bazal Dayanaktaki Von Mises Stres Bulguları:** Dört üyeli implant destekli sabit bölümlü protezlerde vertikal yükleme sonucu bazal dayanaklarda oluşan en yüksek Von Mises stres değeri, bazal dayanakların implantla bağlantı yaptıkları yivlerinin alt kısımlarında görülmüştür. Bu bölgedeki stres miktarı CZA kullanılan modelde 135,450 MPa, IZA kullanılan modelde 135,452 MPa, PAA kullanılan modelde 135,618 MPa ve SMA kullanılan modelde 135,225 MPa olarak kayıt edilmiştir. Stres dağılımları Şekil 39’da gösterilmiştir ve stres değerleri Tablo 14-16’da verilmiştir.

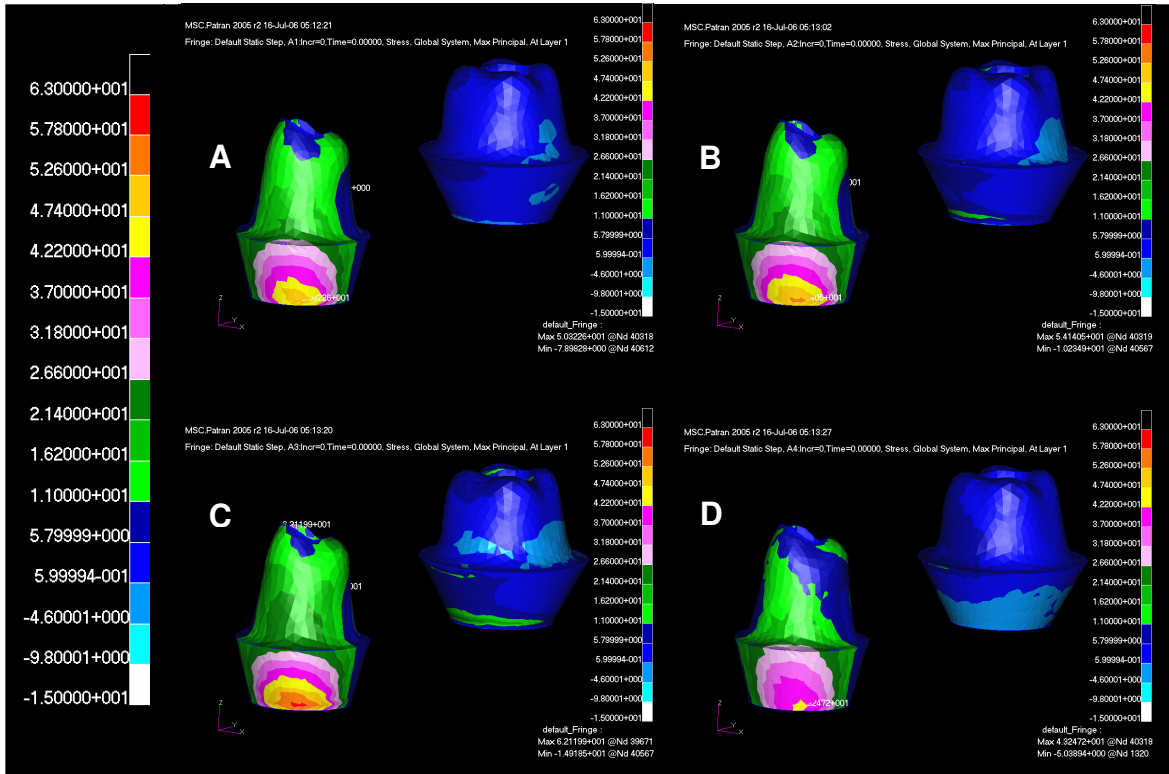


**Şekil 39:** Vertikal yüklemde bazal dayanaklardaki Von Mises streslerinin dağılımı

- A. CZA kullanılan model
- B. IZA kullanılan model
- C. PAA kullanılan model
- D. SMA kullanılan model

#### 4.1.2.7 Seramik Dayanaktaki Maksimum Principle Stresi Bulguları:

Dört üyeli implant destekli sabit bölümlü protezlerde vertikal yükleme sonucu seramik dayanaklarda oluşan en yüksek maksimum principle stres değeri, birinci premolardaki seramik dayanakların mezio-servikal kısmında görülmüştür. Bu bölgedeki stres miktarı CZA kullanılan modelde 50,322 MPa, IZA kullanılan modelde 54,140 MPa, PAA kullanılan modelde 62,119 MPa ve SMA kullanılan modelde 43,247 MPa olarak kayıt edilmiştir ve stres dağılımları Şekil 40'de gösterilmiştir ve stres değerleri Tablo 17-19'da verilmiştir.

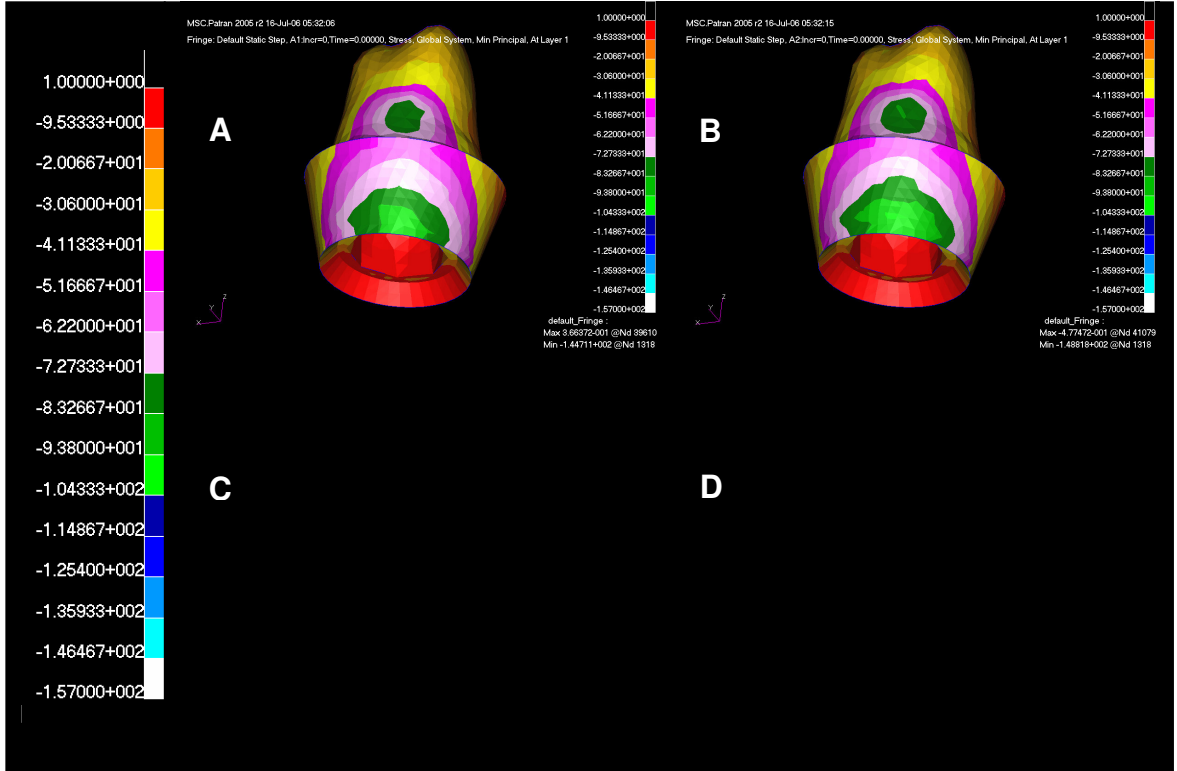


Şekil 40: Vertikal yüklemde seramik dayanaklardaki maksimum principle streslerinin dağılımı

- A. CZA kullanılan model
- B. IZA kullanılan model
- C. PAA kullanılan model
- D. SMA kullanılan model

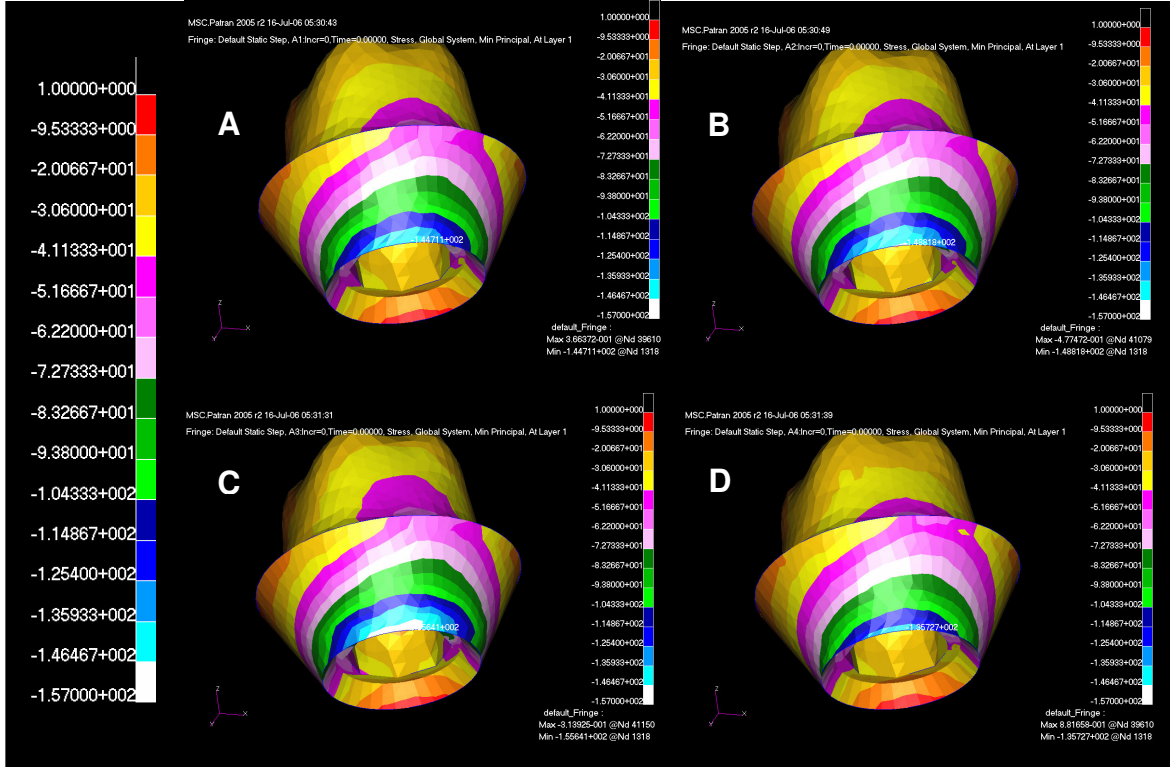
#### 4.1.2.8 Seramik Dayanaktaki Minimum Principle Stresi Bulguları:

Dört üyeli implant destekli sabit bölümlü protezlerde vertikal yükleme sonucu seramik dayanaklarda oluşan en yüksek minimum principle stres değeri, birinci molardaki seramik dayanakların mezio-bukkal servikal kısmında görülmüştür. Bu bölgedeki stres miktarı CZA kullanılan modelde -144,711 MPa, IZA kullanılan modelde -148,818 MPa, PAA kullanılan modelde -155,641 MPa ve SMA kullanılan modelde -135,727 MPa olarak kayıt edilmiştir. Stres dağılımları Şekil 41 ve 42’de gösterilmiştir ve stres değerleri Tablo 17-19’da verilmiştir.



Şekil 41: Vertikal yüklemde seramik dayanaklardaki minimum principle streslerinin dağılımı

- A. CZA kullanılan model
- B. IZA kullanılan model
- C. PAA kullanılan model
- D. SMA kullanılan model

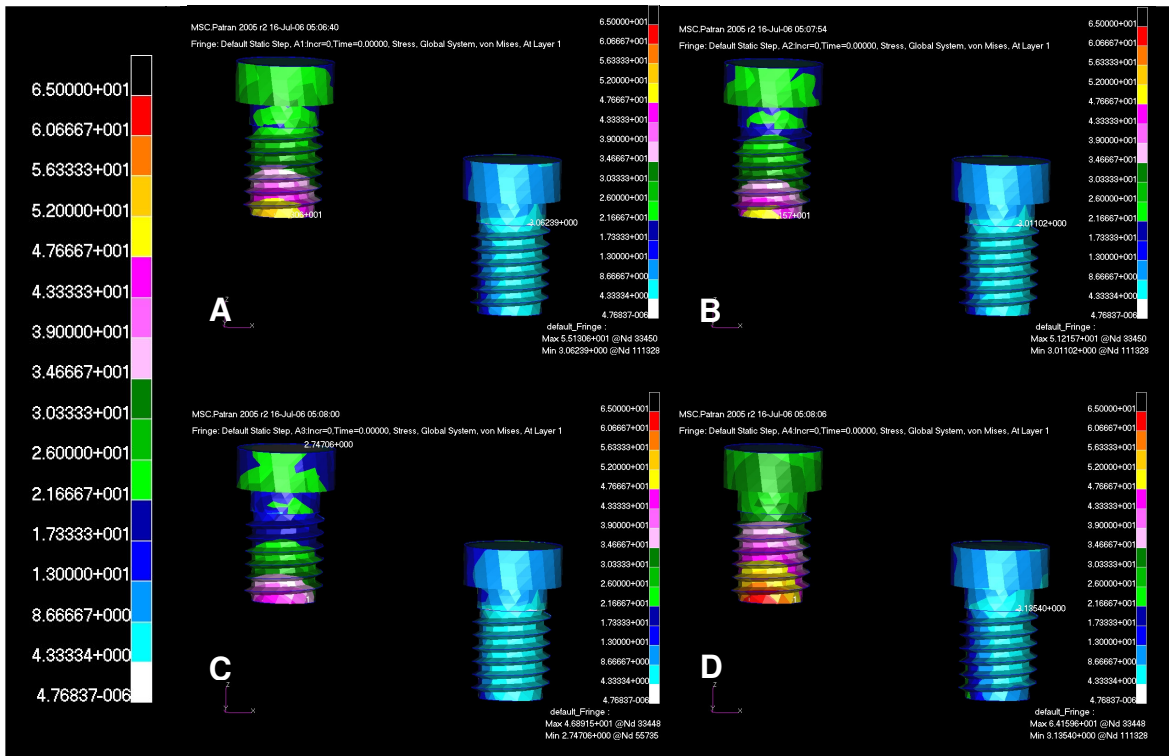


Şekil 42: Vertikal yüklemde seramik dayanaklardaki minimum principle streslerinin dağılımı

- A. CZA kullanılan model
- B. IZA kullanılan model
- C. PAA kullanılan model
- D. SMA kullanılan model



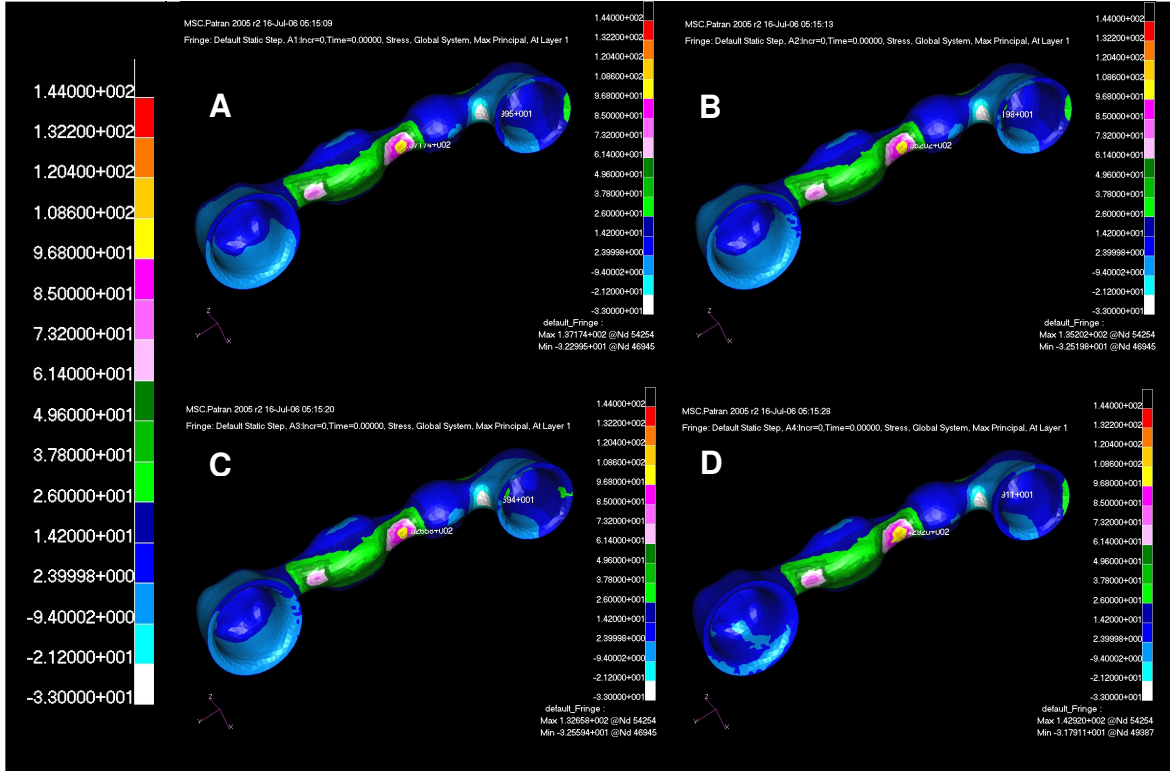
**4.1.2.9 Bağlantı Vidasındaki Von Mises Stres Bulguları:** Dört üyeli implant destekli sabit bölümlü protezlerde vertikal yükleme sonucu bağlantı vidalarındaki oluşan en yüksek Von Mises stres değeri, bağlantı vidalarının alt kısımlarında görülmüştür. Bu bölgedeki stres miktarı CZA kullanılan modelde 55,130 MPa, IZA kullanılan modelde 51,215 MPa, PAA kullanılan modelde 46,891 MPa ve SMA kullanılan modelde 64,159 MPa olarak kayıt edilmiştir. Stres dağılımları Şekil 43’de gösterilmiştir ve stres değerleri Tablo 20-22’de verilmiştir.



**Şekil 43:** Vertikal yüklemde bağlantı vidasındaki Von Mises streslerinin dağılımı

- A. CZA kullanılan model
- B. IZA kullanılan model
- C. PAA kullanılan model
- D. SMA kullanılan model

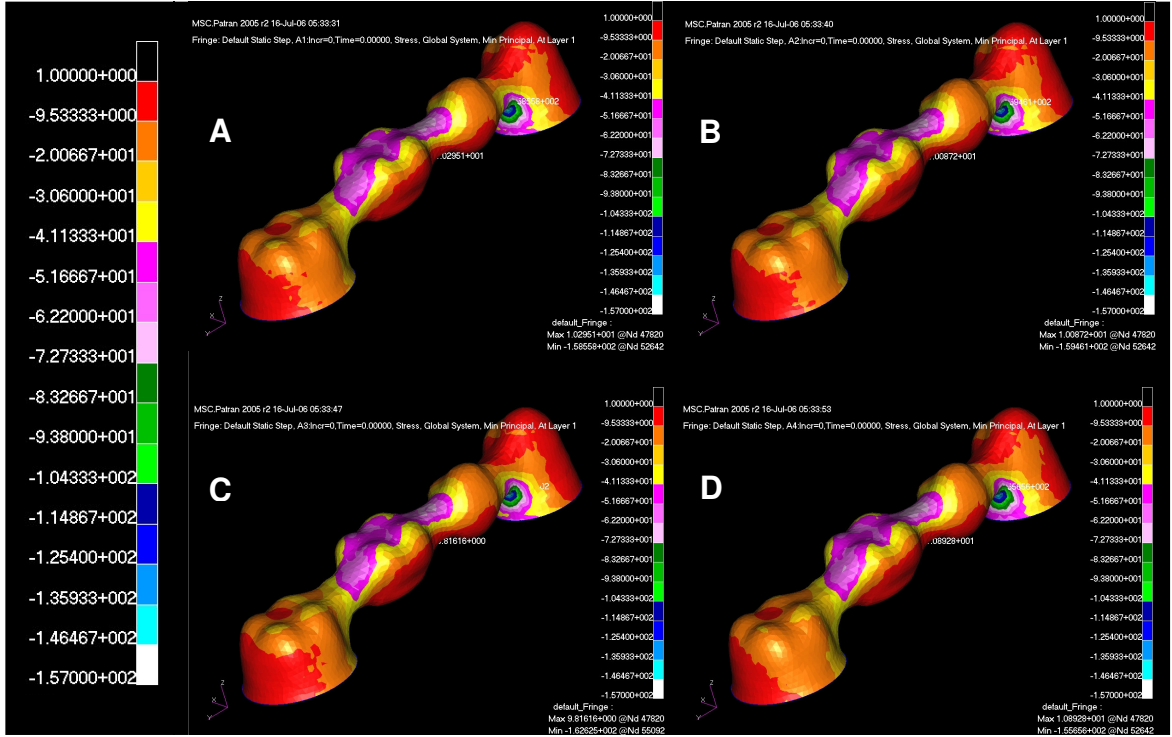
**4.1.2.10 Sabit Bölümlü Protezinin Alt Yapı Porselenindeki Maksimum Principle Stresi Bulguları:** Dört üyeli implant destekli sabit bölümlü protezlerde vertikal yükleme sonucu SBP alt yapı porseleninde oluşan en yüksek maksimum principle stres değeri, gövdeleri arasındaki bağlantı bölgesinin gingivalinde görülmüştür. Bu bölgedeki stres miktarı CZA kullanılan modelde 137,174 MPa, IZA kullanılan modelde 135,202 MPa, PAA kullanılan modelde 132,658 MPa ve SMA kullanılan modelde 142,920 MPa olarak kayıt edilmiştir. Stres dağılımları Şekil 44'de gösterilmiştir ve stres değerleri Tablo 23-25'da verilmiştir.



**Şekil 44:** Vertikal yüklemde SBP alt yapı porselenindeki maksimum principle streslerinin dağılımı

- A. CZA kullanılan model
- B. IZA kullanılan model
- C. PAA kullanılan model
- D. SMA kullanılan model

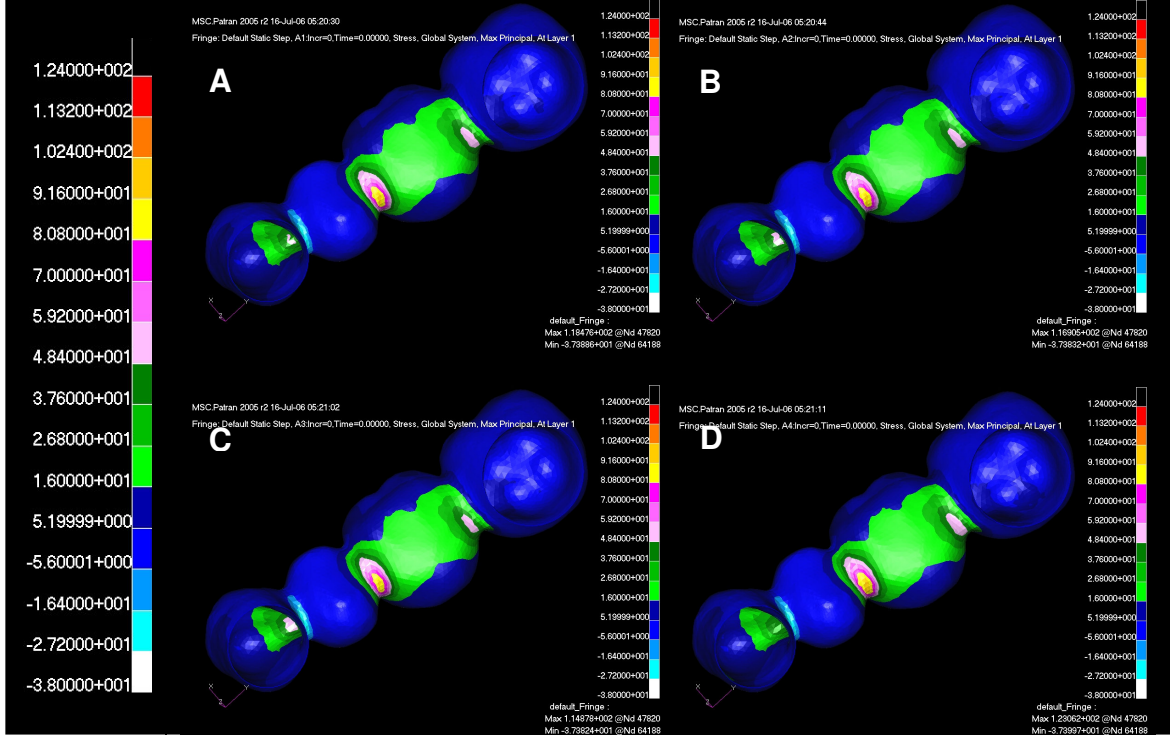
**4.1.2.11 Sabit Bölümlü Protezinin Alt Yapı Porselenindeki Minimum Principle Stresi Bulguları:** Dört üyeli implant destekli sabit bölümlü protezlerde vertikal yükleme sonucu SBP alt yapı porseleninde oluşan en yüksek minimum principle stres değeri, gövdelerin oklüzal yüzeyinde görülmüştür. Bu bölgedeki stres miktarı CZA kullanılan modelde -158,558 MPa, IZA kullanılan modelde -159,461 MPa, PAA kullanılan modelde -162,625 MPa ve SMA kullanılan modelde -155,656 MPa olarak kayıt edilmiştir ve stres dağılımları Şekil 45’de gösterilmiştir ve stres değerleri Tablo 23-25’da verilmiştir.



**Şekil 45:** Vertikal yüklemde SBP alt yapı porselenindeki minimum principle streslerinin dağılımı

- A. CZA kullanılan model
- B. IZA kullanılan model
- C. PAA kullanılan model
- D. SMA kullanılan model

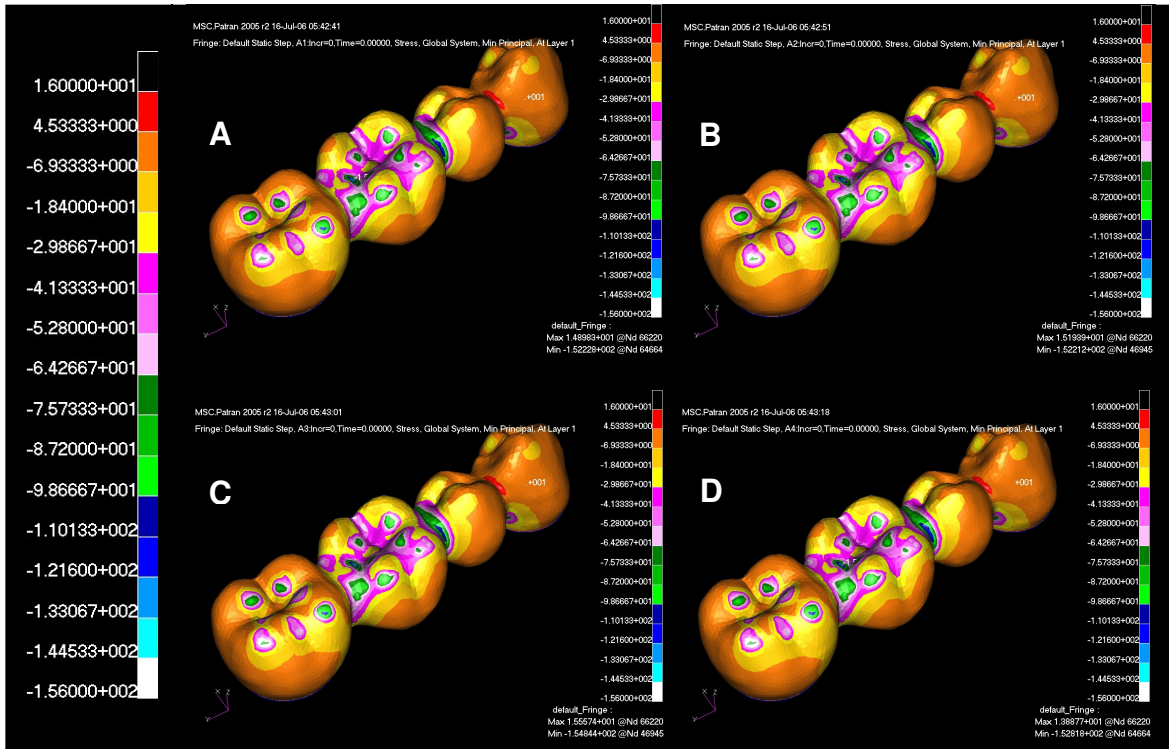
**4.1.2.12 Sabit Bölümlü Protezinin Üst Yapı Porselenindeki Maksimum Principle Stresi Bulguları:** Dört üyeli implant destekli sabit bölümlü protezlerde vertikal yükleme sonucu SBP üst yapı porseleninde oluşan en yüksek maksimum principle stres değeri, bağlantı bölgelerinin gingivalinde yoğunlaştığı görülmüştür. Bu bölgedeki stres miktarı CZA kullanılan modelde 118,476 MPa, IZA kullanılan modelde 116,905 MPa, PAA kullanılan modelde 114,878 MPa ve SMA kullanılan modelde 123,062 MPa olarak kayıt edilmiştir. Stres dağılımları Şekil 46’da gösterilmiştir ve stres değerleri Tablo 26-28’de verilmiştir.



**Şekil 46:** Vertikal yüklemde SBP üst yapı porselenindeki maksimum principle streslerinin dağılımı

- A. CZA kullanılan model
- B. IZA kullanılan model
- C. PAA kullanılan model
- D. SMA kullanılan model

**4.1.2.13 Sabit Bölümlü Protezinin Üst Yapı Porselenindeki Minimum Principle Stres Bulguları:** Dört üyeli implant destekli sabit bölümlü protezlerde vertikal yükleme sonucu SBP üst yapı porseleninde oluşan en yüksek minimum principle stres değeri, bağlantı bölgelerinde yoğunlaştığı görülmüştür. Bu bölgedeki stres miktarı CZA kullanılan modelde -152,228 MPa, IZA kullanılan modelde -152,212 MPa, PAA kullanılan modelde -154,844 MPa ve SMA kullanılan modelde -152,818 MPa olarak kayıt edilmiştir. Stres dağılımları Şekil 47’de gösterilmiştir ve stres değerleri Tablo 26-28’da verilmiştir.



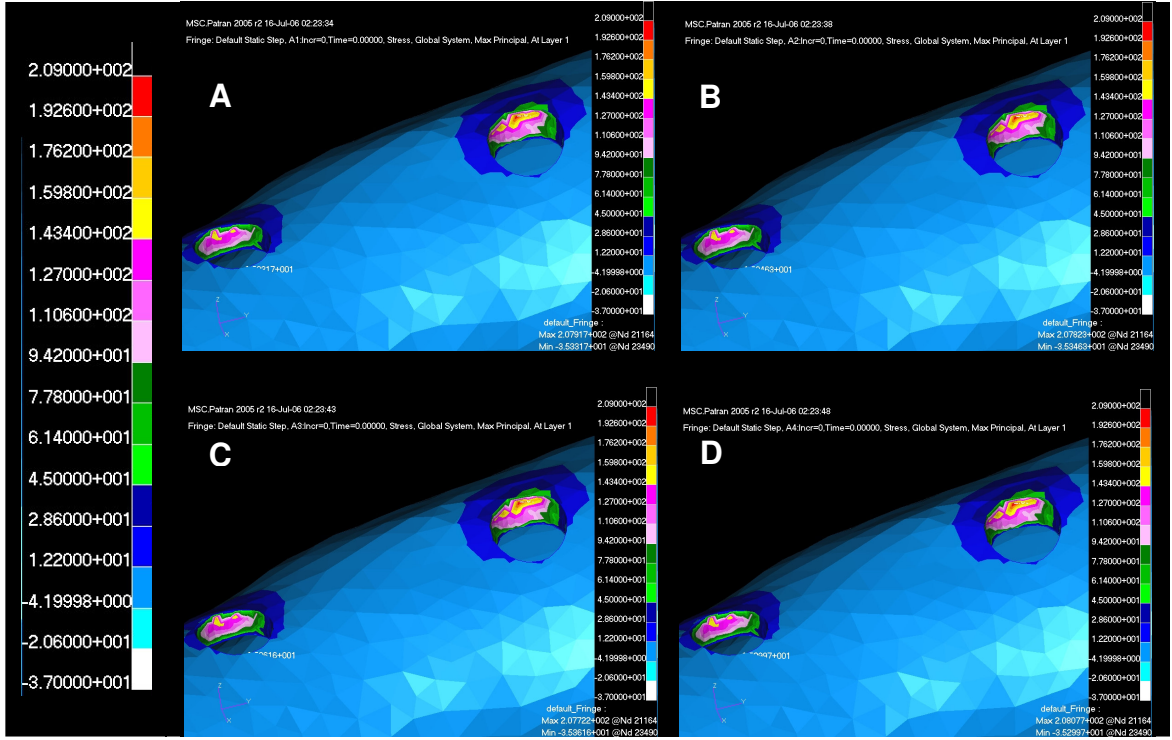
**Şekil 47:** Vertikal yüklemde SBP üst yapı porselenindeki minimum principle streslerinin dağılımı

- A. CZA kullanılan model
- B. IZA kullanılan model
- C. PAA kullanılan model
- D. SMA kullanılan model

## 4.2. Çiğneme Kuvvetini Taklit Eden Oblik Yükleme

### 4.2.1. Üç Üyeli Köprü Modelindeki Stres Bulguları:

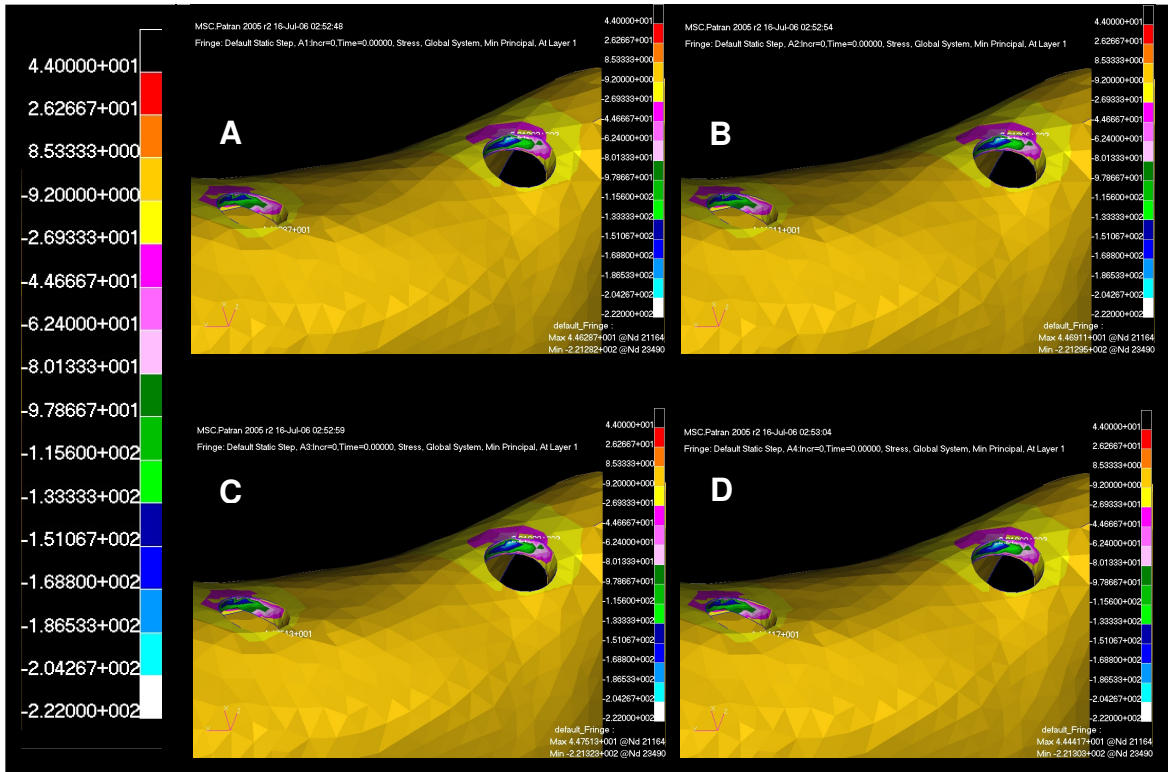
**4.2.1.1 Kortikal Kemikteki Maksimum Principle Stresi Bulguları:** Üç üyeli implant destekli sabit bölümlü protezlerde oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan en yüksek maksimum principle stres değeri, birinci molar bölgesinde implantın serviko-bukkal kısmında görülmüştür. Bu bölgedeki stres miktarı CZA kullanılan modelde 207,917 MPa, IZA kullanılan modelde 207,823 MPa, PAA kullanılan modelde 207,722 MPa ve SMA kullanılan modelde 208,077 MPa olarak kayıt edilmiştir. Stres dağılımları Şekil 48’de gösterilmiştir ve stres değerleri Tablo 5-7’de verilmiştir.



Şekil 48: Oblik yüklemde kortikal kemikteki maksimum principle streslerinin dağılımı

- A. CZA kullanılan model
- B. IZA kullanılan model
- C. PAA kullanılan model
- D. SMA kullanılan model

**4.2.1.2 Kortikal Kemikteki Minimum Principle Stresi Bulguları: Üç** üyeli implant destekli sabit bölümlü protezlerde oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan en yüksek minimum principle stres değeri, birinci premolar bölgesinde implantın serviko-lingual kısmında görülmüştür. Bu bölgedeki stres miktarı CZA kullanılan modelde -221,282 MPa, IZA kullanılan modelde -221,295 MPa, PAA kullanılan modelde -221,323 MPa ve SMA kullanılan modelde -221,303 MPa olarak kayıt edilmiştir. Stres dağılımları Şekil 49’da gösterilmiştir ve stres değerleri Tablo 5-7’de verilmiştir.

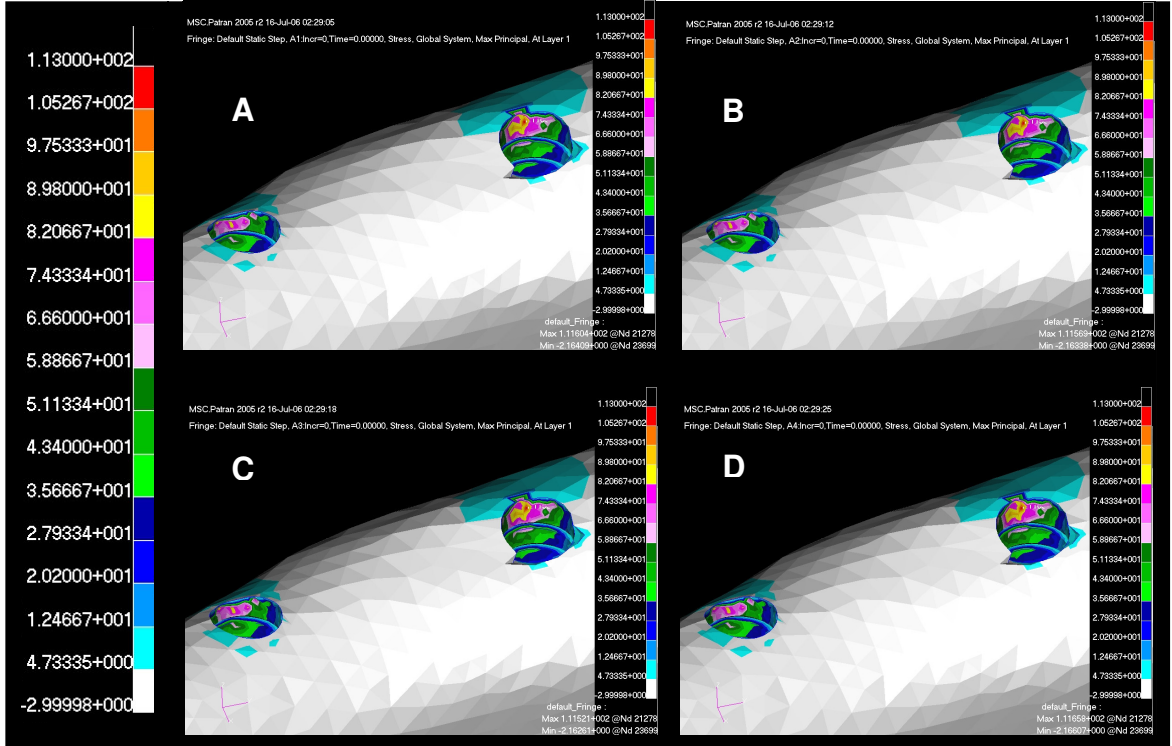


**Şekil 49:** Oblik yüklemede kortikal kemikteki minimum principle streslerinin dağılımı

- A. CZA kullanılan model
- B. IZA kullanılan model
- C. PAA kullanılan model
- D. SMA kullanılan model

#### 4.2.1.3 Trabeküler Kemikteki Maksimum Principle Stresi Bulguları:

Üç üyeli implant destekli sabit bölümlü protezlerde oblik yükleme sonucu trabeküler kemikte oluşan en yüksek maksimum principle stres değeri, birinci molar bölgesinde implantın serviko-bukkal kısmında görülmüştür. Bu bölgedeki stres miktarı CZA kullanılan modelde 111,604 MPa, IZA kullanılan modelde 111,569 MPa, PAA kullanılan modelde 111,521 MPa ve SMA kullanılan modelde 111,658 MPa olarak kayıt edilmiştir. Stres dağılımları Şekil 50'de gösterilmiştir ve stres değerleri Tablo 8-10'da verilmiştir.

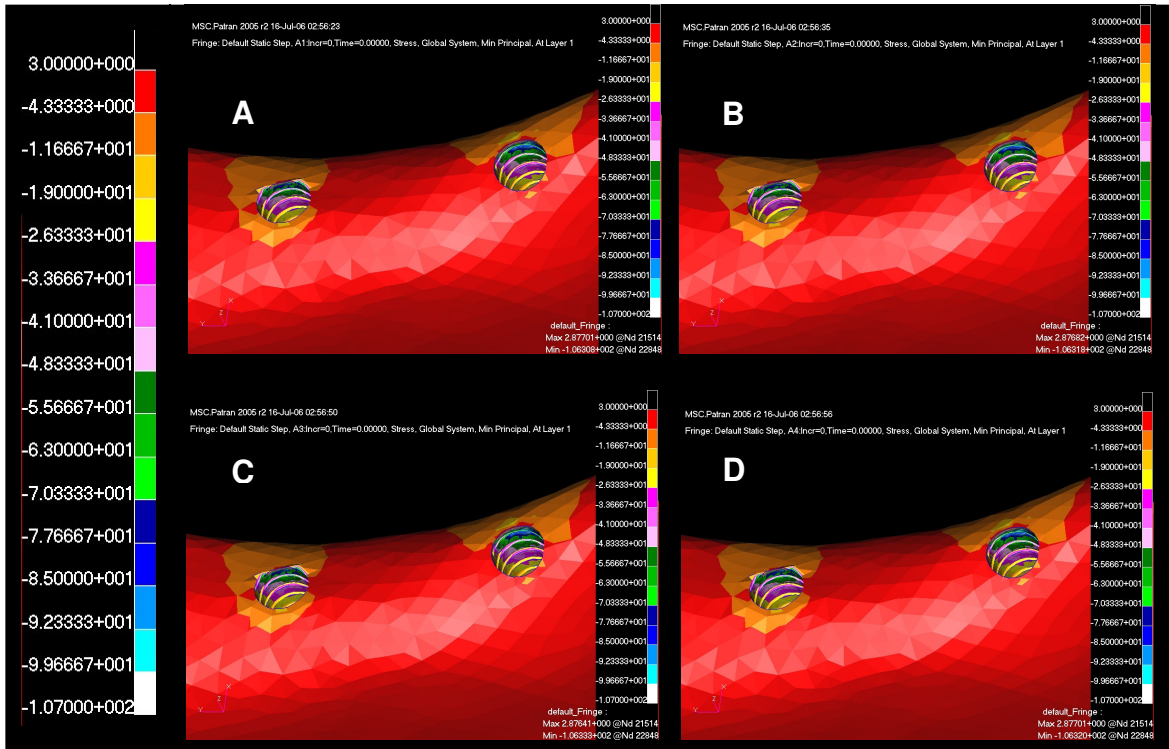


Şekil 50: Oblik yüklemde trabeküler kemikteki maksimum principle streslerinin dağılımı

- A. CZA kullanılan model
- B. IZA kullanılan model
- C. PAA kullanılan model
- D. SMA kullanılan model



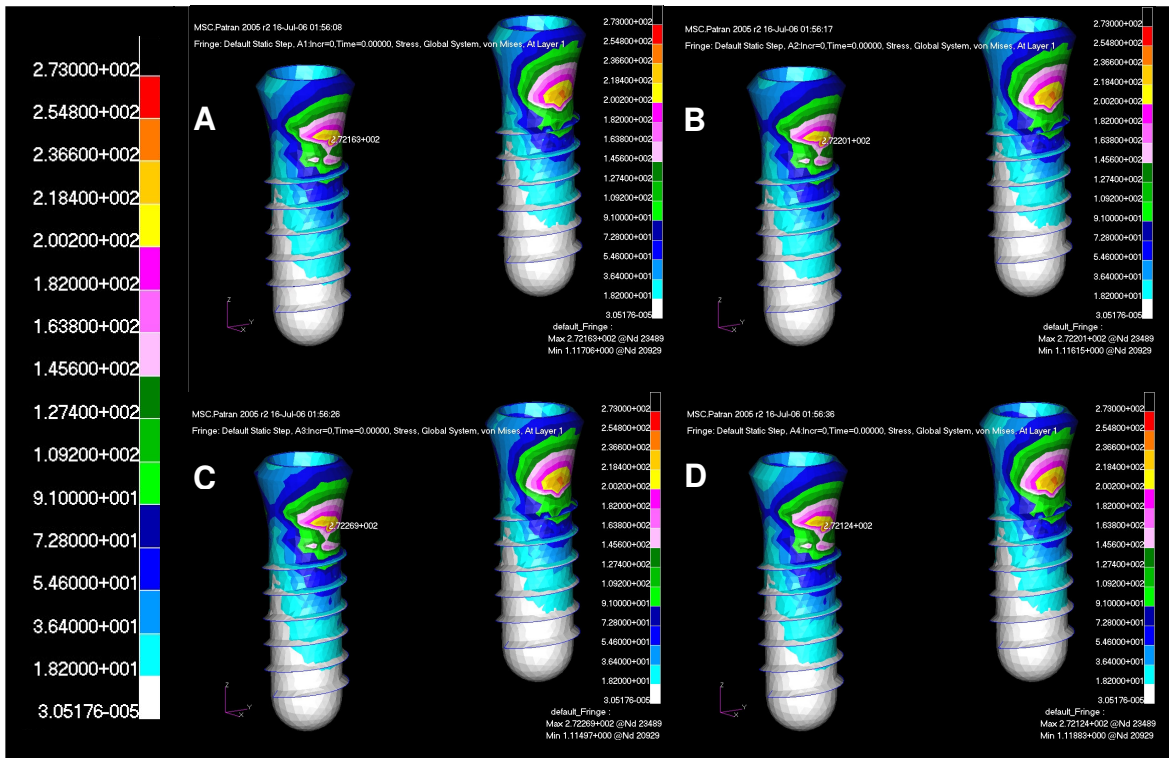
**4.2.1.4 Trabeküler Kemikteki Minimum Principle Stresi Bulguları:** Üç üyeli implant destekli sabit bölümlü protezlerde oblik yükleme sonucu trabeküler kemikte oluşan en yüksek minimum principle stres değeri, birinci premolar bölgesinde implantın serviko-lingual kısmında görülmüştür. Bu bölgedeki stres miktarı CZA kullanılan modelde -106,308 MPa, IZA kullanılan modelde -106,318 MPa, PAA kullanılan modelde -106,333 MPa ve SMA kullanılan modelde -106,320 MPa olarak kayıt edilmiştir. Stres dağılımları Şekil 51’de gösterilmiştir ve stres değerleri Tablo 8-10’da verilmiştir.



**Şekil 51:** Oblik yüklemede trabeküler kemikteki minimum principle streslerinin dağılımı

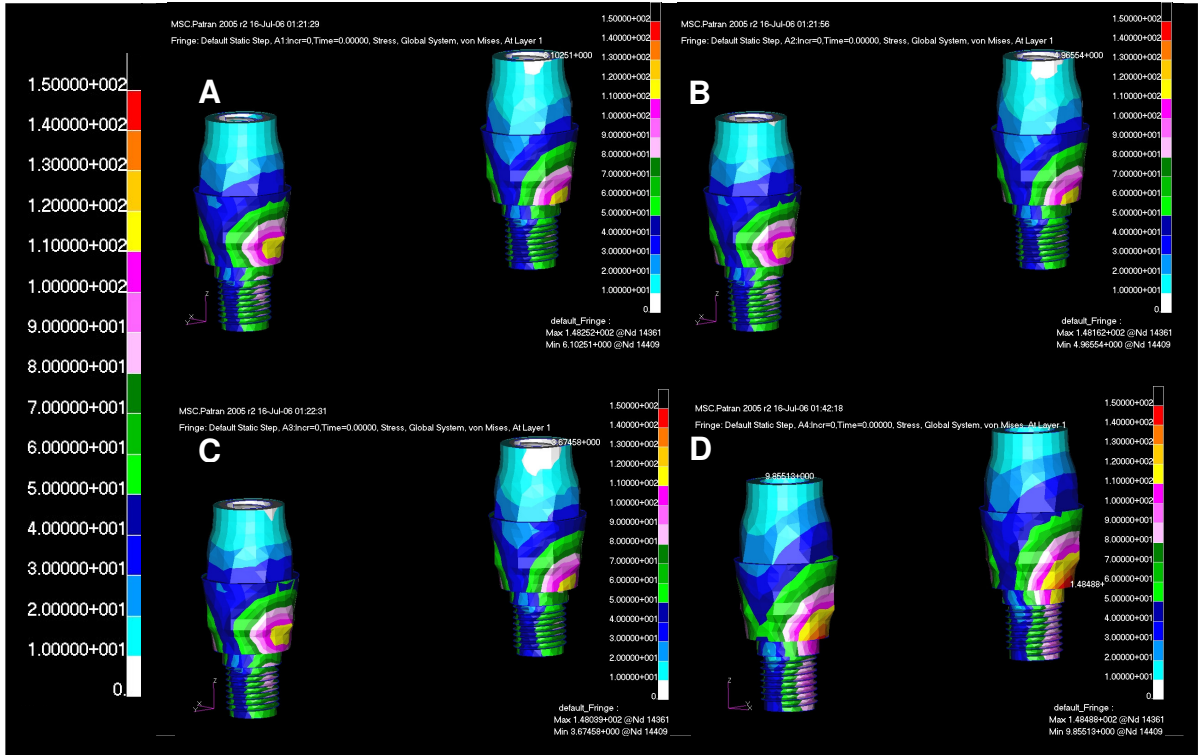
- A. CZA kullanılan model
- B. IZA kullanılan model
- C. PAA kullanılan model
- D. SMA kullanılan model

**4.2.1.5 İmplanttaki Von Mises Stres Bulguları:** Üç üyeli implant destekli sabit bölümlü protezlerde oblik yükleme sonucu implantlardaki oluşan en yüksek Von Mises stres değeri, birinci premolar bölgesinde implantın serviko-lingual kısmında görülmüştür. Bu bölgedeki stres miktarı CZA kullanılan modelde 272,163 MPa, IZA kullanılan modelde 272,201 MPa, PAA kullanılan modelde 272,269 MPa ve SMA kullanılan modelde 272,124 MPa olarak kayıt edilmiştir ve stres dağılımları Şekil 52’de gösterilmiştir ve stres değerleri Tablo 11-13’de verilmiştir.



**Şekil 52:** Oblik yüklemde dental implantlardaki Von Mises streslerinin dağılımı  
 A. CZA kullanılan model  
 B. IZA kullanılan model  
 C. PAA kullanılan model  
 D. SMA kullanılan model

**4.2.1.6 Bazal Dayanaktaki Von Mises Stres Bulguları:** Üç üyeli implant destekli sabit bölümlü protezlerde oblik yüklemeye sonucu bazal dayanaklarda oluşan en yüksek Von Mises stres değeri, bazal dayanakların implantla bağlantı yaptıkları yivlerinin alt kısımlarında görülmüştür. Bu bölgedeki stres miktarı CZA kullanılan modelde 148,252 MPa, IZA kullanılan modelde 148,162 MPa, PAA kullanılan modelde 148,039 MPa ve SMA kullanılan modelde 148,488 MPa olarak kayıt edilmiştir. Stres dağılımları Şekil 53’de gösterilmiştir ve stres değerleri Tablo 14-16’da verilmiştir.

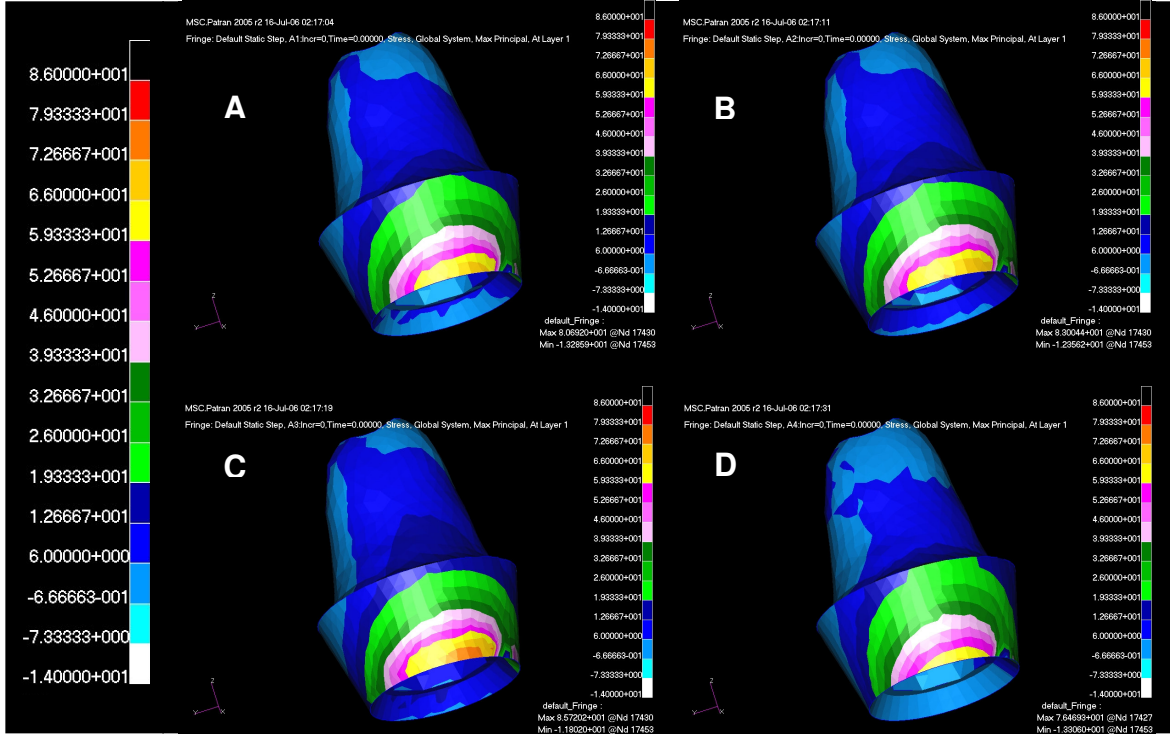


**Şekil 53:** Oblik yüklemeye bazal dayanaklardaki Von Mises streslerinin dağılımı

- A. CZA kullanılan model
- B. IZA kullanılan model
- C. PAA kullanılan model
- D. SMA kullanılan model

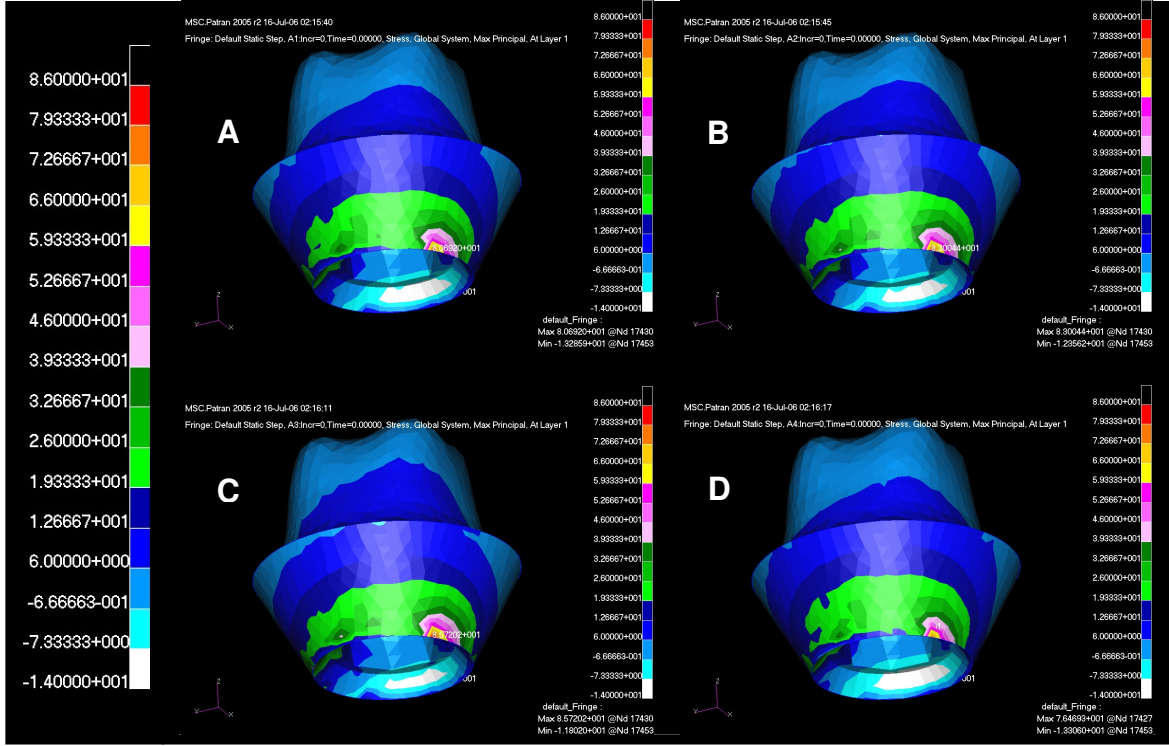
#### 4.2.1.7 Seramik Dayanaktaki Maksimum Principle Stresi Bulguları:

Üç üyeli implant destekli sabit bölümlü protezlerde oblik yükleme sonucu seramik dayanaklarda oluşan en yüksek maksimum principle stres değeri, birinci molarlarda seramik dayanağın mezio-bukkal servikal kısmında görülmüştür. Bu bölgedeki stres miktarı CZA kullanılan modelde 80,692 MPa, IZA kullanılan modelde 83,004 MPa, PAA kullanılan modelde 85,720 MPa ve SMA kullanılan modelde 76,469 MPa olarak kayıt edilmiştir ve stres dağılımları Şekil 54 ve 55’de gösterilmiştir ve stres değerleri Tablo 17-19’da verilmiştir.



Şekil 54: Oblik yüklemde seramik dayanaklardaki maksimum principle streslerinin dağılımı

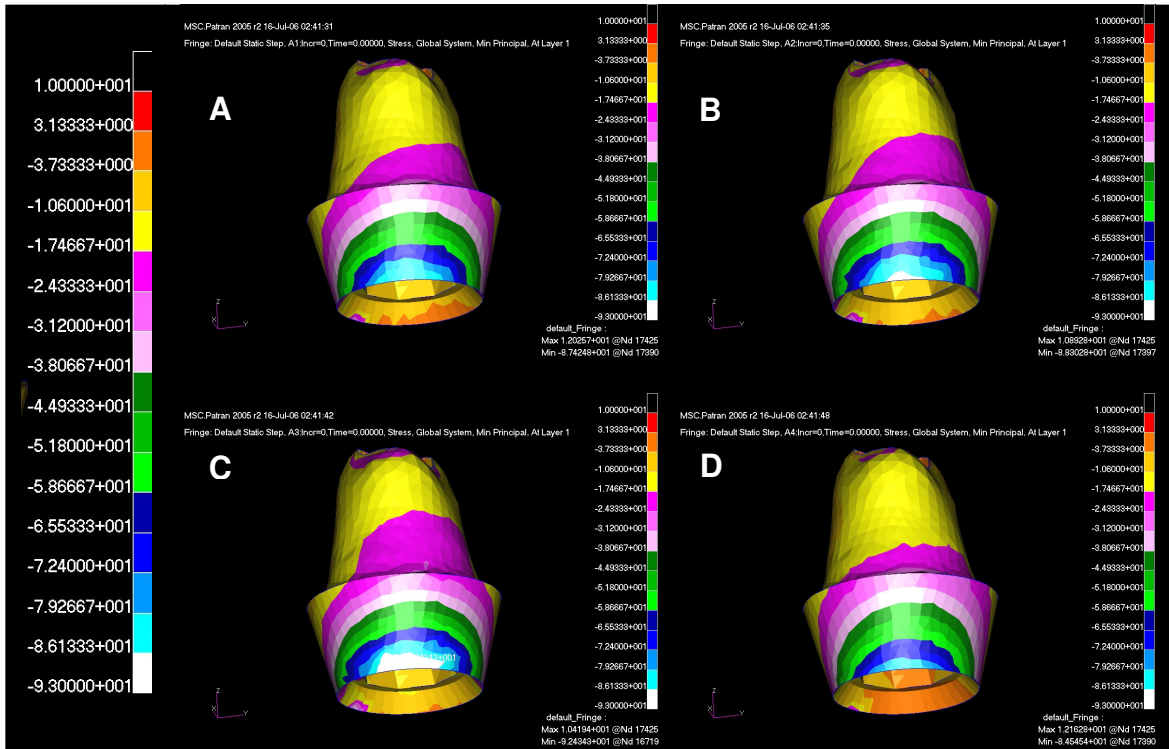
- A. CZA kullanılan model
- B. IZA kullanılan model
- C. PAA kullanılan model
- D. SMA kullanılan model



Şekil 55: Oblik yüklemde seramik dayanaklardaki maksimum principle streslerinin dağılımı

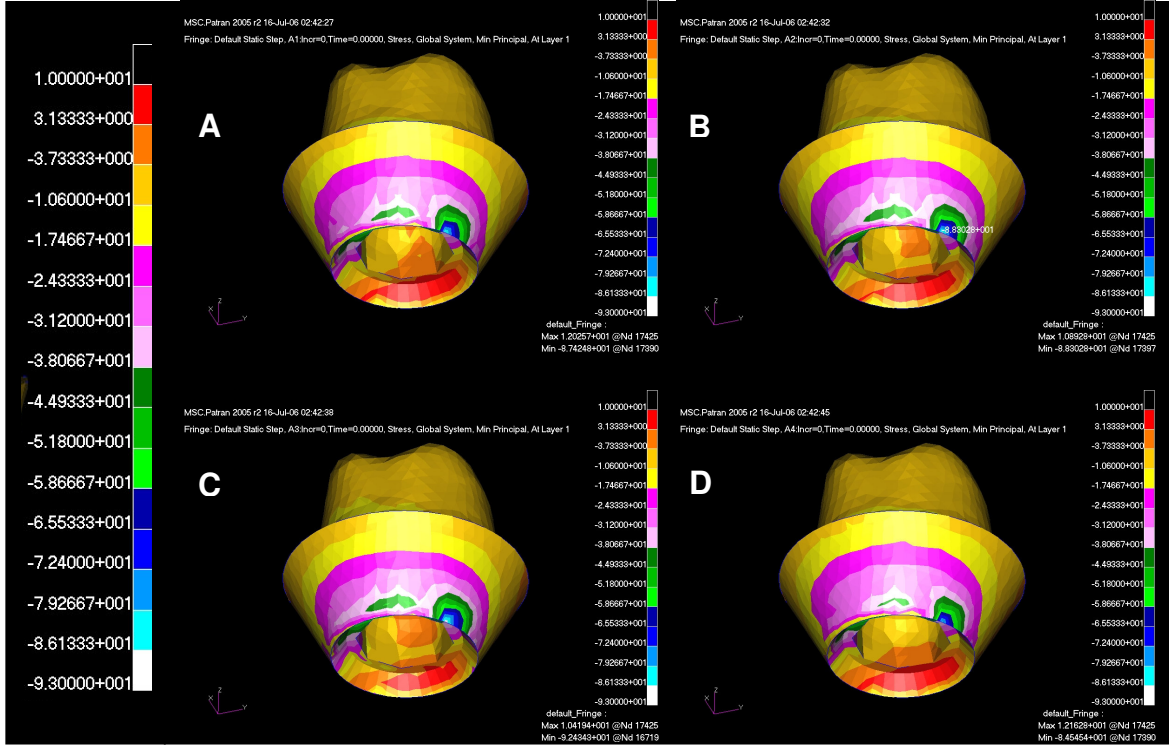
- A. CZA kullanılan model
- B. IZA kullanılan model
- C. PAA kullanılan model
- D. SMA kullanılan model

**4.2.1.8 Seramik Dayanaktaki Minimum Principle Stresi Bulguları:** Üç üyeli implant destekli sabit bölümlü protezlerde oblik yükleme sonucu seramik dayanaklarda oluşan en yüksek minimum principle stres değeri, seramik dayanağın mezio-lingual servikal kısmında görülmüştür. Bu bölgedeki stres miktarı CZA kullanılan modelde -87,424 MPa, IZA kullanılan modelde -88,302 MPa, PAA kullanılan modelde -92,434 MPa ve SMA kullanılan modelde -84,545 MPa olarak kayıt edilmiştir ve stres dağılımları Şekil 56 ve 57’de gösterilmiştir ve stres değerleri Tablo 17-19’da verilmiştir.



**Şekil 56:** Oblik yüklemde seramik dayanaklardaki minimum principle streslerinin dağılımı

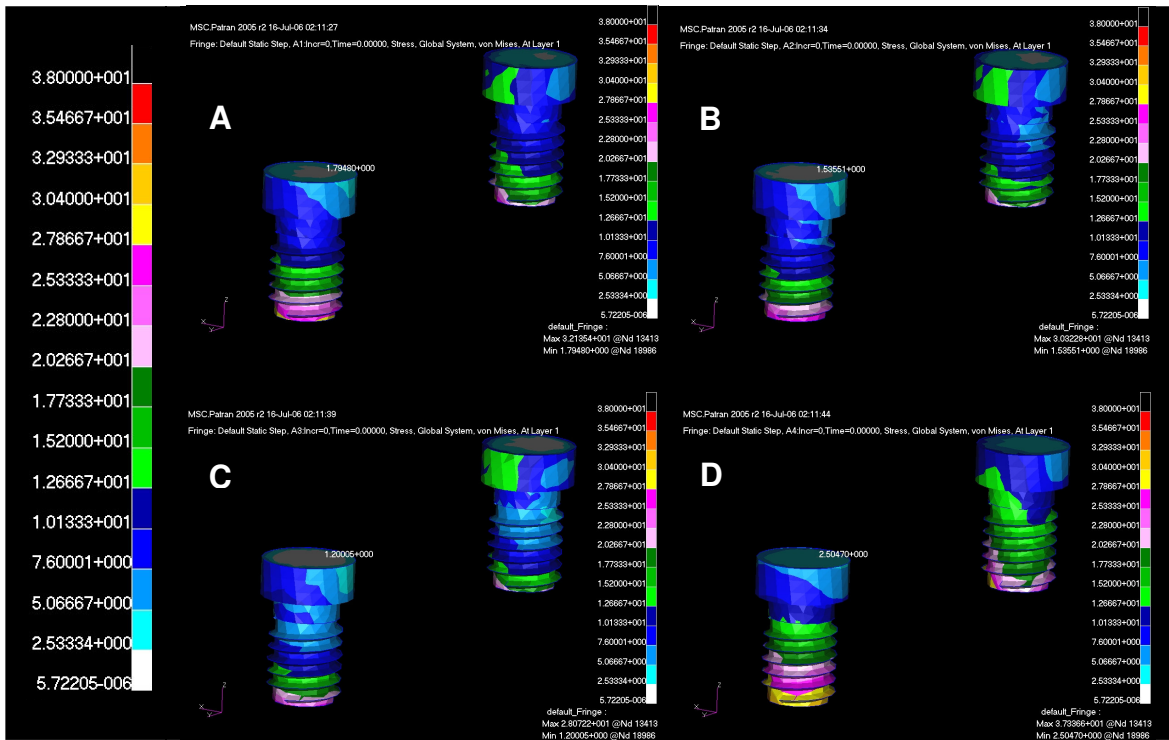
- A. CZA kullanılan model
- B. IZA kullanılan model
- C. PAA kullanılan model
- D. SMA kullanılan model



Şekil 57: Oblik yüklemde seramik dayanaklardaki minimum principle streslerinin dağılımı

- A. CZA kullanılan model
- B. IZA kullanılan model
- C. PAA kullanılan model
- D. SMA kullanılan model

**4.2.1.9 Bağlantı Vidasındaki Von Mises Stres Bulguları:** Üç üyeli implant destekli sabit bölümlü protezlerde oblik yükleme sonucu bağlantı vidalarındaki oluşan en yüksek Von Mises stres değeri, bağlantı vidalarının alt kısımlarında lingual tarafında görülmüştür. Bu bölgedeki stres miktarı CZA kullanılan modelde 32,135 MPa, IZA kullanılan modelde 30,228 MPa, PAA kullanılan modelde 28,072 MPa ve SMA kullanılan modelde 37,336 MPa olarak kayıt edilmiştir ve stres dağılımları Şekil 58’de gösterilmiştir ve stres değerleri Tablo 20-22’de verilmiştir.

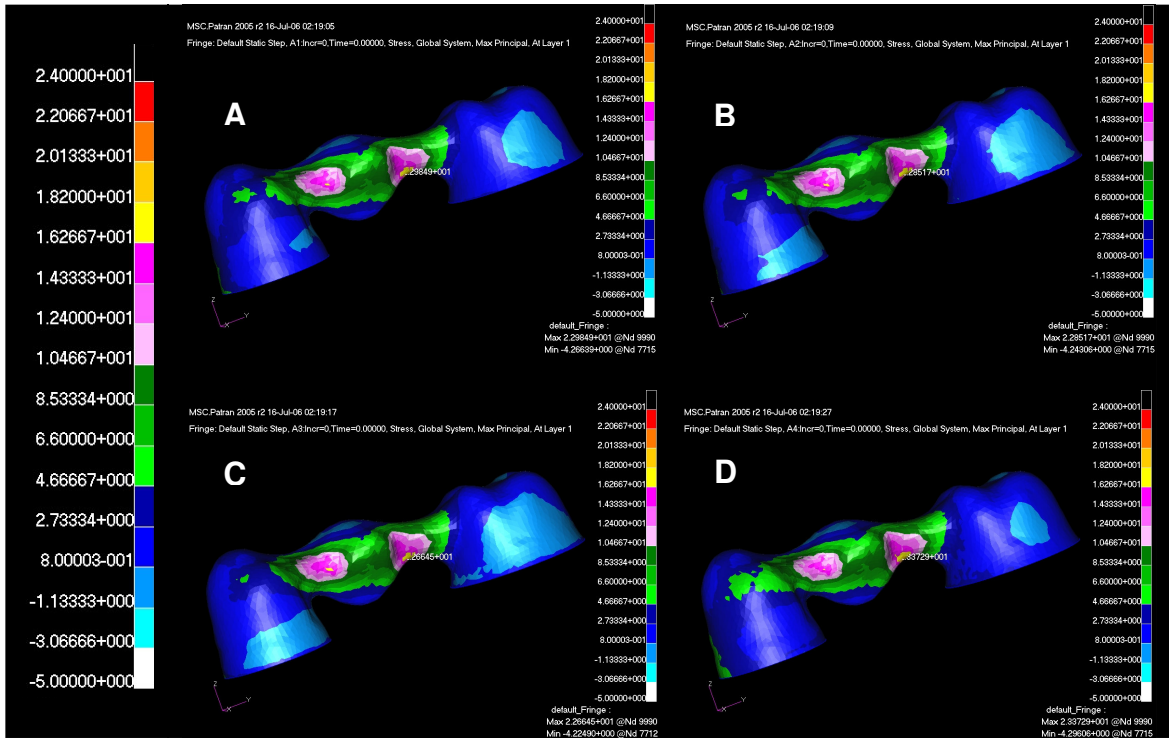


**Şekil 58:** Oblik yüklemede bağlantı vidalarındaki minimum principle streslerinin dağılımı

- A. CZA kullanılan model
- B. IZA kullanılan model
- C. PAA kullanılan model
- D. SMA kullanılan model

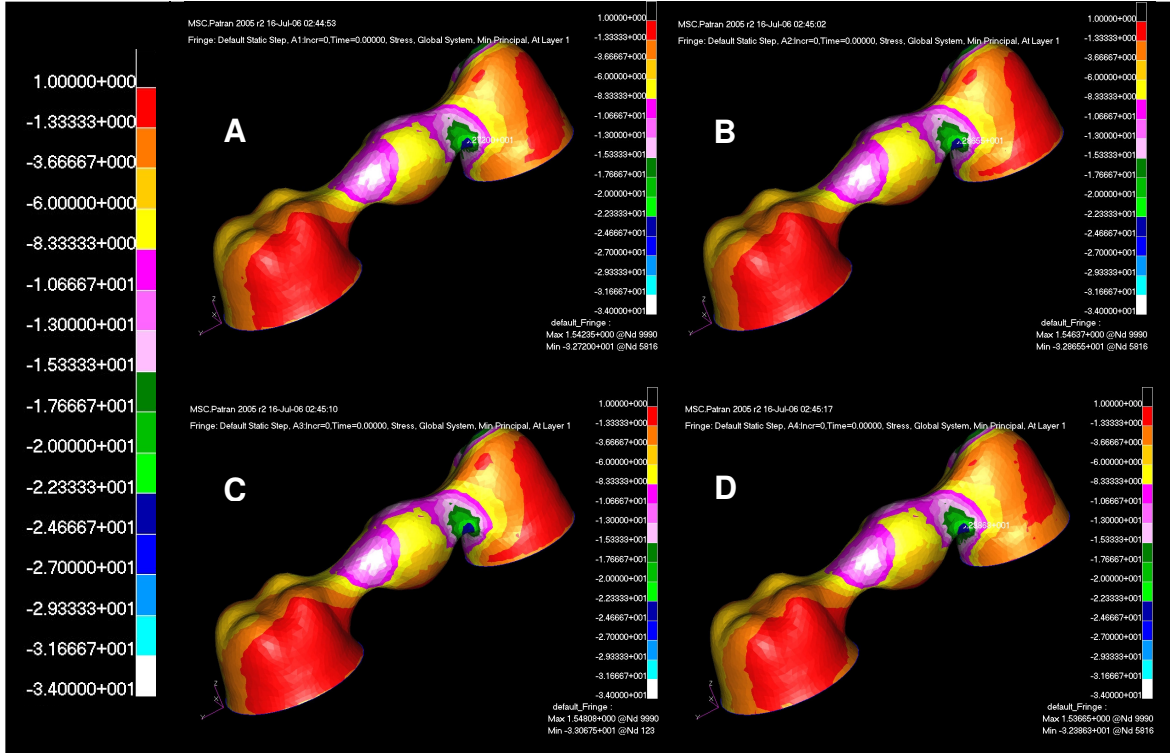


**4.2.1.10 Sabit Bölümlü Protezinin Alt Yapı Porselenindeki Maksimum Principle Stresi Bulguları:** Üç üyeli implant destekli sabit bölümlü protezlerde oblik yükleme sonucu SBP alt yapı porseleninde oluşan en yüksek maksimum principle stres değeri, bağlantı bölgelerinin lingualinde görülmüştür. Bu bölgedeki stres miktarı CZA kullanılan modelde 22,985 MPa, IZA kullanılan modelde 22,852 MPa, PAA kullanılan modelde 22,664 MPa ve SMA kullanılan modelde 23,373 MPa olarak kayıt edilmiştir. Stres dağılımları Şekil 59'da gösterilmiştir ve stres değerleri Tablo 23-25'da verilmiştir.



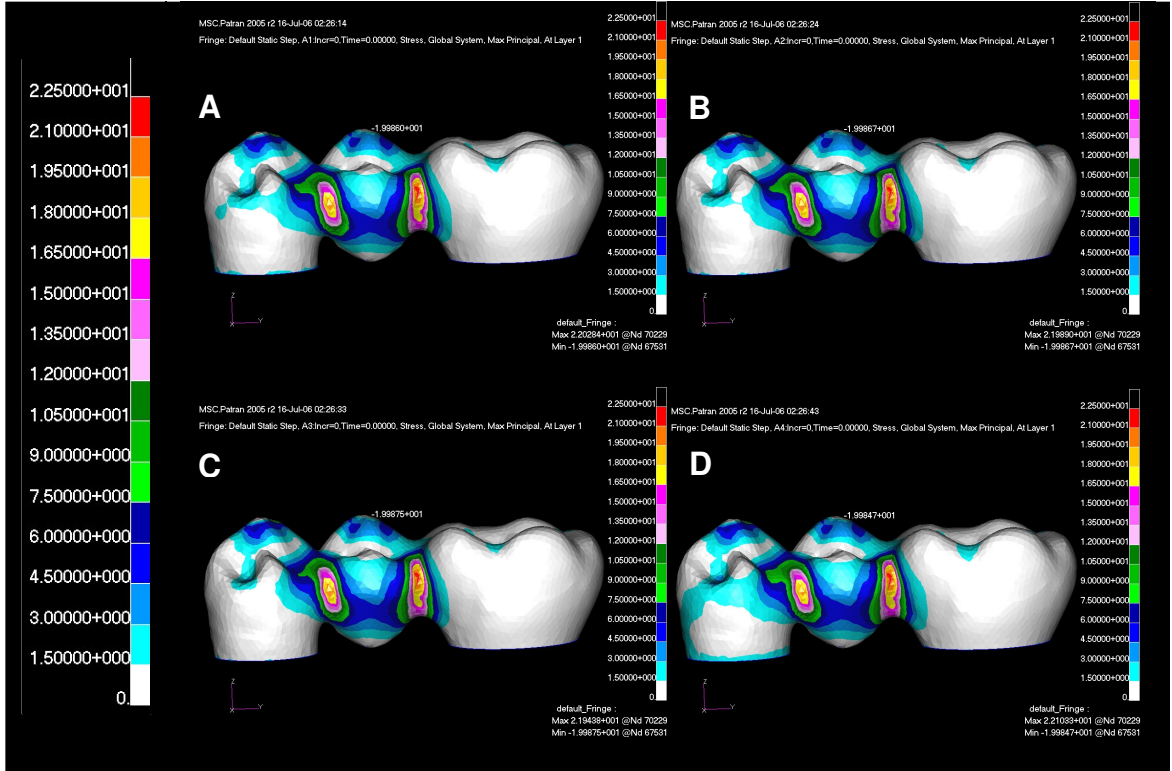
**Şekil 59:** Oblik yüklemede SBP alt yapı porselenindeki maksimum principle streslerinin dağılımı  
A. CZA kullanılan model  
B. IZA kullanılan model  
C. PAA kullanılan model  
D. SMA kullanılan model

**4.2.1.11 Sabit Bölümlü Protezinin Alt Yapı Porselenindeki Minimum Principle Stresi Bulguları:** Üç üyeli implant destekli sabit bölümlü protezlerde oblik yükleme sonucu SBP alt yapı porseleninde oluşan en yüksek minimum principle stres değeri, bağlantı bölgelerinin bukkalinde görülmüştür. Bu bölgedeki stres miktarı CZA kullanılan modelde -32,720 MPa, IZA kullanılan modelde -32,865 MPa, PAA kullanılan modelde -33,067 MPa ve SMA kullanılan modelde -32,386 MPa olarak kayıt edilmiştir. Stres dağılımları Şekil 60'da gösterilmiştir stres değerleri Tablo 23-25'da verilmiştir.



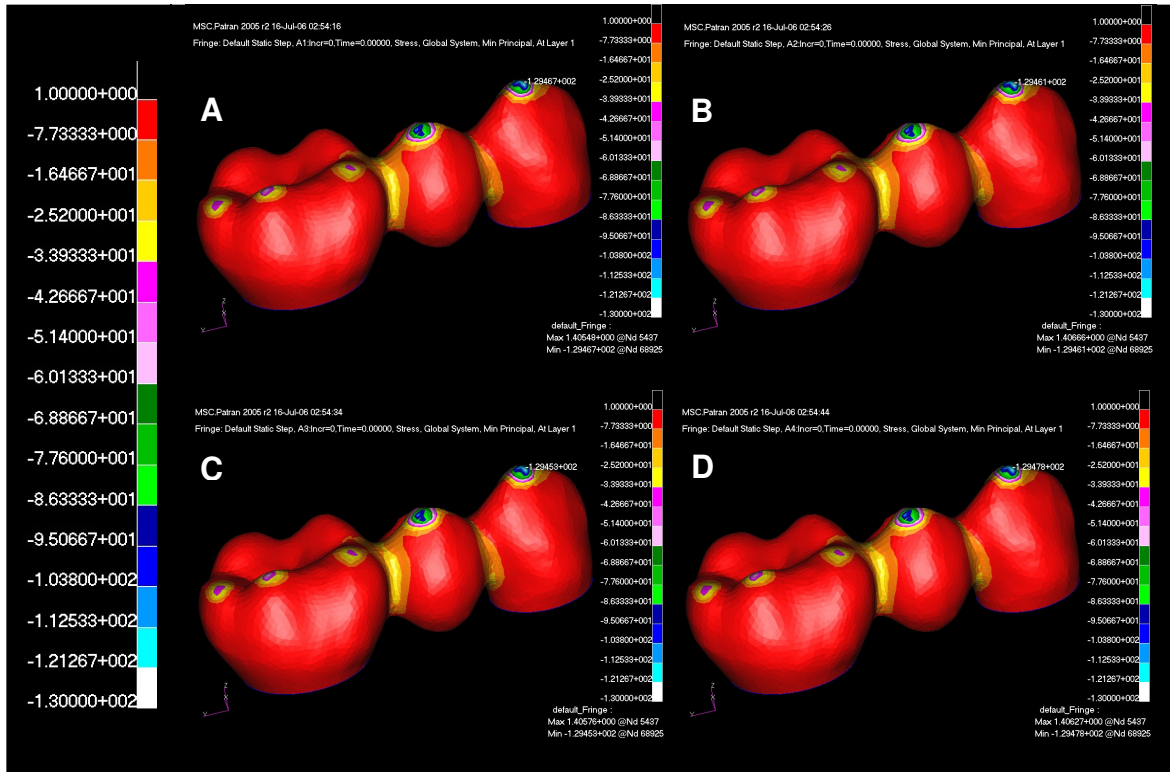
**Şekil 60:** Oblik yüklemede SBP alt yapı porselenindeki minimum principle streslerinin dağılımı  
 A. CZA kullanılan model  
 B. IZA kullanılan model  
 C. PAA kullanılan model  
 D. SMA kullanılan model

**4.2.1.12 Sabit Bölümlü Protezinin Üst Yapı Porselenindeki Maksimum Principle Stresi Bulguları:** Üç üyeli implant destekli sabit bölümlü protezlerde oblik yükleme sonucu SBP üst yapı porseleninde oluşan en yüksek maksimum principle stres değeri, bağlantı bölgelerinin lingualinde yoğunlaştığı görülmüştür. Bu bölgedeki stres miktarı CZA kullanılan modelde 220,284 MPa, IZA kullanılan modelde 219,890 MPa, PAA kullanılan modelde 219,438 MPa ve SMA kullanılan modelde 221,033 MPa olarak kayıt edilmiştir. Stres dağılımları Şekil 61’de gösterilmiştir ve stres değerleri Tablo 26-28’de verilmiştir.



**Şekil 61:** Oblik yüklemede SBP üst yapı porselenindeki maksimum principle streslerinin dağılımı  
A. CZA kullanılan model  
B. IZA kullanılan model  
C. PAA kullanılan model  
D. SMA kullanılan model

**4.2.1.13 Sabit Bölümlü Protezinin Üst Yapı Porselenindeki Minimum Principle Stresi Bulguları:** Üç üyeli implant destekli sabit bölümlü protezlerde oblik yükleme sonucu SBP üst yapı porseleninde oluşan en yüksek maksimum principle stres değeri, bağlantı bölgelerinin bukkalinde yoğunlaştığı görülmüştür. Bu bölgedeki stres miktarı CZA kullanılan modelde -129,467 MPa, IZA kullanılan modelde -129,461 MPa, PAA kullanılan modelde -129,453 MPa ve SMA kullanılan modelde -129,478 MPa olarak kayıt edilmiştir. Stres dağılımları Şekil 62’de gösterilmiştir ve stres değerleri Tablo 26-28’de verilmiştir.



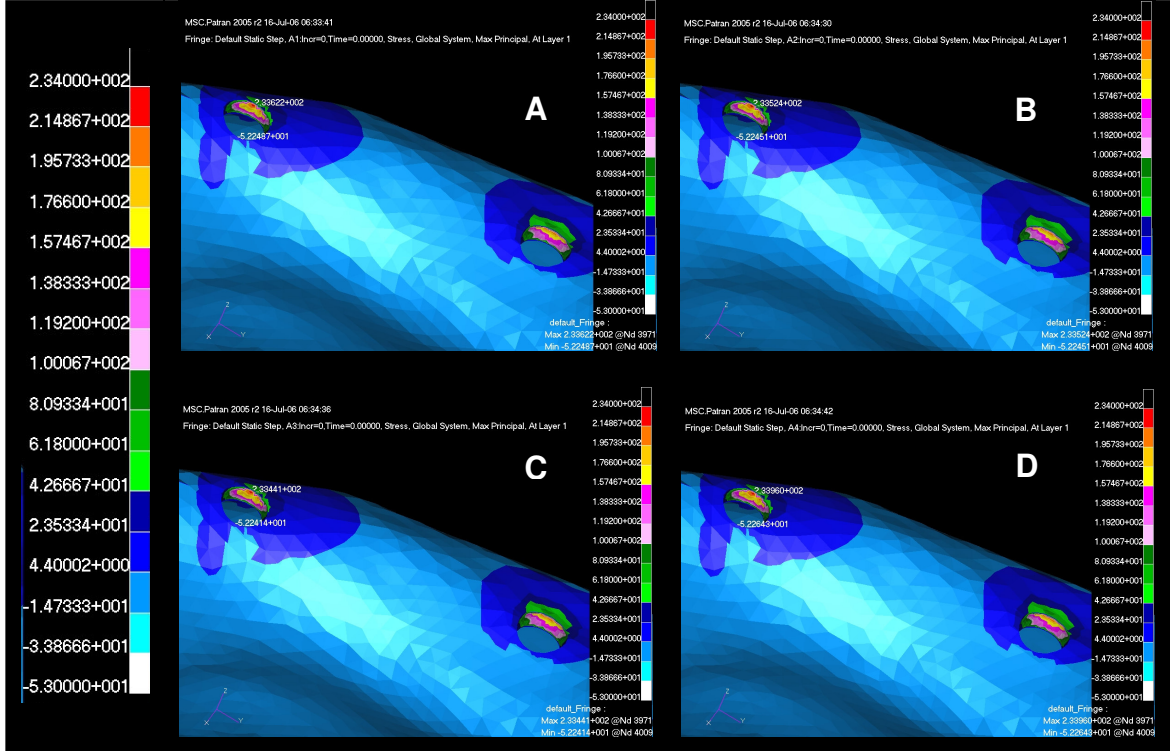
**Şekil 62:** Oblik yüklemde SBP üst yapı porselenindeki minimum principle streslerinin dağılımı

- A. CZA kullanılan model
- B. IZA kullanılan model
- C. PAA kullanılan model
- D. SMA kullanılan model

## 4.2.2. Dört Üyeli Köprü Modelindeki Stres Bulguları:

### 4.2.2.1 Kortikal Kemikteki Maksimum Principle Stresi Bulguları: Dört

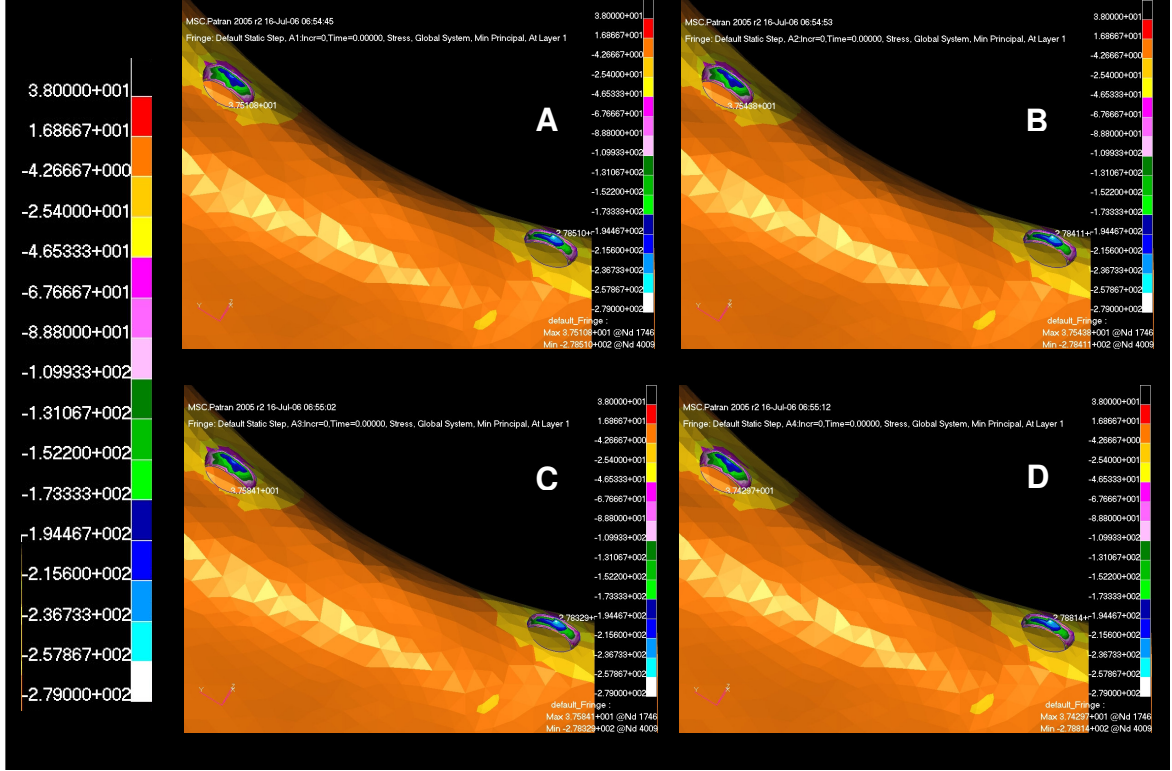
üyeli implant destekli sabit bölümlü protezlerde oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan en yüksek maksimum principle stres değeri, birinci premolar bölgesinde implantın serviko-bukkal kısmında görülmüştür. Bu bölgedeki stres miktarı CZA kullanılan modelde 233,622 MPa, IZA kullanılan modelde 233,524 MPa, PAA kullanılan modelde 233,441 MPa ve SMA kullanılan modelde 233,960 MPa olarak kayıt edilmiştir. stres dağılımları Şekil 63’de gösterilmiştir ve stres değerleri Tablo 5-7’de verilmiştir.



Şekil 63: Oblik yüklemde kortikal kemikteki maksimum principle streslerinin dağılımı

- A. CZA kullanılan model
- B. IZA kullanılan model
- C. PAA kullanılan model
- D. SMA kullanılan model

**4.2.2.2 Kortikal Kemikteki Minimum Principle Stresi Bulguları:** Dört üyeli implant destekli sabit bölümlü protezlerde oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan en yüksek minimum principle stres değeri, birinci premolar bölgesinde implantın serviko-lingual kısmında görülmüştür. Bu bölgedeki stres miktarı CZA kullanılan modelde -278,510 MPa, IZA kullanılan modelde -278,411 MPa, PAA kullanılan modelde -278,329 MPa ve SMA kullanılan modelde -278,814 MPa olarak kayıt edilmiştir. Stres dağılımları Şekil 64’de gösterilmiştir ve stres değerleri Tablo 5-7’de verilmiştir.

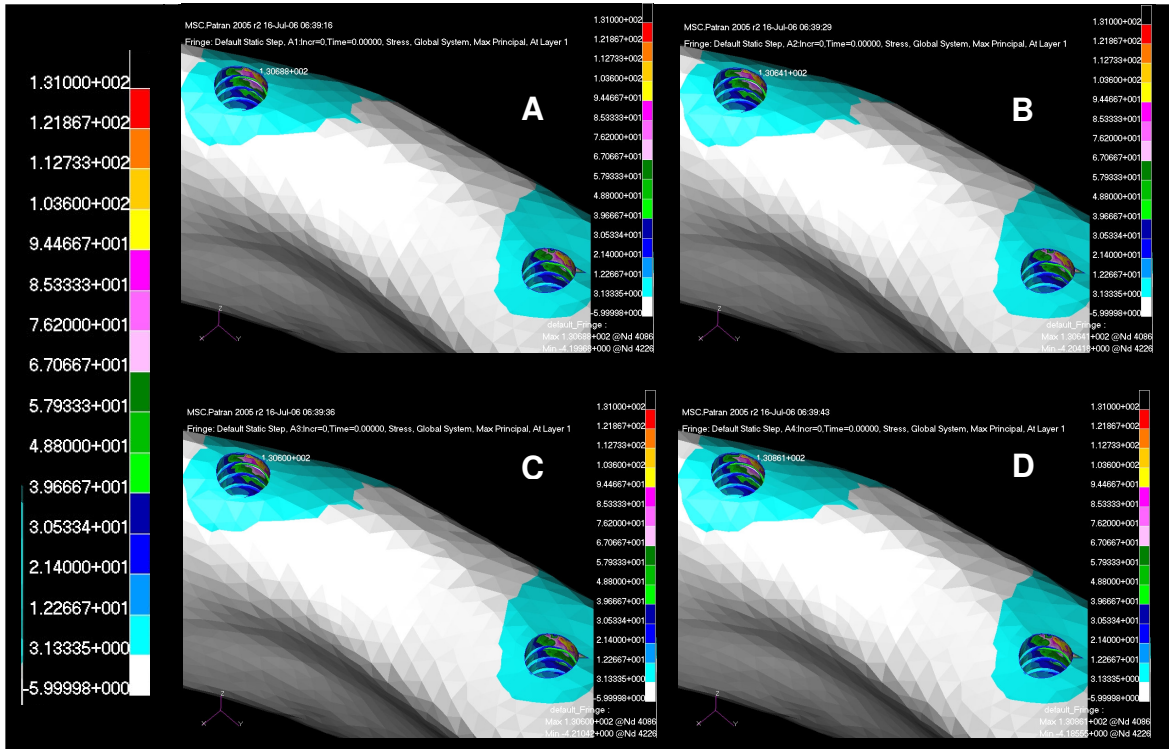


**Şekil 64:** Oblik yüklemede kortikal kemikteki minimum principle streslerinin dağılımı

- A. CZA kullanılan model
- B. IZA kullanılan model
- C. PAA kullanılan model
- D. SMA kullanılan model

#### 4.2.2.3 Trabeküler Kemikteki Maksimum Principle Stresi Bulguları:

Dört üyeli implant destekli sabit bölümlü protezlerde oblik yüklemeye sonucu trabeküler kemikte oluşan en yüksek maksimum principle stres değeri, birinci premolar bölgesinde implantın serviko-bukkal kısmında görülmüştür. Bu bölgedeki stres miktarı CZA kullanılan modelde 130,688 MPa, IZA kullanılan modelde 130,641 MPa, PAA kullanılan modelde 130,600 MPa ve SMA kullanılan modelde 130,861 MPa olarak kayıt edilmiştir. Stres dağılımları Şekil 65’de gösterilmiştir ve stres değerleri Tablo 8-10’da verilmiştir.

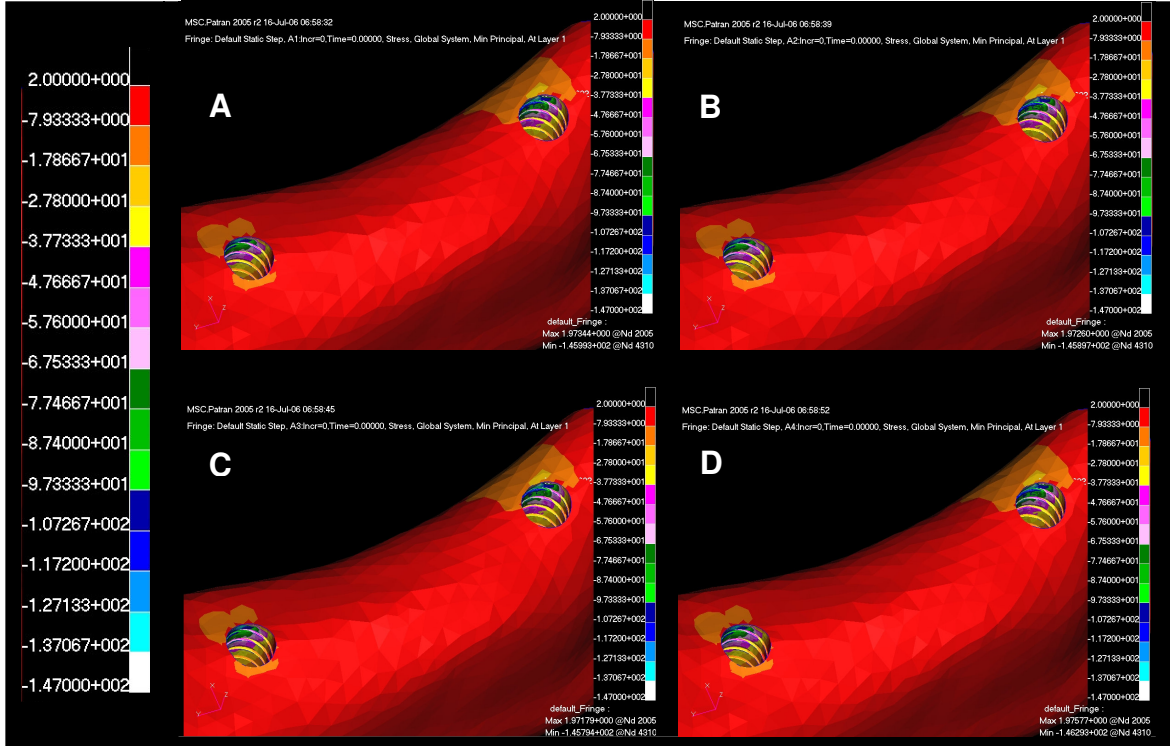


Şekil 65: Oblik yüklemeye trabeküler kemikteki maksimum principle streslerinin dağılımı

- A. CZA kullanılan model
- B. IZA kullanılan model
- C. PAA kullanılan model
- D. SMA kullanılan model

#### 4.2.2.4 Trabeküler Kemikteki Minimum Principle Stresi Bulguları:

Dört üyeli implant destekli sabit bölümlü protezlerde oblik yüklemeye sonucu trabeküler kemikte oluşan en yüksek minimum principle stres değeri, birinci premolar bölgesinde implantın serviko-lingual kısmında görülmüştür. Bu bölgedeki stres miktarı CZA kullanılan modelde -145,993 MPa, IZA kullanılan modelde -145,897 MPa, PAA kullanılan modelde -145,794 MPa ve SMA kullanılan modelde -146,293 MPa olarak kayıt edilmiştir. Stres dağılımları Şekil 66'de gösterilmiştir ve stres değerleri Tablo 8-10'da verilmiştir.

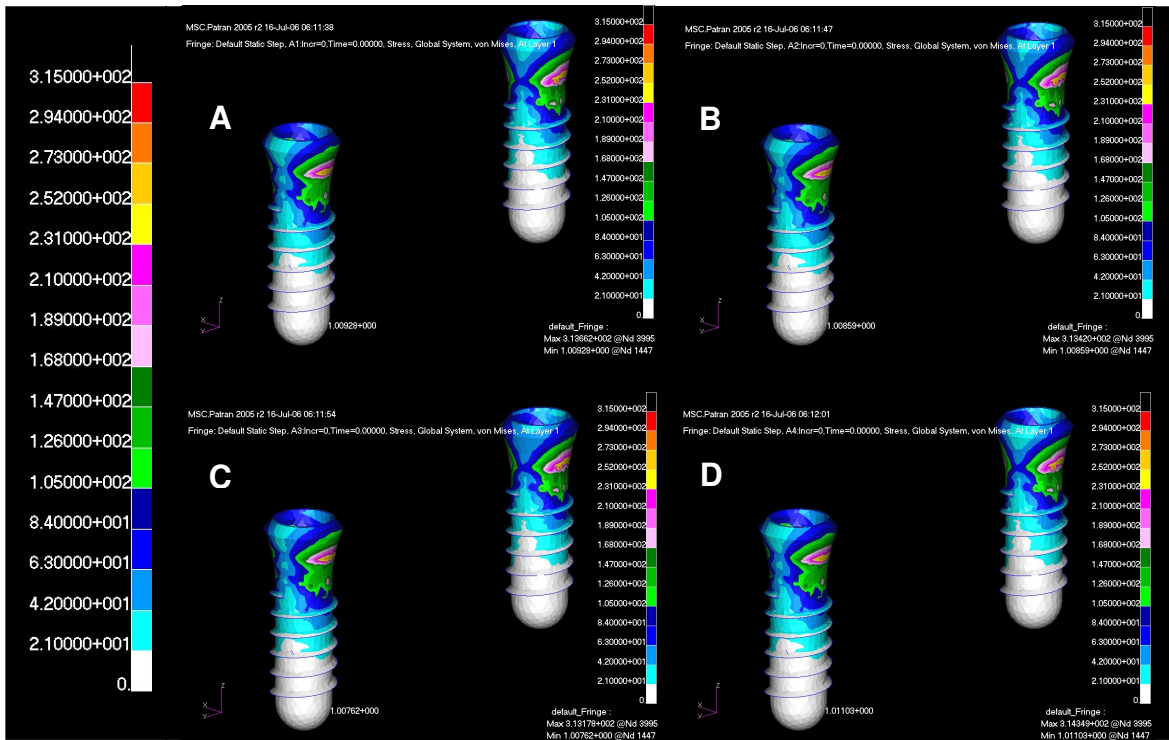


Şekil 66: Oblik yüklemeye trabeküler kemikteki minimum principle streslerinin dağılımı

- A. CZA kullanılan model
- B. IZA kullanılan model
- C. PAA kullanılan model
- D. SMA kullanılan model



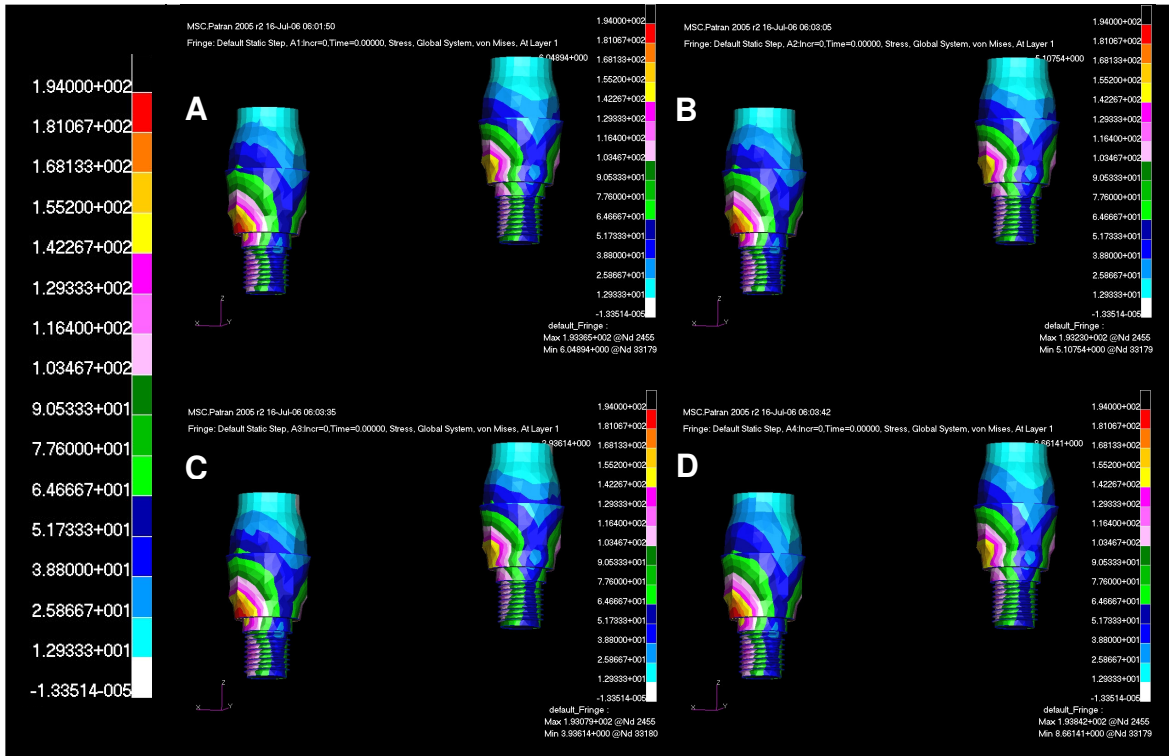
**4.2.2.5 İmplanttaki Von Mises Stres Bulguları:** Dört üyeli implant destekli sabit bölümlü protezlerde oblik yükleme sonucu implantlardaki oluşan en yüksek Von Mises stres değeri, birinci premolar bölgesinde implantın serviko-lingual kısmında görülmüştür. Bu bölgedeki stres miktarı CZA kullanılan modelde 313,662 MPa, IZA kullanılan modelde 313,420 MPa, PAA kullanılan modelde 313,178 MPa ve SMA kullanılan modelde 314,349 MPa olarak kayıt edilmiştir. Stres dağılımları Şekil 67’de gösterilmiştir ve stres değerleri Tablo 11-13’da verilmiştir.



**Şekil 67:** Oblik yüklemde dental implantlardaki Von Mises streslerinin dağılımı

- A. CZA kullanılan model
- B. IZA kullanılan model
- C. PAA kullanılan model
- D. SMA kullanılan model

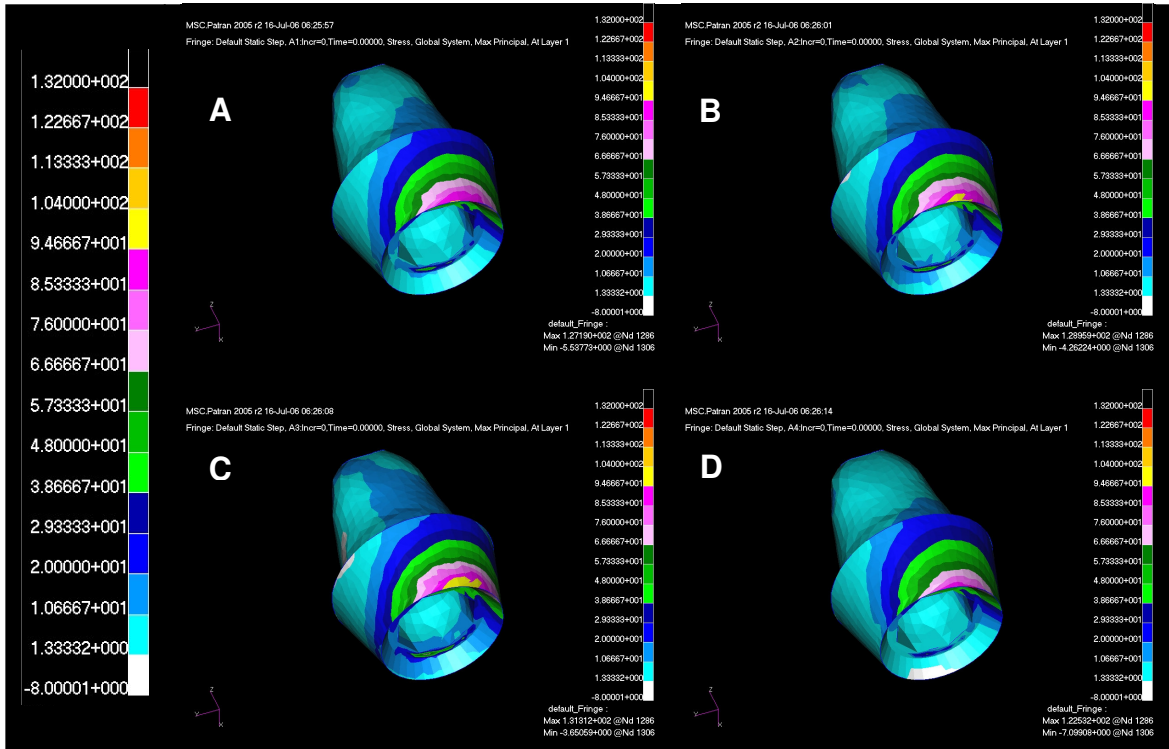
**4.2.2.6 Bazal Dayanaktaki Von Mises Stres Bulguları:** Dört üyeli implant destekli sabit bölümlü protezlerde oblik yükleme sonucu bazal dayanaklarda oluşan en yüksek Von Mises stres değeri, bazal dayanakların implantla bağlantı yaptıkları yivlerinin alt kısımlarında görülmüştür. Bu bölgedeki stres miktarı CZA kullanılan modelde 193,365 MPa, IZA kullanılan modelde 193,230 MPa, PAA kullanılan modelde 193,079 MPa ve SMA kullanılan modelde 193,842 MPa olarak kayıt edilmiştir. Stres dağılımları Şekil 68’de gösterilmiştir ve stres değerleri Tablo 14-16’da verilmiştir.



**Şekil 68:** Oblik yüklemede bazal dayanaktaki Von Mises streslerinin dağılımı  
A. CZA kullanılan model  
B. IZA kullanılan model  
C. PAA kullanılan model  
D. SMA kullanılan model

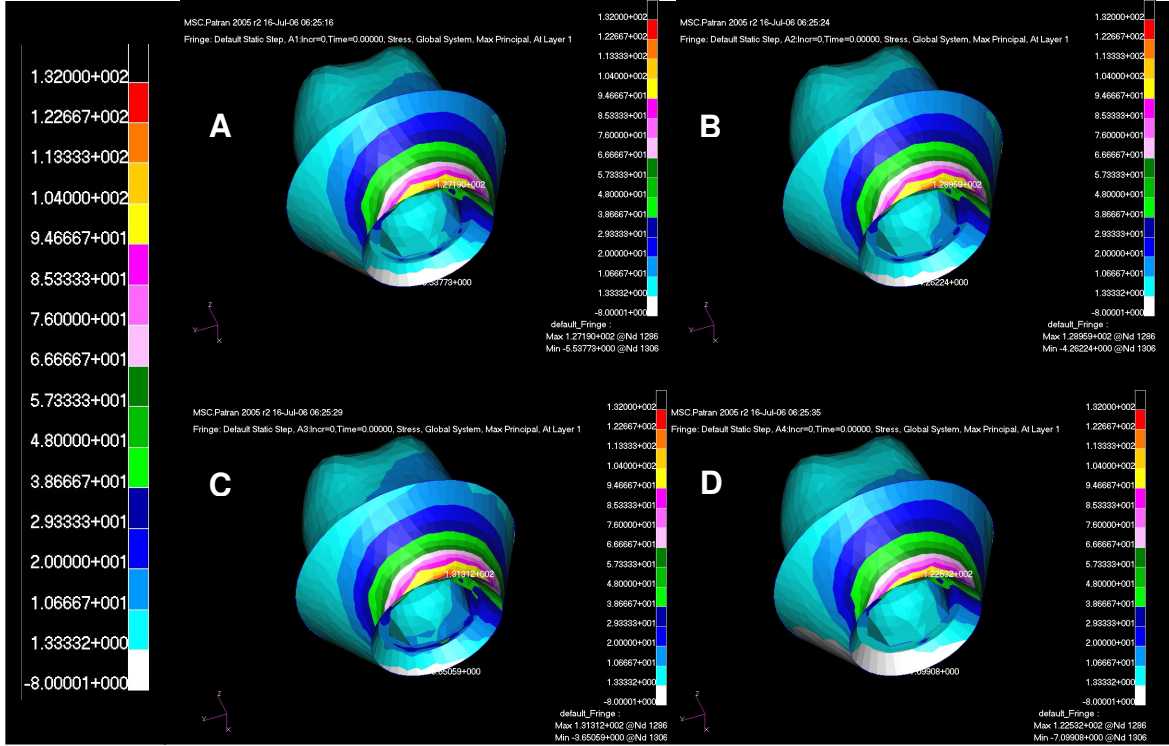
#### 4.2.2.7 Seramik Dayanaktaki Maksimum Principle Stresi Bulguları:

Dört üyeli implant destekli sabit bölümlü protezlerde oblik yükleme sonucu seramik dayanaklarda oluşan en yüksek maksimum principle stres değeri, ikinci molardaki seramik dayanakların serviko-lingual kısmında görülmüştür. Bu bölgedeki stres miktarı CZA kullanılan modelde 127,190 MPa, IZA kullanılan modelde 128,959 MPa, PAA kullanılan modelde 131,312 MPa ve SMA kullanılan modelde 122,532 MPa olarak kayıt edilmiştir. Stres dağılımları Şekil 69 ve 70’de gösterilmiştir stres değerleri Tablo 17-19’da verilmiştir.



Şekil 69: Oblik yüklemde seramik dayanaklardaki maksimum principle streslerinin dağılımı

- A. CZA kullanılan model
- B. IZA kullanılan model
- C. PAA kullanılan model
- D. SMA kullanılan model

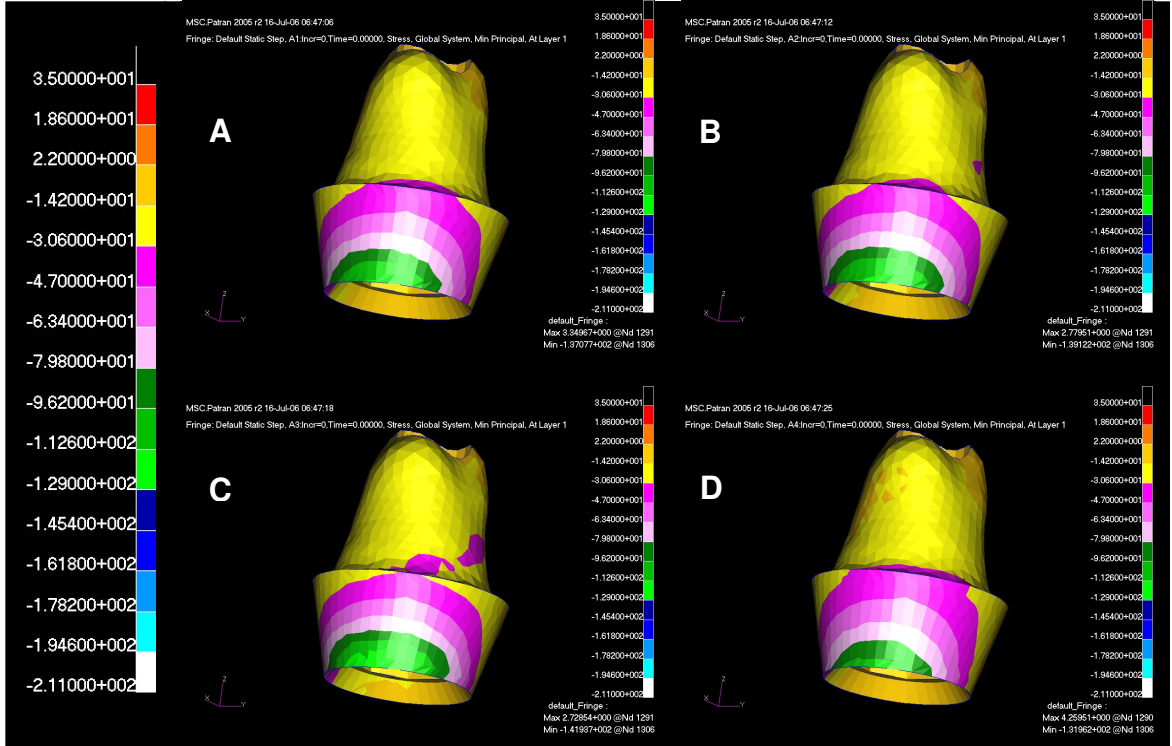


Şekil 70: Oblik yüklemde seramik dayanaklardaki maksimum principle streslerinin dağılımı

- A. CZA kullanılan model
- B. IZA kullanılan model
- C. PAA kullanılan model
- D. SMA kullanılan model

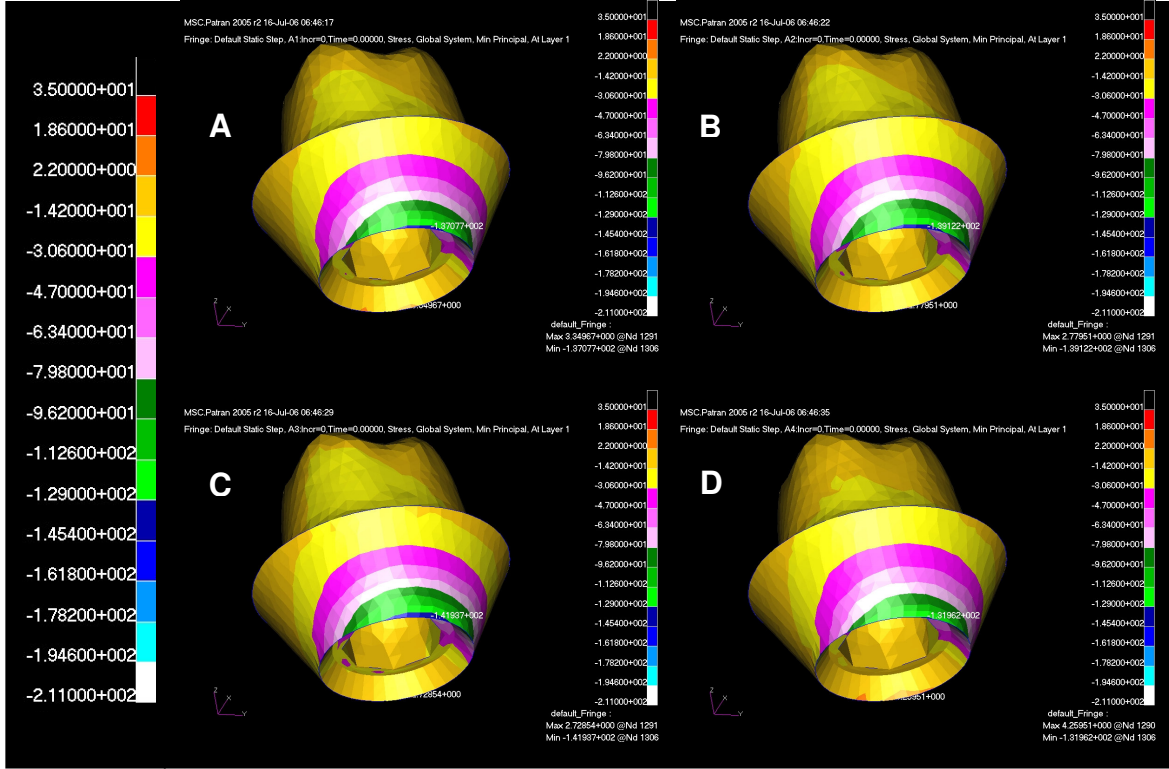
#### 4.2.2.8 Seramik Dayanaktaki Minimum Principle Stresi Bulguları:

Dört üyeli implant destekli sabit bölümlü protezlerde oblik yükleme sonucu seramik dayanaklarda oluşan en yüksek minimum principle stres değeri, ikinci molardaki seramik dayanakların serviko-bukkal kısmında görülmüştür. Bu bölgedeki stres miktarı CZA kullanılan modelde -137,077 MPa, IZA kullanılan modelde -139,122 MPa, PAA kullanılan modelde -141,937 MPa ve SMA kullanılan modelde -131,961 MPa olarak kayıt edilmiştir. Stres dağılımları Şekil 71 ve 72’de gösterilmiştir ve stres değerleri Tablo 17-19’da verilmiştir.



Şekil 71: Oblik yüklemde seramik dayanaklardaki minimum principle streslerinin dağılımı

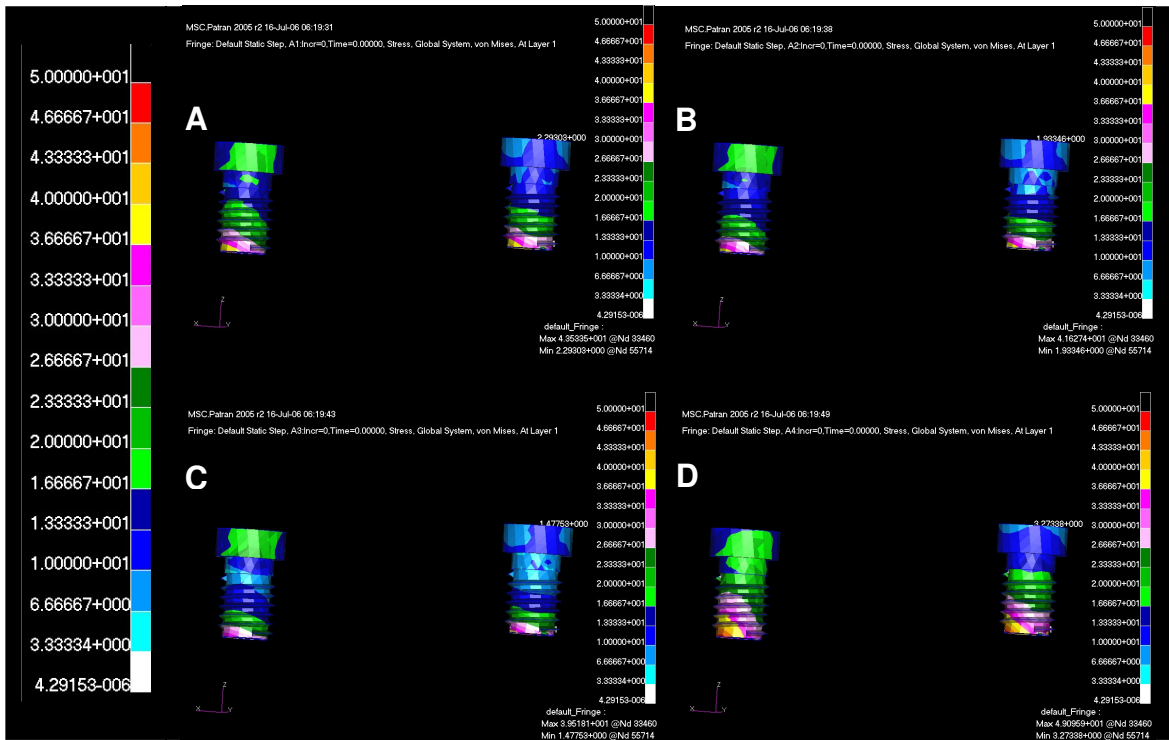
- A. CZA kullanılan model
- B. IZA kullanılan model
- C. PAA kullanılan model
- D. SMA kullanılan model



Şekil 72: Oblik yüklemde seramik dayanaklardaki minimum principle streslerinin dağılımı

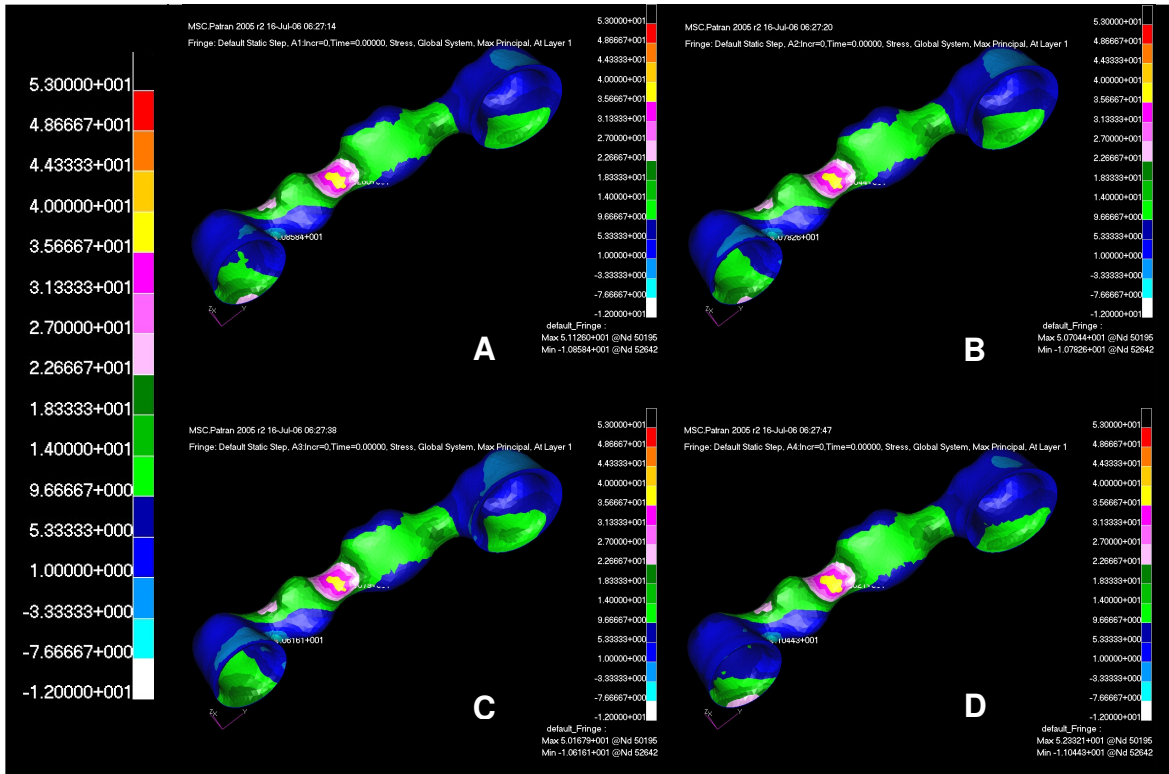
- A. CZA kullanılan model
- B. IZA kullanılan model
- C. PAA kullanılan model
- D. SMA kullanılan model

**4.2.2.9 Bağlantı Vidasındaki Von Mises Stres Bulguları:** Dört üyeli implant destekli sabit bölümlü protezlerde oblik yükleme sonucu bağlantı vidalarındaki oluşan en yüksek Von Mises stres değeri, bağlantı vidalarının alt kısımlarında görülmüştür. Bu bölgedeki stres miktarı CZA kullanılan modelde 43,533 MPa, IZA kullanılan modelde 41,627 MPa, PAA kullanılan modelde 39,518 MPa ve SMA kullanılan modelde 49,095 MPa olarak kayıt edilmiştir ve stres dağılımları Şekil 73’de gösterilmiştir ve stres değerleri Tablo 20-22’de verilmiştir.



**Şekil 73:** Oblik yüklemde bağlantı vidalarındaki Von Mises streslerinin dağılımı  
A. CZA kullanılan model  
B. IZA kullanılan model  
C. PAA kullanılan model  
D. SMA kullanılan model

**4.2.2.10 Sabit Bölümlü Protezinin Alt Yapı Porselenindeki Maksimum Principle Stresi Bulguları:** Dört üyeli implant destekli sabit bölümlü protezlerde oblik yükleme sonucu SBP alt yapı porseleninde oluşan en yüksek maksimum principle stres değeri, bağlantı bölgelerinin lingualinde görülmüştür. Bu bölgedeki stres miktarı CZA kullanılan modelde 51,126 MPa, IZA kullanılan modelde 50,704 MPa, PAA kullanılan modelde 50,168 MPa ve SMA kullanılan modelde 52,332 MPa olarak kayıt edilmiştir. Stres dağılımları Şekil 74’de gösterilmiştir ve stres değerleri Tablo 23-25’da verilmiştir.

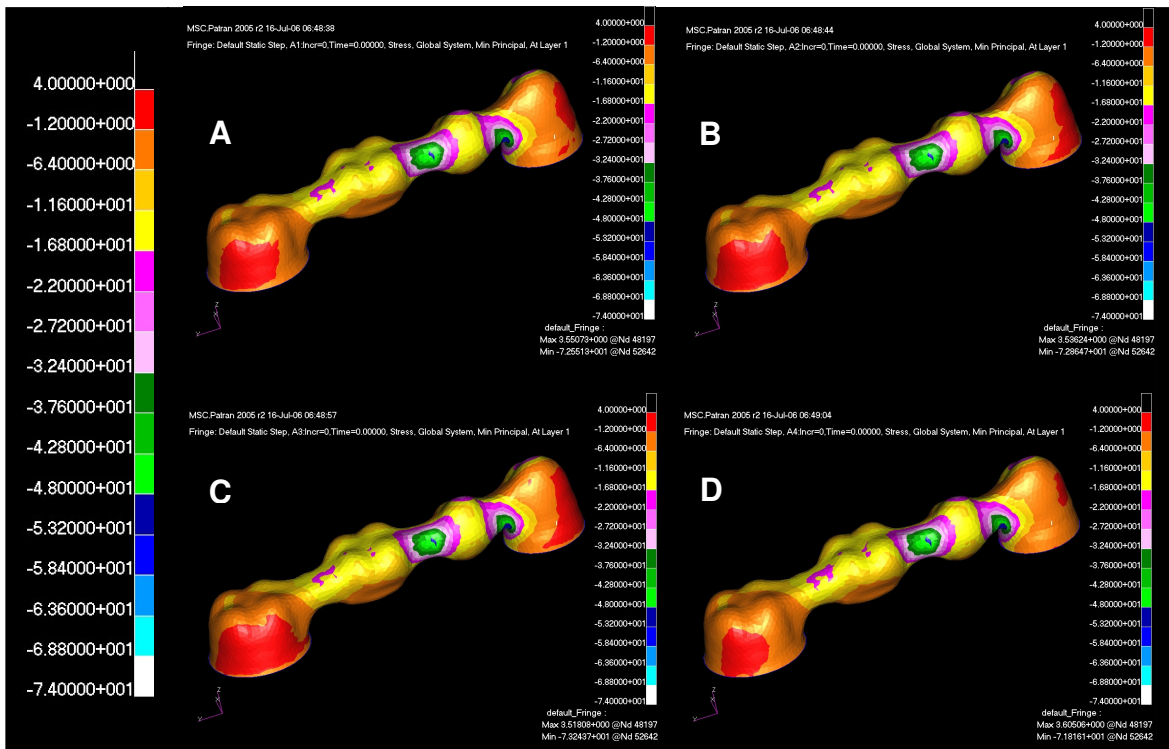


**Şekil 74:** Oblik yüklemede SBP alt yapı porselenindeki maksimum principle streslerinin dağılımı

- A. CZA kullanılan model
- B. IZA kullanılan model
- C. PAA kullanılan model
- D. SMA kullanılan model



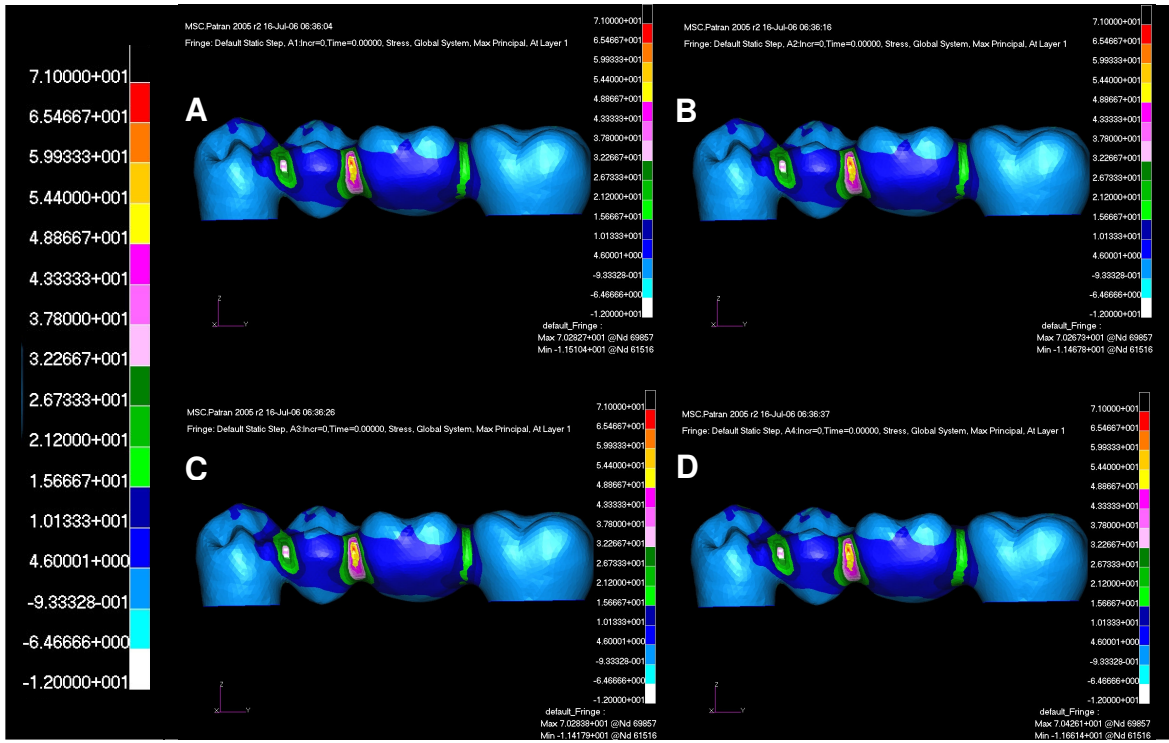
**4.2.2.11 Sabit Bölümlü Protezinin Alt Yapı Porselenindeki Minimum Principle Stresi Bulguları:** Dört üyeli implant destekli sabit bölümlü protezlerde oblik yükleme sonucu SBP alt yapı porseleninde oluşan en yüksek minimum principle stres değeri, bağlantı bölgelerinin bukkalinde görülmüştür. Bu bölgedeki stres miktarı CZA kullanılan modelde -72,551 MPa, IZA kullanılan modelde -72,864 MPa, PAA kullanılan modelde -73,243 MPa ve SMA kullanılan modelde -71,816 MPa olarak kayıt edilmiştir. Stres dağılımları Şekil 75’de gösterilmiştir ve stres değerleri Tablo 23-25’da verilmiştir.



**Şekil 75:** Oblik yüklemede SBP alt yapı porselenindeki minimum principle streslerinin dağılımı

- A. CZA kullanılan model
- B. IZA kullanılan model
- C. PAA kullanılan model
- D. SMA kullanılan model

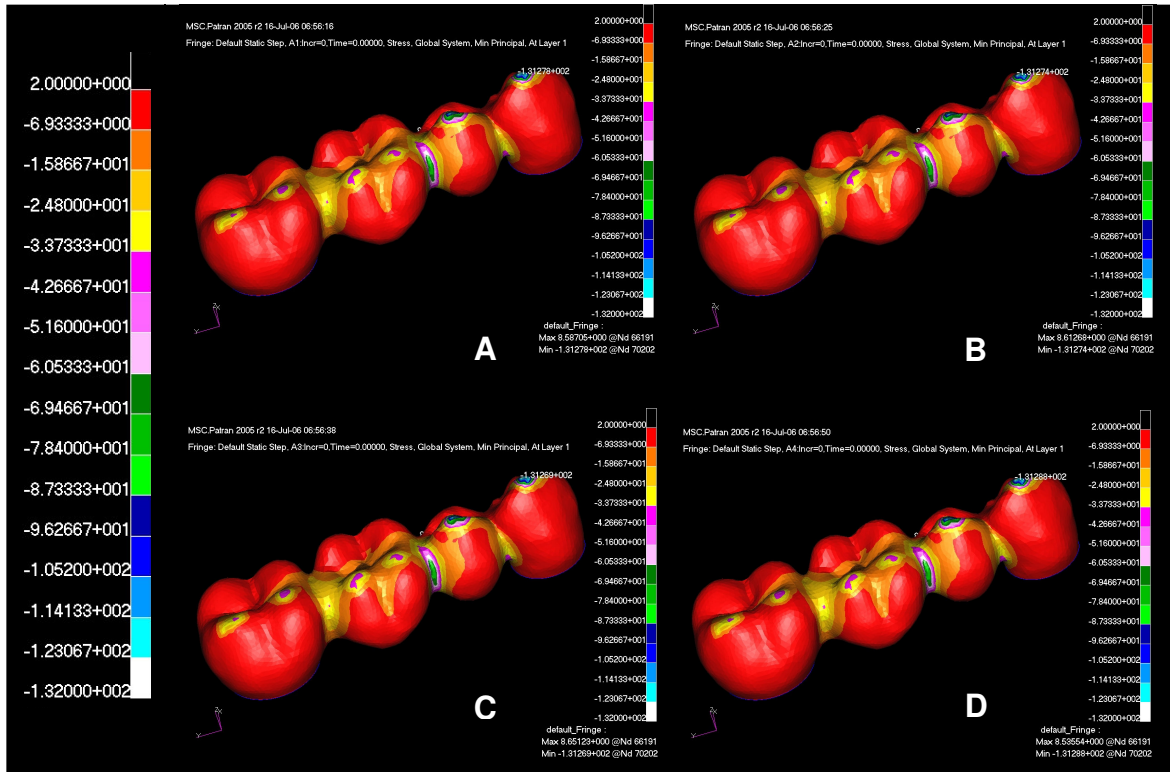
**4.2.2.12 Sabit Bölümlü Protezinin Üst Yapı Porselenindeki Maksimum Principle Stresi Bulguları:** Dört üyeli implant destekli sabit bölümlü protezlerde oblik yükleme sonucu SBP üst yapı porseleninde oluşan en yüksek maksimum principle stres değeri, bağlantı bölgelerinin lingualinde yoğunlaştığı görülmüştür. Bu bölgedeki stres miktarı CZA kullanılan modelde 70,282 MPa, IZA kullanılan modelde 70,267 MPa, PAA kullanılan modelde 70,283 MPa ve SMA kullanılan modelde 70,426 MPa olarak kayıt edilmiştir ve stres dağılımları Şekil 76’da gösterilmiştir ve stres değerleri Tablo 26-28’de verilmiştir.



**Şekil 76:** Oblik yüklemede SBP üst yapı porselenindeki maksimum principle streslerinin dağılımı

- A. CZA kullanılan model
- B. IZA kullanılan model
- C. PAA kullanılan model
- D. SMA kullanılan model

**4.2.2.13 Sabit Bölümlü Protezinin Üst Yapı Porselenindeki Minimum Principle Stresi Bulguları:** Dört üyeli implant destekli sabit bölümlü protezlerde oblik yükleme sonucu SBP üst yapı porseleninde oluşan en yüksek minimum principle stres değeri, bağlantı bölgelerinin bukkalinde yoğunlaştığı görülmüştür. Bu bölgedeki stres miktarı CZA kullanılan modelde -131,278 MPa, IZA kullanılan modelde -131,274 MPa, PAA kullanılan modelde -131,269 MPa ve SMA kullanılan modelde -131,288 MPa olarak kayıt edilmiştir ve stres dağılımları Şekil 77’de gösterilmiştir ve stres değerleri Tablo 26-28’de verilmiştir.



**Şekil 77:** Oblik yüklemde SBP üst yapı porselenindeki minimum principle streslerinin dağılımı

- A. CZA kullanılan model
- B. IZA kullanılan model
- C. PAA kullanılan model
- D. SMA kullanılan model

**Tablo 5.** Kortikal kemikte oluşan Von Mises stres değerleri.(MPa)

Dayanak Malzemesi	Üç Üyeli Köprü		Dört Üyeli Köprü	
	Maksimum Isırma Kuvveti	Çiğneme Kuvveti	Maksimum Isırma Kuvveti	Çiğneme Kuvveti
<b>CARES Ceramic Abutment</b>	85,946	172,509	118,766	214,848
<b>In Ceram Zirconia Blank</b>	85, 823	172,516	118,979	214,762
<b>Procera Esthetic Abutment</b>	85,677	172,538	119,241	214,692
<b>synOcta Meso Abutment</b>	86,425	172,537	117,697	215,109

**Tablo 6.** Kortikal kemikte oluşan maksimum principle stres değerleri. (MPa)

Dayanak Malzemesi	Üç Üyeli Köprü		Dört Üyeli Köprü	
	Maksimum Isırma Kuvveti	Çiğneme Kuvveti	Maksimum Isırma Kuvveti	Çiğneme Kuvveti
<b>CARES Ceramic Abutment</b>	24,227	207,917	32,646	233,622
<b>In Ceram Zirconia Blank</b>	24,308	207,823	32,712	233,524
<b>Procera Esthetic Abutment</b>	24,242	207,722	32,788	233,441
<b>synOcta Meso Abutment</b>	24,308	208,077	32,446	233,960

**Tablo 7.** Kortikal kemikte oluşan minimum principle stres değerleri. (MPa)

Dayanak Malzemesi	Üç Üyeli Köprü		Dört Üyeli Köprü	
	Maksimum Isırma Kuvveti	Çiğneme Kuvveti	Maksimum Isırma Kuvveti	Çiğneme Kuvveti
<b>CARES Ceramic Abutment</b>	-122,356	-221,282	-169,066	-278,510
<b>In Ceram Zirconia Blank</b>	-122,298	-221,295	-169,368	-278,411
<b>Procera Esthetic Abutment</b>	-122,288	-221,323	-169,752	-278,329
<b>synOcta Meso Abutment</b>	-122,393	-221,303	-167,554	-278,814

**Tablo 8.** Trabeküler kemikte oluşan Von Mises stres değerleri. (MPa)

Dayanak Malzemesi	Üç Üyeli Köprü		Dört Üyeli Köprü	
	Maksimum Isırma Kuvveti	Çiğneme Kuvveti	Maksimum Isırma Kuvveti	Çiğneme Kuvveti
<b>CARES Ceramic Abutment</b>	73,796	111,514	99,378	147,618
<b>In Ceram Zirconia Blank</b>	73,710	111,477	99,608	147,519
<b>Procera Esthetic Abutment</b>	73,609	111,427	99,868	147,415
<b>synOcta Meso Abutment</b>	74,090	111,574	98,517	147,924

**Tablo 9.** Trabeküler kemikte oluşan maksimum principle stres değerleri. (MPa)

Dayanak Malzemesi	Üç Üyeli Köprü		Dört Üyeli Köprü	
	Maksimum Isırma Kuvveti	Çiğneme Kuvveti	Maksimum Isırma Kuvveti	Çiğneme Kuvveti
<b>CARES Ceramic Abutment</b>	28,927	111,604	31,960	130,688
<b>In Ceram Zirconia Blank</b>	28,919	111,569	31,955	130,641
<b>Procera Esthetic Abutment</b>	28,908	111,521	31,947	130,600
<b>synOcta Meso Abutment</b>	28,948	111,658	31,969	130,861

**Tablo 10.** Trabeküler kemikte oluşan minimum principle stres değerleri. (MPa)

Dayanak Malzemesi	Üç Üyeli Köprü		Dört Üyeli Köprü	
	Maksimum Isırma Kuvveti	Çiğneme Kuvveti	Maksimum Isırma Kuvveti	Çiğneme Kuvveti
<b>CARES Ceramic Abutment</b>	-65,807	-106,308	-93,491	-145,993
<b>In Ceram Zirconia Blank</b>	-65,726	-106,318	-93,600	-145,897
<b>Procera Esthetic Abutment</b>	-65,635	-106,333	-93,695	-145,794
<b>synOcta Meso Abutment</b>	-66,115	-106,320	-93,104	-146,293

**Tablo 11.** İmplantlarda oluşan Von Mises stres değerleri. (MPa)

Dayanak Malzemesi	Üç Üyeli Köprü		Dört Üyeli Köprü	
	Maksimum Isırma Kuvveti	Çiğneme Kuvveti	Maksimum Isırma Kuvveti	Çiğneme Kuvveti
<b>CARES Ceramic Abutment</b>	115,810	272,163	194,747	313,662
<b>In Ceram Zirconia Blank</b>	115,576	272,201	194,745	313,420
<b>Procera Esthetic Abutment</b>	115,296	272,269	194,882	313,178
<b>synOcta Meso Abutment</b>	116,573	272,124	193,800	314,349

**Tablo 12.** İmplantlarda oluşan maksimum principle stres değerleri. (MPa)

Dayanak Malzemesi	Üç Üyeli Köprü		Dört Üyeli Köprü	
	Maksimum Isırma Kuvveti	Çiğneme Kuvveti	Maksimum Isırma Kuvveti	Çiğneme Kuvveti
<b>CARES Ceramic Abutment</b>	38,354	235,525	56,159	311,759
<b>In Ceram Zirconia Blank</b>	38,400	235,604	57,350	311,541
<b>Procera Esthetic Abutment</b>	38,355	235,732	59,010	311,322
<b>synOcta Meso Abutment</b>	38,326	235,714	52,795	312,458

**Tablo 13.** İmplantlarda oluşan minimum principle stres değerleri. (MPa)

Dayanak Malzemesi	Üç Üyeli Köprü		Dört Üyeli Köprü	
	Maksimum Isırma Kuvveti	Çiğneme Kuvveti	Maksimum Isırma Kuvveti	Çiğneme Kuvveti
<b>CARES Ceramic Abutment</b>	-138,270	-292,450	-227,490	-357,203
<b>In Ceram Zirconia Blank</b>	-138,120	-292,492	-227,468	-356,992
<b>Procera Esthetic Abutment</b>	-138,045	-292,565	-227,568	-356,788
<b>synOcta Meso Abutment</b>	-138,556	-292,398	-226,706	-357,811

**Tablo 14.** Bazal dayanaklarda oluşan Von Mises stres değerleri. (MPa)

Dayanak Malzemesi	Üç Üyeli Köprü		Dört Üyeli Köprü	
	Maksimum Isırma Kuvveti	Çiğneme Kuvveti	Maksimum Isırma Kuvveti	Çiğneme Kuvveti
<b>CARES Ceramic Abutment</b>	83,266	148,252	135,450	193,365
<b>In Ceram Zirconia Blank</b>	83,185	148,162	135,452	193,230
<b>Procera Esthetic Abutment</b>	83,089	148,039	135,618	193,079
<b>synOcta Meso Abutment</b>	83,542	148,488	135,225	193,842



**Tablo 15.** Bazal dayanaklarda oluşan maksimum principle stres değerleri. (MPa)

Dayanak Malzemesi	Üç Üyeli Köprü		Dört Üyeli Köprü	
	Maksimum Isırma Kuvveti	Çiğneme Kuvveti	Maksimum Isırma Kuvveti	Çiğneme Kuvveti
<b>CARES Ceramic Abutment</b>	10,939	140,344	30,956	186,798
<b>In Ceram Zirconia Blank</b>	11,184	140,287	31,924	186,827
<b>Procera Esthetic Abutment</b>	16,284	140,201	33,105	186,883
<b>synOcta Meso Abutment</b>	16,052	140,480	28,574	186,815

**Tablo 16.** Bazal dayanaklarda oluşan minimum principle stres değerleri. (MPa)

Dayanak Malzemesi	Üç Üyeli Köprü		Dört Üyeli Köprü	
	Maksimum Isırma Kuvveti	Çiğneme Kuvveti	Maksimum Isırma Kuvveti	Çiğneme Kuvveti
<b>CARES Ceramic Abutment</b>	-98,837	-156,494	-152,329	-210,276
<b>In Ceram Zirconia Blank</b>	-98,780	-156,577	-152,621	-210,266
<b>Procera Esthetic Abutment</b>	-98,718	-156,676	-152,974	-210,264
<b>synOcta Meso Abutment</b>	-94,901	-156,363	-151,279	-210,410

**Tablo 17.** Seramik implant dayanaklarında oluşan Von Mises stres değerleri. (MPa)

Dayanak Malzemesi	Üç Üyeli Köprü		Dört Üyeli Köprü	
	Maksimum Isırma Kuvveti	Çiğneme Kuvveti	Maksimum Isırma Kuvveti	Çiğneme Kuvveti
<b>CARES Ceramic Abutment</b>	82,002	87,781	135,888	126,086
<b>In Ceram Zirconia Blank</b>	89,151	95,205	146,356	128,014
<b>Procera Esthetic Abutment</b>	104,210	104,647	162,766	136,476
<b>synOcta Meso Abutment</b>	76,062	82,365	127,075	122,483

**Tablo 18.** Seramik implant dayanaklarında oluşan maksimum principle stres değerleri. (MPa)

Dayanak Malzemesi	Üç Üyeli Köprü		Dört Üyeli Köprü	
	Maksimum Isırma Kuvveti	Çiğneme Kuvveti	Maksimum Isırma Kuvveti	Çiğneme Kuvveti
<b>CARES Ceramic Abutment</b>	32,843	80,692	50,322	127,190
<b>In Ceram Zirconia Blank</b>	35,936	83,004	54,140	128,959
<b>Procera Esthetic Abutment</b>	42,832	85,720	62,119	131,312
<b>synOcta Meso Abutment</b>	25,826	76,469	43,247	122,532

**Tablo 19.** Seramik implant dayanaklarında oluşan minimum principle stres değerleri. (MPa)

Dayanak Malzemesi	Üç Üyeli Köprü		Dört Üyeli Köprü	
	Maksimum Isırma Kuvveti	Çiğneme Kuvveti	Maksimum Isırma Kuvveti	Çiğneme Kuvveti
CARES Ceramic Abutment	-93,080	-87,424	-144,711	-137,077
In Ceram Zirconia Blank	-96,278	-88,302	-148,818	-139,122
Procera Esthetic Abutment	-101,554	-92,434	-155,641	-141,937
synOcta Meso Abutment	-86,565	-84,545	-135,727	-131,961

**Tablo 20.** Bağlantı vidasında oluşan Von Mises stres değerleri. (MPa)

Dayanak Malzemesi	Üç Üyeli Köprü		Dört Üyeli Köprü	
	Maksimum Isırma Kuvveti	Çiğneme Kuvveti	Maksimum Isırma Kuvveti	Çiğneme Kuvveti
CARES Ceramic Abutment	38,909	32,135	55,130	43,533
In Ceram Zirconia Blank	36,089	30,228	51,215	41,627
Procera Esthetic Abutment	32,837	28,072	46,891	39,518
synOcta Meso Abutment	45,308	-37,336	64,159	49,095

**Tablo 21.** Bağlantı vidasında oluşan maksimum principle stres değerleri. (MPa)

Dayanak Malzemesi	Üç Üyeli Köprü		Dört Üyeli Köprü	
	Maksimum Isırma Kuvveti	Çiğneme Kuvveti	Maksimum Isırma Kuvveti	Çiğneme Kuvveti
<b>CARES Ceramic Abutment</b>	16,876	25,500	16,795	32,215
<b>In Ceram Zirconia Blank</b>	17,074	24,162	15,042	30,614
<b>Procera Esthetic Abutment</b>	17,448	22,353	17,207	28,554
<b>synOcta Meso Abutment</b>	15,580	29,791	20,047	37,393

**Tablo 22.** Bağlantı vidasında oluşan minimum principle stres değerleri. (MPa)

Dayanak Malzemesi	Üç Üyeli Köprü		Dört Üyeli Köprü	
	Maksimum Isırma Kuvveti	Çiğneme Kuvveti	Maksimum Isırma Kuvveti	Çiğneme Kuvveti
<b>CARES Ceramic Abutment</b>	-43,726	-29,696	-59,925	-37,975
<b>In Ceram Zirconia Blank</b>	-41,740	-27,773	-57,099	-35,963
<b>Procera Esthetic Abutment</b>	-39,041	-25,208	-53,301	-33,433
<b>synOcta Meso Abutment</b>	-49,848	-35,682	-68,765	-44,416

**Tablo 23.** SBP alt yapı porseleninde oluşan Von Mises stres değerleri. (MPa)

Dayanak Malzemesi	Üç Üyeli Köprü		Dört Üyeli Köprü	
	Maksimum Isırma Kuvveti	Çiğneme Kuvveti	Maksimum Isırma Kuvveti	Çiğneme Kuvveti
CARES Ceramic Abutment	77,220	32,913	125,172	60,596
In Ceram Zirconia Blank	77,980	33,377	125,946	60,925
Procera Esthetic Abutment	79,236	33,887	126,977	61,414
synOcta Meso Abutment	76,974	31,795	126,433	59,819

**Tablo 24.** SBP alt yapı porseleninde oluşan maksimum principle stres değerleri. (MPa)

Dayanak Malzemesi	Üç Üyeli Köprü		Dört Üyeli Köprü	
	Maksimum Isırma Kuvveti	Çiğneme Kuvveti	Maksimum Isırma Kuvveti	Çiğneme Kuvveti
CARES Ceramic Abutment	63,729	22,985	137,174	51,126
In Ceram Zirconia Blank	63,205	22,852	135,202	50,704
Procera Esthetic Abutment	62,460	22,664	132,658	50,168
synOcta Meso Abutment	65,667	23,373	142,920	52,332

**Tablo 25.** SBP alt yapı porseleninde oluşan minimum principle stres değerleri. (MPa)

Dayanak Malzemesi	Üç Üyeli Köprü		Dört Üyeli Köprü	
	Maksimum Isırma Kuvveti	Çiğneme Kuvveti	Maksimum Isırma Kuvveti	Çiğneme Kuvveti
<b>CARES Ceramic Abutment</b>	-80,005	-32,720	-158,558	-72,551
<b>In Ceram Zirconia Blank</b>	-79,686	-32,865	-159,461	-72,864
<b>Procera Esthetic Abutment</b>	-80,173	-33,067	-162,625	-73,243
<b>synOcta Meso Abutment</b>	-82,181	-32,386	-155,656	-71,816

**Tablo 26.** SBP üst yapı porseleninde oluşan Von Mises stres değerleri. (MPa)

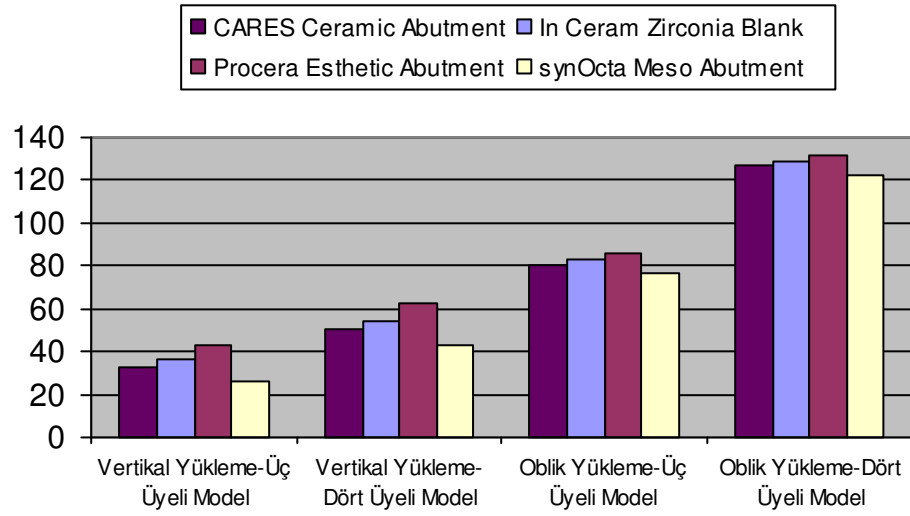
Dayanak Malzemesi	Üç Üyeli Köprü		Dört Üyeli Köprü	
	Maksimum Isırma Kuvveti	Çiğneme Kuvveti	Maksimum Isırma Kuvveti	Çiğneme Kuvveti
<b>CARES Ceramic Abutment</b>	237,320	110,109	115,119	131,719
<b>In Ceram Zirconia Blank</b>	237,405	110,111	114,998	131,715
<b>Procera Esthetic Abutment</b>	237,514	110,114	116,233	131,711
<b>synOcta Meso Abutment</b>	237,144	110,104	115,499	131,728

**Tablo 27.** SBP üst yapı porseleninde oluşan maksimum principle stres değerleri. (MPa)

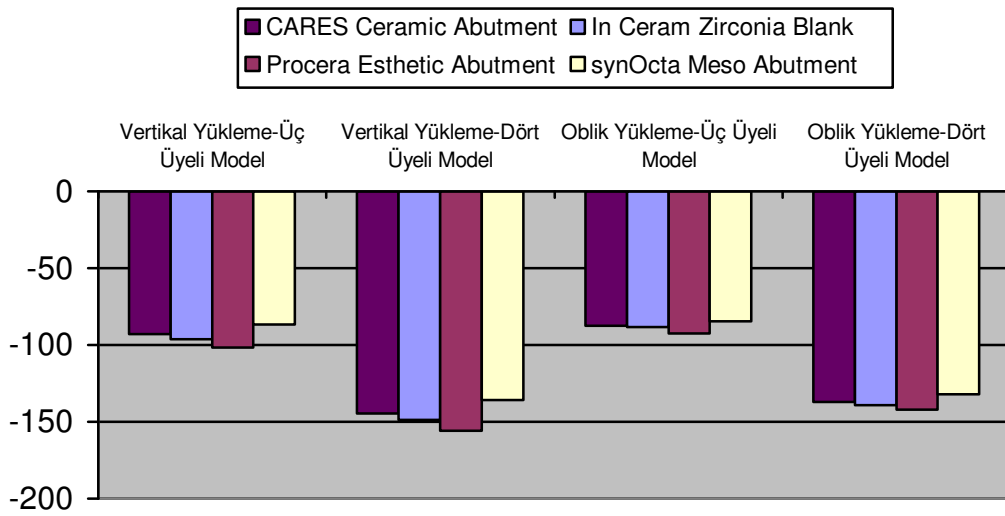
Dayanak Malzemesi	Üç Üyeli Köprü		Dört Üyeli Köprü	
	Maksimum Isırma Kuvveti	Çiğneme Kuvveti	Maksimum Isırma Kuvveti	Çiğneme Kuvveti
<b>CARES Ceramic Abutment</b>	132,483	220,284	118,476	70,282
<b>In Ceram Zirconia Blank</b>	132,471	219,890	116,905	70,267
<b>Procera Esthetic Abutment</b>	132,454	219,438	114,878	70,283
<b>synOcta Meso Abutment</b>	132,533	221,033	123,062	70,426

**Tablo 28.** SBP üst yapı porseleninde oluşan minimum principle stres değerleri. (MPa)

Dayanak Malzemesi	Üç Üyeli Köprü		Dört Üyeli Köprü	
	Maksimum Isırma Kuvveti	Çiğneme Kuvveti	Maksimum Isırma Kuvveti	Çiğneme Kuvveti
<b>CARES Ceramic Abutment</b>	-270,496	-129,467	-152,228	-131,278
<b>In Ceram Zirconia Blank</b>	-270,454	-129,461	-152,212	-131,274
<b>Procera Esthetic Abutment</b>	-270,406	-129,453	-154,844	-131,269
<b>synOcta Meso Abutment</b>	-270,570	-129,478	-152,818	-131,288



Şekil 79. Seramik implant dayanaklarında oluşan maksimum principle stres değerleri. (MPa)



Şekil 80. Seramik implant dayanaklarında oluşan minimum principle stres değerleri. (MPa)

## 4.2. YERDEĞİŞTİRME BULGULARI

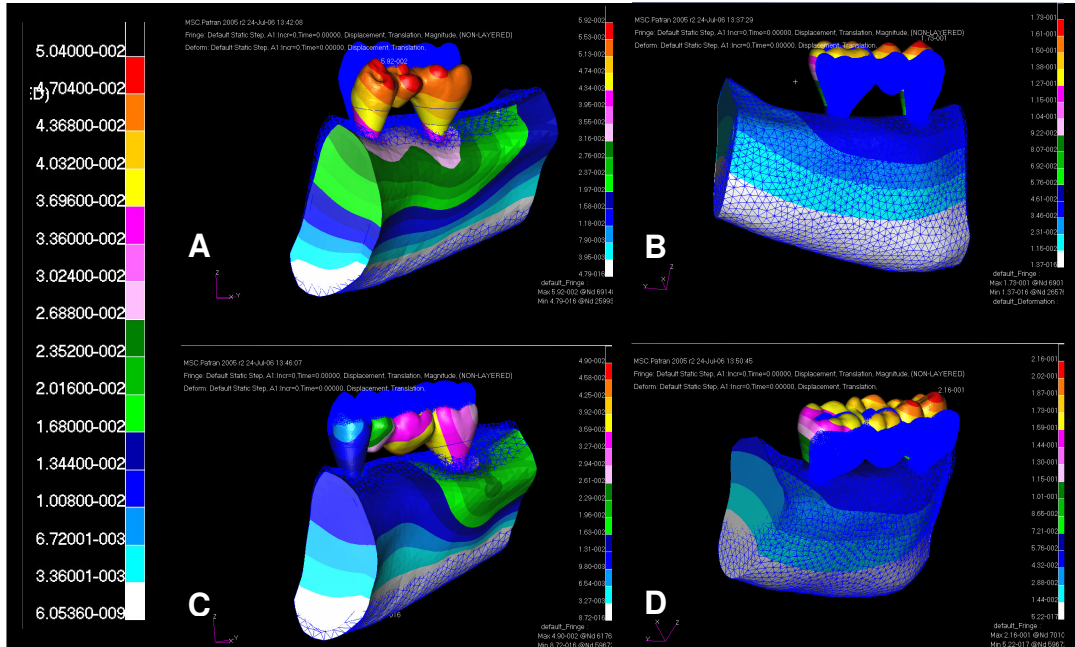
Üç farklı seramik implant dayanağı ve titanyum implant dayanağının kullanıldığı dört modele iki farklı yön ve iki farklı şiddette uygulanan kuvvetler sonucunda oluşan yerdeğiştirme miktarları benzerlik göstermiştir.

Dayanaklarda kullanılan materyaller göre modellerde oluşan yer değiştirme miktarları Tablo 25–28 ve Şekil 81-84’de görülmektedir.



**Tablo 25.** CZA kullanılan modeldeki yerdeğiştirme miktarları (mm).

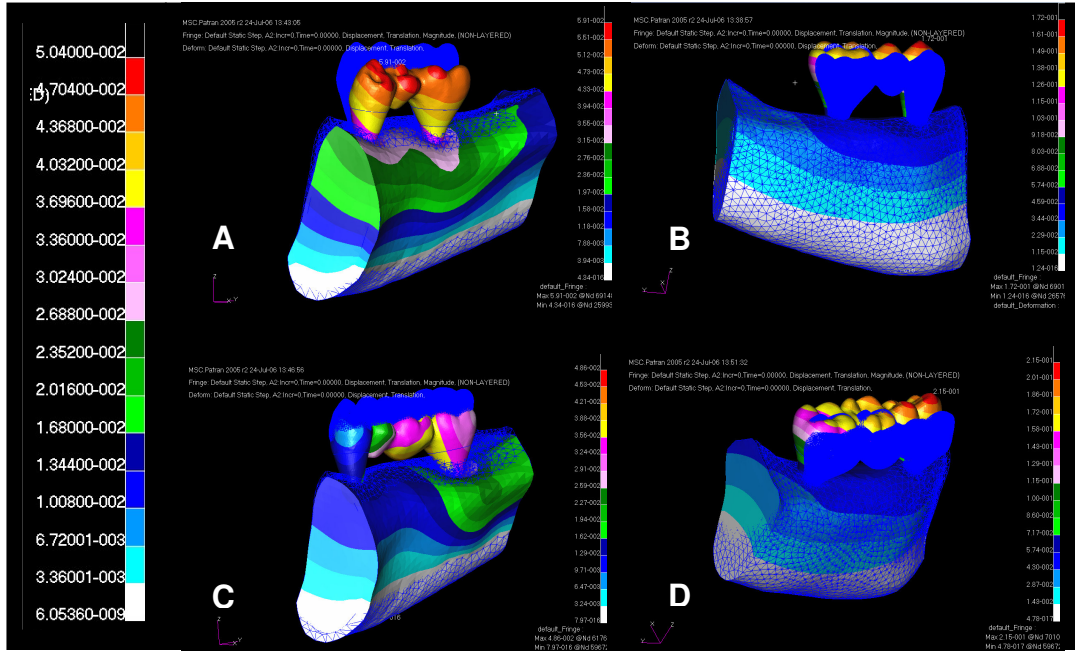
	Üç Üyeli Köprü		Dört Üyeli Köprü	
	Maksimum Isırma Kuvveti	Çiğneme Kuvveti	Maksimum Isırma Kuvveti	Çiğneme Kuvveti
<b>Bazal Dayanak</b>	0,0472	0,1020	0,0377	0,1240
<b>Seramik Dayanak</b>	0,0536	0,1460	0,0407	0,1810
<b>SBP Alt Yapı Porseleni</b>	0,0551	0,1550	0,0452	0,1930
<b>Dental İmplant</b>	0,0459	0,0823	0,0385	0,0996
<b>Kortikal Kemik</b>	0,0412	0,0589	0,0364	0,0684
<b>SBP Üst Yapı Porseleni</b>	0,0592	0,1730	0,0490	0,2160
<b>Trabeküler Kemik</b>	0,0398	0,0540	0,0354	0,0636
<b>Bağlantı Vidası</b>	0,0489	0,1150	0,0373	0,1410

**Şekil 81.** CZA kullanılan modeldeki yerdeğiştirme

- A. Üç üyeli model vertikal yükleme
- B. Üç üyeli model oblik yükleme
- C. Dört üyeli model vertikal yükleme
- D. Dört üyeli model oblik yükleme

**Tablo 26.** IZA kullanılan modeldeki yerdeğiştirme miktarları (mm).

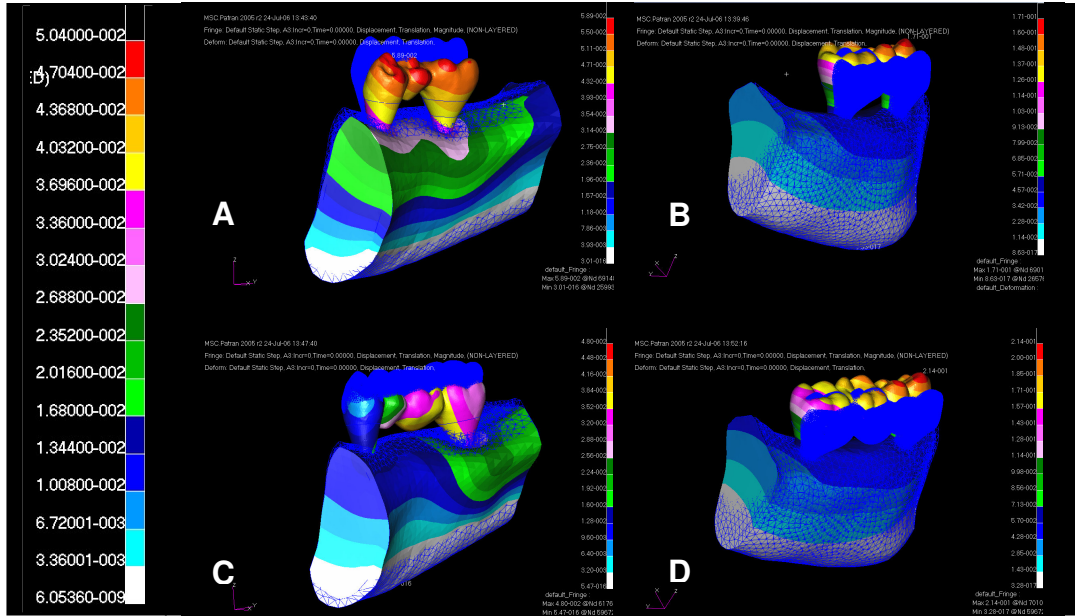
	Üç Üyeli Köprü		Dört Üyeli Köprü	
	Maksimum Isırma Kuvveti	Çiğneme Kuvveti	Maksimum Isırma Kuvveti	Çiğneme Kuvveti
<b>Bazal Dayanak</b>	0,0471	0,1010	0,0377	0,1240
<b>Seramik Dayanak</b>	0,0534	0,1450	0,0404	0,1810
<b>SBP Alt Yapı Porseleni</b>	0,0549	0,1540	0,0448	0,1920
<b>Dental İmplant</b>	0,0459	0,08230	0,0385	0,0995
<b>Kortikal Kemik</b>	0,0412	0,0589	0,0364	0,0684
<b>SBP Üst Yapı Porseleni</b>	0,0591	0,1720	0,0486	0,2150
<b>Trabeküler Kemik</b>	0,0398	0,0540	0,0354	0,0636
<b>Bağlantı Vidası</b>	0,0488	0,1140	0,0372	0,1410

**Şekil 82.** IZA kullanılan modeldeki yerdeğiştirme

- A. Üç üyeli model vertikal yükleme
- B. Üç üyeli model oblik yükleme
- C. Dört üyeli model vertikal yükleme
- D. Dört üyeli model oblik yükleme

**Tablo 27.** PAA kullanılan modeldeki yerdeğiştirme miktarları (mm).

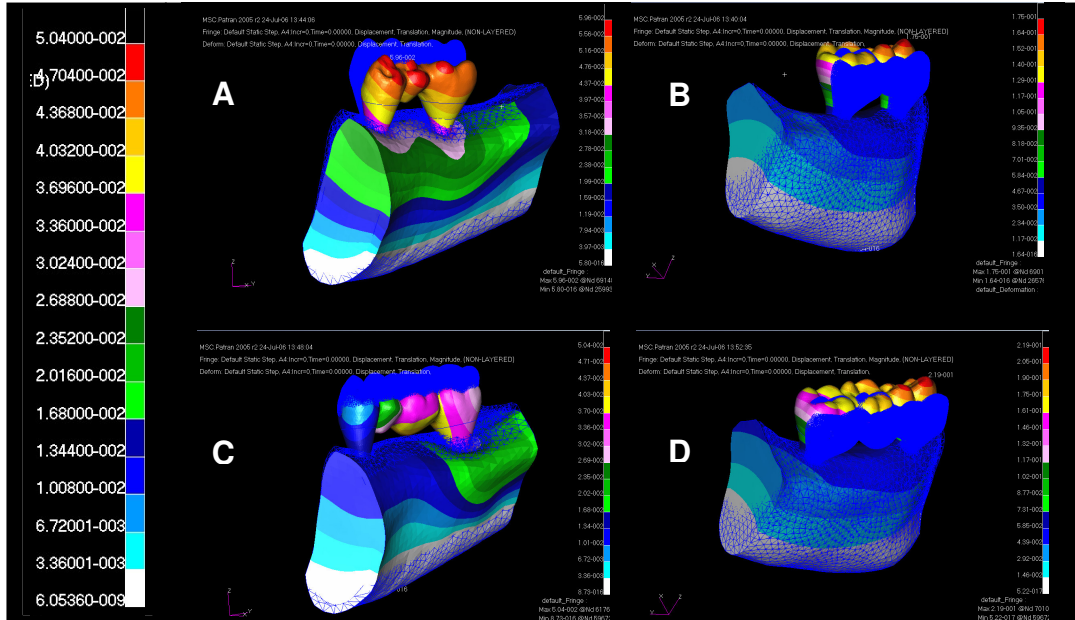
	Üç Üyeli Köprü		Dört Üyeli Köprü	
	Maksimum Isırma Kuvveti	Çiğneme Kuvveti	Maksimum Isırma Kuvveti	Çiğneme Kuvveti
<b>Bazal Dayanak</b>	0,0470	0,1010	0,0377	0,1240
<b>Seramik Dayanak</b>	0,0533	0,1450	0,0410	0,1800
<b>SBP Alt Yapı Porseleni</b>	0,0548	0,1530	0,0443	0,1910
<b>Dental İmplant</b>	0,0458	0,0822	0,0385	0,0895
<b>Kortikal Kemik</b>	0,0411	0,0589	0,0364	0,0684
<b>SBP Üst Yapı Porseleni</b>	0,0589	0,1710	0,0480	0,2140
<b>Trabeküler Kemik</b>	0,0398	0,0540	0,0353	0,0636
<b>Bağlantı Vidası</b>	0,0487	0,1140	0,0370	0,1400



**Şekil 83.** PAA kullanılan modeldeki yerdeğiştirme  
A. Üç üyeli model vertikal yüklemeye  
B. Üç üyeli model oblik yüklemeye  
C. Dört üyeli model vertikal yüklemeye  
D. Dört üyeli model oblik yüklemeye

**Tablo 28.** SMA kullanılan modeldeki yerdeğiştirme miktarları (mm).

	Üç Üyeli Köprü		Dört Üyeli Köprü	
	Maksimum Isırma Kuvveti	Çiğneme Kuvveti	Maksimum Isırma Kuvveti	Çiğneme Kuvveti
<b>Bazal Dayanak</b>	0,0474	0,1020	0,0379	0,1250
<b>Seramik Dayanak</b>	0,0539	0,1480	0,0416	0,1840
<b>SBP Alt Yapı Porseleni</b>	0,0555	0,1570	0,0464	0,1950
<b>Dental İmplant</b>	0,0460	0,0824	0,0385	0,0998
<b>Kortikal Kemik</b>	0,0412	0,0589	0,0364	0,0685
<b>SBP Üst Yapı Porseleni</b>	0,0596	0,1750	0,0504	0,2190
<b>Trabeküler Kemik</b>	0,0398	0,0400	0,0354	0,0637
<b>Bağlantı Vidası</b>	0,0491	0,1160	0,0378	0,1420

**Şekil 84.** SMA kullanılan modeldeki yerdeğiştirme

- A. Üç üyeli model vertikal yükleme
- B. Üç üyeli model oblik yükleme
- C. Dört üyeli model vertikal yükleme
- D. Dört üyeli model oblik yükleme

## 5. TARTIŞMA

İmplantüstü sabit bölümlü protezlerde kullanılan seramik implant dayanaklarının fonksiyonel kuvvetler altında gösterdikleri mekanik ve fiziksel özelliklerini üç boyutlu sonlu elemanlar yöntemi ile inceleyen bu çalışmada, seramik dayanakların birbirlerine ve titanyum dayanağa benzer stres alanları ve stres değerleri gösterdiği bulunmuştur.

Sonlu elemanlar yönteminde malzeme özellikleri, modelin sınır koşulları, ara yüz tanımlamaları ve modelin gerçek yapıya benzerliği, sonuçları etkileyen faktörlerdir. Matematiksel modeller ile bilgisayar kullanılarak çözümlenebileceği gibi kontrol mekanizması da oldukça yüksek hassas sonuçlar elde edilir. Ancak analizde gerçek cismin ya da fenomenin matematiksel modelleri kullanıldığından dolayı doğal davranışın bütün detaylarını tam olarak belirlenemez (Yoshida ve ark, 2000).

Bunun yanında kolaylıkla test koşulları, parametreler ve geometri değiştirilebilir ve istenilen bir zamanda test tekrarlanabilir. Matematiksel modellerle yapılan testlerle sağlanabilen bu avantajların, in vivo testlerde elde edilmesi imkansızdır. Bu nedenle test edilmiş ve doğruluğu kanıtlanmış matematiksel modeller kullanılarak yapılan analizler, materyal ya da restorasyon dizaynının incelenmesinde kullanışlı bir yöntemdir (Yoshida ve ark, 2000).

Sonlu elemanlar yönteminde iki ya da üç boyutlu modeller kullanılabilir. İki boyutlu yöntem uygulanarak yapılan modellemelerde elemanlar sadece bir alana sahipmiş gibi değerlendirilirken, derinlik boyunca oluşabilecek değişimler göz önüne alınmaz. Üç boyutlu sonlu elemanlar analizinde ise elemanlar bir hacme sahiptir ve her yönde oluşabilen değişimler incelenebilir (Saraç, 2003). Diş hekimliğinde modellenen yapıların anatomisinin düzensizliği nedeniyle üç boyutlu modellemeler gerçeğe daha yakın modeller elde edilmesine olanak sağlar. Ayrıca kuvvetlerin uygulandığı düzlemin simetrik olmaması nedeniyle stres dağılımı üç boyutlu analizlerde iki boyutlu analizlere göre daha doğru ve gerçekçi sonuçlar verir (Rubin ve ark, 1983; Darendeliler, 1995; Korkmaz, 1995; Fischer ve ark., 2003; Çankaya, 2005). İsmail ve ark, (1987) blade implant kullanarak iki ve üç boyutlu sonlu elemanlar analizlerini karşılaştırdıkları çalışmada, iki boyutlu analizin normal gerilme dağılımlarını detayları ile yansıtmadığı, sadece asal gerilme dağılımları incelenmek istendiğinde yeterli olduğu belirtilmiştir. Bu

bilgilerde göz önünde tutularak, daha gerçekçi modelleme yapılması ve daha gerçekçi sonuçlar elde edilmesi amacıyla bu çalışmada da üç boyutlu sonlu elemanlar yöntemi tercih edildi.

Sonlu elemanlar yönteminde kullanılacak matematiksel modelde gerçek cismin tamamının mı yoksa yalnızca çalışılacak bölgenin mi modellenmesi gerekliliği tam olarak açıklanmamıştır. Bu konunun aydınlatılması amacı ile Meijer ve ark'ın (1993) yaptığı çalışmada, alt çenenin tamamının kullanıldığı üç boyutlu, sadece mental foramenler arası bölgenin üç boyutlu ve yalnızca mental foramenler arası bölgenin iki boyutlu modellerinden oluşan, 3 farklı matematiksel model kullanılmıştır. Stres analizi sonrasında mental foramenler arası bölgenin kullanıldığı üç boyutlu modelin yeterli olduğunu ve benzer çalışmalarda alt çenenin tamamının modellenmesi yerine çalışılacak olan bölgenin daha detaylı modellenmesinin daha az zaman alıcı ve daha kolay olması nedeniyle yeterli olacağını bildirmişlerdir (Meijer ve ark, 1993). Ayrıca, Teixeira ve ark, (1998) çalışmalarında çeşitli mesio-distal boyutlarda ve farklı eleman sayısına sahip üç boyutlu on farklı alt çene modelini stres dağılımı açısından karşılaştırmış ve daha az eleman sayısına sahip, daha küçük ve basit bir modelin stres dağılımı açısından olumsuz yönde etkilenmeden rahatlıkla kullanılabileceğini belirtmişlerdir. Bu nedenlerden dolayı istenilen bölgenin gerçek anatomik yapısının elde edilebilmesi açısından alt çenenin tamamının katı modeli oluşturulduktan sonra çalışmamızda yalnızca implant alanları ve üst yapılarını içeren bölgenin modellenmesi tercih edildi.

Sonlu elemanlar yönteminde çözümlerin alınmasındaki zamanın kısaltılması açısından, model geometrilerinde bazı basitleştirmelere gidilmesi, bu tip çalışmaların pek çoğunda uygulanan bir yöntemdir (Özkan, 1997; Pietrabissa ve ark, 2000; Sağat, 2002, Hansson ve Ekstube, 2004; Kitamura ve ark, 2004; Çankaya, 2005). Ancak yapılan bu basitleştirmeler elde edilecek sonuçların doğruluğunu olumsuz yönde etkileyebileceğinden, çalışmamızda üç ve dört üyeli sabit bölümlü protezler, implantlar, implant dayanakları, oklüzal kapama vidaları dahil bütün öğeler geometrik olarak gerçeğe uygun şekilde hazırlandı.

Dental implantların ve oklüzal vidaların yiv heliksi ve vida yuvasını içeren tam geometrisinin modellenmesi, bu tip analizlerin doğruluğu açısından önemlidir. Böylece tork uygulamaları sırasında gelişen ön yüklemenin, sonlu elemanlar analizinde dayanak vidasının, implantın vida yuvası içine sıkıştırılmasının gerçeğe benzer şekilde taklit edilmesine izin verir (Lang ve ark, 2003). Merz ve ark'ı (2000) yaptıkları çalışmada, modeli basitleştirmek amacı ile implant ve implant dayanağının yivlerini spiral karakterde modellememişlerdir. Ancak Lang ve ark'ı (2003) Merz ve arkadaşlarının çalışmasında kullandıkları simetrik halkalar şeklindeki yivlerin sadece temas bölgelerindeki basıncı ve sürtünmesel kuvvetleri transfer ettiğini, fakat açılma stres transferinde yetersiz kaldığını bildirmişlerdir.

Sonlu elemanlar yönteminin güvenilirliğini etkileyen diğer bir faktör eleman ve düğüm noktası sayısıdır. Sayı arttıkça elde edilen sonuçların doğruluğu da artmakta, sayı azaldıkça çok daha genel bilgiler elde edilmektedir. Bununla birlikte, eleman ve düğüm noktası sayısı arttıkça analiz süresi de uzamaktadır. Bu nedenle yapılan çalışmaların pek çoğunda eleman ve düğüm noktası sayısı sınırlı tutulmuştur (Pietrabissa ve ark, 2000; Akça ve İplikçioğlu, 2002; Sağat, 2002, Akça ve ark, 2003; Hansson ve Ekestubbe, 2004; Kitamura ve ark, 2004). Çalışmamızda kullanılan modellerde ortalama 430000 eleman ve 75000'in üzerinde düğüm noktası mevcuttur. Bu sayılar, sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak yapılan çalışmaların büyük çoğunluğunda kullanılan eleman ve düğüm noktası sayısının çok üzerindedir (Pietrabissa ve ark, 2000; Akça ve İplikçioğlu, 2002; Sağat, 2002, Akça ve ark, 2003; Hansson ve Ekestubbe, 2004; Kitamura ve ark, 2004).

Sonlu elemanlar yönteminde kullanılan eleman tipi sonuçların güvenilirliğini etkilemektedir. Doğru planlanmış bir çalışmada yanlış eleman tipinin kullanılması, hatalı sonuçlar alınmasına neden olabilir (Kayabaşı, 2003). Çalışmamızda 4 bağlantı noktasına sahip tetrahedral elemanlar kullanıldı. Bu elemanlar piramit formda olduklarından, modellenen geometrinin karmaşık olması durumunda matematik modelin oluşturulmasında kolaylık sağlamaktadır (Doyle, 2004; Entekin, 2005). Ayrıca, çalışmamızda bilgisayar programı olarak MSC. Patran 2005 kullanıldı. Bu programın tercih edilmesinin amacı, diş hekimliği alanında yapılmış çeşitli çalışmalarda

kullanılmış ve güvenilirliğinin tespit edilmiş olmasıdır (Verrue ve ark, 2001; Akça ve İplikçioğlu, 2002; Sutpideler ve ark, 2004; Romeed ve ark, 2004; Şimşek ve ark, 2006).

Sonlu elemanlar yönteminin kullanıldığı ve alt çenenin tamamının veya yarısının modellendiği çalışmalarda, sınır koşulu olarak çiğneme kaslarının bağlantı bölgelerinden modelin sabitlenmesi tercih edilmiştir (Akça ve İplikçioğlu, 2002; Nagasao ve ark, 2003; Hansson ve Ekkestube, 2004; Çankaya, 2005). Bütün çiğneme kaslarının kullanılarak hazırlanan sınır koşulu daha gerçekçi sonuçlar verse de, bu durum modelleme ve hesaplama zamanının uzamasına neden olacaktır. Bu nedenlerden dolayı çalışmamızda sadece ilgili bölgeye bağlanan kaslar düşünülerek sınır koşulları hazırlandı.

Doğada bulunan hiçbir malzeme % 100 homojen ve izotropik değildir ve organik maddelerin canlı sistem içinde homojen ve izotrop olması beklenemez. Bir organizmaya ait her hangi bir dokunun içyapısı ve izotropisi belli sınırlar içerisinde sayılamayacak kadar çok etkenle değişebilmektedir. Bu durumda malzemenin homojen ve izotrop olduğu düşünülüp, ortalama değerler kullanmak in vitro deney sonuçlarının gerçeğe yaklaşımını engellemeyecektir (Eskitaşcıoğlu, 1991). Bu nedenle çalışmamızda kullanılan modellerde kortikal ve trabeküler kemikler homojen ve izotropik olarak değerlendirildi.

Sonlu elemanlar yönteminde yükleme koşulları altında, kullanılan yazılıma bağlı olarak farklı parametrelerle ilgili stresler (eksenel stresler, asal stresler, yerdeğiştirme miktarları, eşdeğer stresler) elde edilebilir. Bu noktada incelenen sistemin değerlendirilmesinde hangi verilerin kullanılacağı önemlidir. Bu verilerin belirlenmesi, incelenen materyallerin mekanik özelliklerine bağlıdır. Örneğin kırılğan materyaller için asal streslerin değerlendirilmesi anlamlıdır. Bu verilerden elde edilecek en yüksek asal stres, sistemde oluşan en yüksek çekme tipi stresini; en düşük asal stres ise en yüksek basma tipi gerilmesini belirler. Elde edilen en yüksek çekme ve basma tipi stresler, kırılğan materyallerin en yüksek çekme ve basma dayanımı ile karşılaştırılarak yorumlanır (İnan, 1988; Akça, 1998, Sağat, 2002).

Literatürde üç boyutlu stres halindeki akmanın, tek boyutlu gerilme halindeki akma ile ilişkisini teorik olarak açıklayan bir yöntem yoktur. Bu amaçla ampirik



teorilerden yararlanılır. Çok sayıdaki hata kriterleri arasında Tresca tarafında önerilen “Maksimum Kayma Gerilmesi Kriteri” ve Von Mises tarafından önerilen “Enerji Distorsiyon Kriteri” en önemli yeri teşkil eder. Von Mises eşdeğer stres değerleri, çalışmamızdaki titanyum materyali gibi çekilebilir malzemelerin incelenmesinde, olası plastik deformasyonun başlangıcının belirlenmesi açısından önemlidir. Ayrıca Von Mises stresleri stres yoğunlaşma lokalizasyonlarının problemin genel olarak yorumlanması açısından yararlıdır (İnan, 1988; Akça, 1998, Sağat, 2002).

Günümüzde estetik beklentilerin artması ile birlikte tam seramik restoratif materyallerin anterior ve posterior bölgelerde kullanımı yaygınlaşmıştır (Raigrodski, 2004). Estetik açıdan bakıldığında implant dayanakları, doğal dişlerdeki kron-kök birleşimindeki optik özellikleri ve yumuşak dokuların anatomik konturlarını mükemmel şekilde yansıtmalıdır (Prestipino ve Ingber, 1993a; 1993b; Tripodakis ve ark, 1995; Sadoun ve Perelmuter, 1997; Johnson ve Persson, 2001). Geleneksel implant dayanakları standart bir dizaynda üretilmekte ve estetik vakalarda kişiye özel çözümlere izin vermemektedir. Gingival dokunun şekli ve dişin doğal çıkış profiline uygun restorasyonların yapılabilmesi ancak intrasulcular tasarımla sağlanabilir (Jemt ve Pettersson, 1993; Yıldırım ve ark, 2000). Bu amaçla prepare edilebilen titanyum implant dayanakları kullanılmaktadır. Ancak ince dişeti yapısına sahip olan bireyler ve tam seramik restorasyonların tercih edildiği durumlarda titanyum dayanaklar optik özellikleri nedeniyle yetersiz kalmaktadır. Bu sebeple günümüzde seramik implant dayanakları hekimlerin kullanımına sunulmuştur. In vitro ve in vivo çalışmalarda seramik implant dayanakları ile yapılan restorasyonlarda stabil yumuşak ve sert doku seviyeleri ile titanyuma göre daha düşük bakteriyel kolonizasyon gözlemlendiği rapor edilmiştir (Abrahamsson ve ark, 1998; Rasperini ve ark, 1998; Andersson ve ark. 2001; Rimondini ve ark, 2002).

Estetik beklentinin ve posterior bölgede oluşabilecek kuvvetlere dayanıklı tam seramik materyallerinin kullanımının artması sonucunda daha estetik sonuçlar oluşturduklarından posterior bölgede de seramik implant dayanağı kullanım ihtiyacı ortaya çıkmaktadır. Ancak seramik implant dayanaklarının posterior bölgede sabit bölümlü protez uygulamalarında, bu dayanakların fiziksel ve mekanik özelliklerini in

vitro ya da in vivo olarak inceleyen araştırma bulunmadığından, çalışmamızın sonuçları benzer materyal ya da yöntemle çalışan diğer çalışmalarla karşılaştırılmıştır.

Dişli bireylerde maksimum ısırma kuvveti arkın farklı bölgelerinde ve farklı bireylerde değişiklik göstermektedir (Helkimo ve ark, 1977; van Eijden, 1991). Maksimum ısırma kuvveti kuvvetleri karşılayacak olan dokuların toleransı ve kuvvet ölçümleri sırasında hastanın mental durumuna bağlıdır (Carlsson, 1974). Doğal dentisyonlu hastalarda oluşan oklüzal kuvvet miktarı molarlar bölgesinde 383 N ile 880 N arasında, keserler bölgesinde ise 176 N ile 229 N arasında değişmektedir (Helkimo ve ark, 1977; Howell ve Manly,1984). Ayrıca literatürde gözlemlenmiş en yüksek ısırma kuvveti 4340 N olarak rapor edilmiştir (Gibbs ve ark. 1986). Bununla birlikte Mericske-Stern ve Zarb tarafından (1996) implant destekli sabit bölümlü protezlerle tedavi edilmiş hastalarda, birinci premolar ve molarlarda 200 N, ikinci premolarlarda 300 N'dan düşük maksimum oklüzal kuvvetler olduğu rapor edilmiştir. Literatürde uygulanan kuvvetlerin miktarı hakkında kesin bir bilgi olmaması ve çok çeşitlilik göstermesi nedeni ile doğal dişli bireylerde posterior bölgede olduğu bildirilen molar dişler için 665 N ve premolar dişler için 450 N oklüzal kuvvetler (Craig, 2002) çalışmamızda kullanıldı. Doğal dişler için belirtilen bu yüksek kuvvet miktarları, seramik dayanakların kullanılabilirlikleri hakkında yeterli bilgi vermesi açısından vertikal ve oblik kuvvetler şeklinde uygulandı.

Oklüzal kuvvetlerin yapılan restorasyonlarda dayanak olan doğal diş ya da implantların uzun eksenine paralel şekilde kemiğe iletilmesi tedavinin prognozu açısından önemlidir. Bu amaçla, yapılan restorasyonlarda sentrik temas tipi olarak, tripot temas tipi kullanılması önerilmektedir (Okeson, 1985; Doğan ve Doğan, 1986). Bu çalışmada da üç ve dört üyeli sabit protez modellerine tüberkül-fossa ilişkisinde, üst dişlerin fonksiyonel tüberküllerinin yerleştikleri alt dişlerin fossalarında tripot temas tipi oluşturuldu. Oklüzal kuvvetler bu temas noktalarına tek bir düğüm noktasından değil, kuvveti bir alana yaymak amacı ile 10 adet düğüm noktasından verilerek paylaştırıldı.

Çalışmamızdan elde ettiğimiz bulgular uygulanan kuvvetlerin yönüne göre değerlendirildiğinde üç ve dört üyeli sabit protez modellerinde farklılık göstermesine

karşın, farklı dayanakların kullanıldığı modellerde stres değerlerinde ve stres alanlarında önemli bir fark tespit edilmedi.

Her iki yükleme koşulunda, üç ve dört üyeli sabit protez modellerinde oluşan stresin, implantların servikal bölgesindeki kortikal kemikte yoğunlaştığı görüldü. İmplant ile kemik arasındaki kuvvet dağılımı, doğal dişlerde meydana gelen kuvvet iletiminden farklıdır (Brunski, 1988; Weinberg, 1993; Richter, 1995). Doğal dişlerde periodontal ligament varlığı, gelen kuvvet doğrultusunda vertikal ve horizontal yönde dişin mikro hareketine ve kökün apikal uçlüsünde dönme merkezi oluşmasına neden olmaktadır. İmplant ile kemik arasında ise periodontal ligament olmaması ve osseointegrasyon nedeni ile implantlarda ancak mikron düzeyinde bir hareket söz konusudur. Bu sebeple implantlar üzerine gelen kuvvetler, implantların servikal bölgesindeki kortikal kemikte yoğunlaşmaktadır (Weinberg, 1993). Çalışmamızın sonucuna benzer şekilde, yapılan diğer çalışmalarda da kortikal kemikte oluşan stres alanının implantların servikal bölgesinde olduğu bildirilmiştir (Papavasiliou ve ark, 1996; Akça ve İplikçioğlu, 2002, Sağat, 2002; Eskitaşoğlu ve ark, 2004; Kitamura ve ark, 2004; Çankaya, 2005; Sevimay, 2005). Kortikal kemikte olduğu gibi trabeküler kemikteki stres alanları ve değerleri yükleme koşulları ve sabit protezin üye sayısına bağlı olarak benzerlik gösterdi.

Kemikte oluşan stres değerlerinin implantların servikal bölgesindeki kortikal kemikten implantların apikaline doğru gittikçe azaldığı görüldü. İmplantların klinik başarısında, destek kemiğe kuvvet iletimi önemli rol oynamaktadır. Kortikal kemikte düzgün bir stres dağılımının gerçekleşmesi stabil kemik seviyesinin uzun süre korunmasına yardımcı olmaktadır (Al-Sayyed ve ark, 1994; Nordin ve ark, 1998; Norton, 1998; Hansson, 1999; Wiskott ve Belser, 1999; Palmer ve ark, 2000). Titanyum ve seramik dayanaklarla yapılmış birçok klinik çalışmada kemik rezorpsiyonları arasında önemli farklılıklar bulunmadığı rapor edilmiştir (Andersson ve ark, 1995; Andersson ve ark, 1999; Andersson ve ark, 2001; Andersson ve ark, 2003; Henriksson ve Jemt, 2003; Glauser ve ark, 2004).

İmplantlardaki stres alanları değerlendirildiğinde, en yüksek Von Mises stres değerlerinin implantların kortikal kemikle temas ettikleri alanda ve hemen üzerindeki

boyun kısmında olduğu görüldü. Daha önce belirtildiği gibi implantta periodontal ligamentin ve bunun sonucunda mikro hareketin olmaması stresi bu bölgelerde yoğunlaştırmaktadır (Brunski, 1988; Weinberg, 1993). Dayanaklar karşılaştırıldığında seramik dayanakların kullanıldığı modellerde, titanyum dayanak kullanılan modele göre implantta daha az stres değerleri elde edildi. Buna rağmen, titanyum dayanak modelinde oluşan en yüksek Von Mises stres değerinin titanyum alaşımının germe dayanıklılığını ( $S_y=827$  MPa) geçmediği görüldü. Ayrıca, titanyum dayanak kullanılan modelde bazal dayanakta ve bağlantı vidasında oluşan stres değerlerinin de daha yüksek olduğu bulundu. Gerek implantta gerek bazal dayanak ve bağlantı vidasında oluşan stresin titanyum dayanak kullanılan modelde daha yüksek olması, titanyuma göre daha yüksek elastisite modülüsüne sahip seramik dayanakların sabit protezler üzerine gelen kuvvetleri kendi bünyelerinde biriktirme eğilimi gösterdiğini ve alttaki yapılara daha az kuvvet iletimi oluşturduğunu düşündürmektedir. Seramik materyali, titanyuma göre daha rijit bir materyaldir. Aynı zamanda kullanılan seramik materyallerinin elastik modülüsleri de titanyumdan daha yüksektir. Daha sert ve rijit bir yapı, hareket oluşumunu engelleyeceğinden stres iletimini de kısıtlamaktadır (Aydın ve Tekkaya, 1992; Zaimoğlu ve ark, 1993; Nayır, 1999). Klinik olarak bu durum implantın prognozu açısından avantajlı gibi görülse de, seramik dayanaklardaki stres miktarında bir artış oluşturması, seramik dayanakların dayanımında olumsuz etkiler oluşturabilir.

Çalışmamızın esas amacını oluşturan seramik dayanakların posterior kuvvetler altındaki davranışları incelendiğinde, titanyum dayanakta elde edilen stres değerinin seramik dayanaklara göre daha düşük olduğu bulundu. Bu sonuç, titanyum dayanağın kuvveti alt yapılara daha fazla ilettiği dolayısı ile gelen kuvveti tüm implant sistemine dağıttığını göstermektedir. Oysa implant, bazal dayanak ve bağlantı vidasındaki stres değerleri incelendiğinde daha düşük stres değerleri veren seramik dayanak modellerindeki dayanaklarda daha yüksek stres değerleri elde edildi.

Seramik dayanaklar karşılaştırıldığında en yüksek stres değerleri PAA kullanılan modelde, en düşük stres değeri ise CZA kullanılan modelde bulundu. Maksimum principle stres değerleri incelendiğinde de PAA kullanılan modelde 42,832 MPa, IZA kullanılan modelde 35,936 MPa ve CZA kullanılan modelde ise 32,843 MPa'lık stres değerleri elde edildi. Seramik dayanakların kimyasal yapıları farklı

olduğundan, gösterdikleri mekanik ve fiziksel davranışlar da farklı olmaktadır. Kullanılan seramik materyallerin elastisite modülüsleri birbirlerinden farklıdır ( $E_{PAA} > E_{VIZA} > E_{CZA}$ ). Elde edilen stres değerlerinin elastisite modülüsleri ile doğru orantılı olarak değiştiği, elastisite modülüsü yüksek olan seramik dayanakta daha yüksek, düşük olan seramik dayanakta ise daha düşük stres değerlerinin olduğu görüldü. Bununla birlikte elde edilen stres değerleri kullanılan seramik materyallerin en yüksek sıkışma/gerilme değerlerini de (In-Ceram Classic Zirconia Blanks Product Information, 2005; Metoxit Alumina Ceramics Document, 2005; Metoxit Zirconia Ceramics Document, 2005) aşmadı. En yüksek stres değerini veren, yoğun sinterlenmiş alüminyum oksit esaslı PAA materyalinin elastisite modülüsü 380 GPa iken kırılma dayanımı ( $K_{IC}$ )  $4 \text{ MN/m}^{3/2}$  olarak belirtilmiştir (Metoxit Alumina Ceramics Document, 2005). PAA dayanaktan daha düşük stres değerleri veren zirkonyum oksit ile güçlendirilmiş infiltrasyon seramiğinden imal edilen IZA'nın kırılma dayanımı ( $K_{IC}$ )  $4,4 \text{ MN/m}^{3/2}$  (In-Ceram Classic Zirconia Blanks Product Information, 2005;) olarak, en düşük stres değeri veren TZP-zirkonyum oksit esaslı CZA'nın kırılma dayanımı ise ( $K_{IC}$ )  $8 \text{ MN/m}^{3/2}$  (Metoxit Zirconia Ceramics Document, 2005) olarak bildirilmiştir. Kırılma dayanımı yüksek olan materyalin oklüzal kuvvetler altında daha dayanıklı olduğu çeşitli çalışmalarla desteklenmiştir. (Yıldırım ve ark, 2003; Att ve ark. 2006) Çalışmada kullanılan seramik implant dayanaklarının tümünde elde edilen stres değerleri materyallerin en yüksek sıkışma/gerilme değerlerini geçmemesine rağmen, daha yüksek kırılma dayanımına sahip ve uygulanan oklüzal kuvvetler altında daha düşük stres değerleri gösteren CZA implant dayanağının klinik olarak posterior bölgede kullanımının, diğer seramik dayanaklara göre daha güvenli sonuçlar vereceği düşünülmektedir.

Seramik dayanakların klinik olarak incelendiği çalışmalarda tek diş restorasyonlarda başarılı oldukları bildirilmiştir (Andersson ve ark, 1995; Andersson ve ark, 2001; Henriksson ve Jemt, 2003; Glauser ve ark, 2004). Andersson ve ark.'nın (1999) yaptıkları randomize, kontrollü, çok merkezli çalışmada kısa mesafeli sabit bölümlü protezleri destekleyen CerAdapt seramik dayanakların (Nobel Biocare) kısa ve uzun dönem klinik fonksiyonu değerlendirilmiş ve seramik dayanakların sabit bölümlü protezlerde kullanılabileceği bildirilmiştir. Anterior bölgede kullanılan implantüstü seramik dayanaklar ile desteklenmiş cam seramik kron restorasyonların kırılma

direncinin incelendiği bir çalışmada, alüminyum oksit ve zirkonyum oksit seramik dayanakların dayanıklılığının literatürde belirtilen maksimum insizal yük değerlerini aştığı rapor edilmiştir (Yıldırım ve ark, 2003).

Henriksson ve Jemt (2003) tek diş eksikliğinin tedavisinde Procera seramik dayanaklarını bir yıl boyunca takip etmişlerdir. Bir yıl sonunda bütün implantların ve restorasyonların fonksiyon gördüğü ve bir yıllık kısa dönem sonuçlarının başarılı olduğunu bildirmişlerdir. Glauser ve ark (2004) deneysel olarak üretilmiş zirkonyum oksit dayanakların tek diş implantüstü restorasyonlarda kullanımını araştırdıkları 4 yıllık prospektif çalışmalarında, bu seramik dayanakların anterior ve premolar bölgedeki restorasyonları destekleyebilecek dayanıklılığa sahip olduğunu, stabil kemik ve yumuşak doku düzeyleri gösterdiklerini rapor etmişlerdir.

Att ve ark. (2006) Replace implant sisteminde titanyum, alüminyum oksit ve zirkonyum oksit dayanaklar ile restore edilmiş tek diş restorasyonlarının kırık direncini in vitro olarak incelemişlerdir. Titanyum dayanaklar ile diğer seramik dayanaklar arasında anlamlı farklılıklar bulunmasına rağmen, seramik dayanaklar arasında anlamlı farklılıklar bulunmamıştır. Araştırmacılar zirkonyum oksit ve alüminyum oksit seramik dayanaklar ile desteklenmiş tek diş implantüstü restorasyonların anterior bölgedeki fizyolojik oklüzal kuvvetlere karşı koyabileceğini rapor etmişlerdir.

Çalışmamızda da elde edilen stres değerlerinin, seramik materyallerin en yüksek sıkışma/gerilme değerini aşmamış olması, seramik dayanakların posterior bölgede kısa mesafeli köprülerde kullanılabileceği konusunda olumlu bir adımdır. Bununla birlikte çalışmamızda uygulanan kuvvetler doğal dentisyona sahip bireylerde ulaşılabilen yüksek değerlerdeki kuvvetlerdir (Craig, 2002). Çalışmada kullanılan sonlu elemanlar yönteminde Hooke'un lineer elastisite teorisine uygun olarak hesaplamalar yapılmıştır. Bu teoriye göre lineer izotropik bir materyale uygulanan kuvvetin miktarına bağlı olarak elde edilen stres miktarı değişmektedir. Uygulanan kuvvet arttıkça, oluşan stres değeri de artmaktadır. Bu nedenle sonlu elemanlar analizinde elde edilen değerler sonucunda nicel değil, nitel bir karşılaştırma yapılmaktadır (İnan, 1988; Tosun,1997; Balatlıoğlu, 2000). Buna bağlı olarak elde edilen stres miktarlarının, kontrol olarak kullandığımız titanyum dayanağın oluşturduğu stres değerlerine yakın olması da, seramik

dayanakların posterior bölge için uygun olabileceğini düşündürmektedir. Ancak ağız içinde maruz kaldıkları oklüzal kuvvetler nedeni ile seramik materyallerinin bünyelerinde meydana gelen çatlaklar ve tekrarlayan kuvvetler altında oluşan yorulmalar sonucu kırıklar oluşabilir (Morena ve ark, 1986; Peter ve ark, 1993; Munz ve Fett, 1999). Çalışmamızda ise sonlu elamanlar yöntemi içerisinde çatlak ilerlemesi modellenmemiştir.

Yapılan birçok klinik çalışmada implant tedavilerinde en sık karşılaşılan mekanik komplikasyonlardan birinin de dayanak vidasının gevşemesi olduğu gösterilmiştir. Dayanak vida gevşemeleri, premolar ve molar bölgelerinde, anterior bölgelere göre daha fazla görülmektedir (Jemt ve ark, 1991; Becker ve Becker, 1995). Ağız içerisinde oluşan fonksiyonel ve parafonksiyonel kuvvetler sonucunda, implant dayanak birleşimine ayırıcı kuvvetler iletilmektedir. Verslius ve ark (1999) dayanak vidasındaki gevşeme ve dolayısıyla meydana gelen kırıkların, metaldeki yorulmaya bağlı olduğunu belirtmişlerdir. Yorulma, bir metalde germe dayanıklılığı altındaki değerlerde tekrar eden yüklemeler sonucunda gerilme yoğunlaşmasının olduğu bölgelerde başlayan mikroçatlakların, büyüüp birleşmesi sonucu kırılmasıyla sonuçlanan süreci ifade eder (Craig, 2002). Çalışmamızda oklüzal kuvvetler sonucunda seramik dayanakların kullanıldığı modellerde bazal dayanaklar ve bağlantı vidalarında daha düşük stres değerleri elde edildi. Bu düşük gerilme stresleri, seramik dayanak kullanımında önyükleme değerlerinin kritik değerlerin altına düşmemesi sonucunda vida gevşemesinin olmayacağını düşündürmektedir.

Sabit protezlerin alt yapı porseleninde meydana gelen stres değerleri incelendiğinde, seramik dayanakların kullanıldığı modellerde stres değerlerinin titanyum dayanak kullanılan modellerden daha düşük olduğu görüldü. Elastisite modülüsü birbirine yakın iki materyalin birbirlerine ilettikleri kuvvet miktarı ile elastisite farklı iki materyalin birbirlerine ilettikleri stres miktarı farklı olacaktır. (İnan, 1988; Zaimoğlu ve ark, 1993; Nayır, 1999). Titanyum dayanak ile alt yapı porseleni arasındaki elastisite modülü farkının seramik dayanaklara göre daha yüksek olması, stres değerlerinin benzer şekilde yüksek olabileceğini düşündürmektedir.

Çalışmamızda sabit bölümlü protezin üst yapı porseleninde farklı implant dayanak kullanımının oluşan stres değerleri ve alanları açısından herhangi bir fark oluşturmadığı görüldü.

Genel olarak tüm implant sisteminde ve destek dokularda elde edilen stres miktarlarının düşük olmasının nedeninin, kullanılan sabit protez materyalinin fiziksel özelliklerine bağlı olduğunu düşündürmektedir. Rijit bir materyal olan zirkonyum oksit materyalinin ( $E=210$  GPa) gelen kuvveti absorbe etmesi sonucunda, implant sistemine iletilen kuvvet ve buna bağlı olarak oluşan stres miktarı azalmaktadır. Daha düşük elastisite modülüsüne sahip seramik materyali kullanımı implant sisteminde daha yüksek stres değerlerine neden olabilir. Bununla birlikte, çalışmamızda elastisite modülüsü yüksek olan zirkonyum oksit materyalinin kullanılmasının nedeni, bu materyalin posterior bölgede dört üyeli sabit bölümlü protez yapımına uygun olmasıdır (Sturzenegger ve ark, 2000; Völkl, 2001) .

Çalışmada maksimum ısırma kuvvetini taklit eden vertikal kuvvet ve çiğnemeyi taklit eden oblik kuvvetler karşılaştırıldığında, oblik kuvvetler sonucunda gerek implant sistemlerinde gerekse kemikte vertikal yüklemeye oranla daha fazla stres değerleri elde edildi. Köprü statığı açısından oblik kuvvetler daha yıkıcı stresler oluşturmaktadır (Okeson, 1985; Korkmaz, 1995). Cho ve ark. (2002) implant destekli restorasyonlarda kullanılan seramik dayanaklar ve tam seramik kronların kırılma dayanıklılığını in vitro olarak incelemişler ve vertikal yüklemedeki kırılma dayanıklılığı değerlerinin, oblik yükleme değerlerinden daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir.

Sabit bölümlü protezin üye sayısının implant, üst yapılar ve kemikte oluşturduğu stres değerlerine etkisi incelendiğinde, üye sayısının artmasıyla stres miktarlarında artış olduğu görüldü. Literatürde de belirtildiği gibi sabit protez üye sayısı arttıkça, oklüzal kuvvetler altında dayanaklarda oluşan stres miktarı da artmaktadır (Shillinburg ve ark, 1997). Stres alanları incelendiğinde ise, implant dayanaklarındaki farklılığın stres alanlarını etkilemediği görüldü. Üç üyeli sabit bölümlü protezlerde en yoğun stres birikimleri gövde-dayanak bağlantı bölgelerinde oluşurken, dört üyeli sabit bölümlü protezlerde iki gövdenin birleşim alanında oluştu. Sabit bölümlü protezlerde görülen bu stres alanları yapılan diğer çalışmalar ile de paralellik göstermektedir. (Aydın ve



Tekkaya, 1992; Kamposiora ve ark., 1996, Yang ve ark., 1999; Oh ve Anusavice, 2002, Fischer ve ark, 2003).

Farklı implant dayanağı kullanılan implantüstü üç ve dört üyeli sabit bölümlü protezlerde yer değiştirme miktarları değerlendirildiğinde, yer değiştirme miktarlarının birbirlerine çok yakın ve çok küçük değerler olduğu bulundu. Ayrıca oblik kuvvet altında vertikal kuvvetlere oranla daha yüksek yer değiştirme miktarları elde edildi. İmplantın kemik içerisinde hareket imkanı olmaması gelen kuvvetlerin implant ve üst yapıları tarafından karşılanmasına neden olmaktadır (Brunski, 1988; Weinberg, 1993).

Genel olarak değerlendirildiğinde bu çalışmanın sınırları, klinik koşulların taklit edilmeye çalışıldığı matematiksel modeller üzerinde karşılaştırmalı olarak yoruma dayalı sonuçların elde edildiği ve sınırlı sayıda materyalin test edildiği bir in vitro çalışma olmasıdır. Bu çalışmada elde edilen sonuçların klinik olarak kabul edilebilir olması için, in vitro koşullarda materyallerin mekanik davranışlarını inceleyen çalışmalarının ve destek dokularda oluşabilecek etkilerini inceleyen uzun dönem in vivo klinik takiplerinin yapılması gereklidir.

## 6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Üç farklı seramik ve bir titanyum implant dayanağının kullanıldığı üç ve dört üyeli sabit bölümlü protezlerde maksimum ısırma kuvvetini taklit eden vertikal ve çiğneme kuvvetini taklit eden oblik yükleme koşullarında implant, implant parçaları, sabit bölümlü protez ve implant destek dokularındaki stres bölgeleri ve değerlerini üç boyutlu sonlu elemanlar yöntemi ile inceleyen bu çalışmanın sınırları içerisinde aşağıdaki sonuçlara ulaşılmıştır:

1. Seramik implant dayanaklarının kullanıldığı modellerde, her iki yükleme koşulunda titanyum dayanağa benzer stres alanları görüldü.
2. Tüm implant dayanak modellerinde, kortikal kemikte, trabeküler kemikte ve implantlarda birbirine yakın stres alanları ve değerleri elde edilirken, bazal dayanaklarda ve bağlantı vidalarında titanyum implant dayanağı kullanılan modellerde daha yüksek stres değerleri elde edildi.
3. Sabit bölümlü protez alt yapı porseleninde seramik implant dayanağı kullanılan modellerde titanyum implant dayanağına göre daha yüksek stres değerleri görülürken, üst yapı porseleninde herhangi bir fark bulunmadı.
4. Dört üyeli implantüstü sabit bölümlü protez modellerinde, üç üyeli modellere göre daha yüksek stres değerleri elde edildi.
5. Tüm modellerde birbirine benzer yer değiştirme miktarları elde edildi.
6. Bütün bu veriler doğrultusunda seramik implant dayanakları posterior bölgede titanyum implant dayanaklarına alternatif olarak önerilebilir, ancak bu sonucun geçerliliği in vitro laboratuvar ve uzun dönem in vivo klinik takip çalışmaları ile desteklenmelidir.
7. Yüksek kırılma dayanımına sahip ve uygulanan oklüzal kuvvetler altında daha düşük stres değerleri gösteren CZA implant dayanağının, klinik olarak posterior bölgede kullanımının diğer seramik dayanaklara göre daha güvenli olduğu düşünülmektedir.

## KAYNAKLAR

- Abrahamsson, I., Berglundh, T., Glantz, P.O., Lindhe, J. (1998). The mucosal attachment at different abutments: An experimental study in dogs. *Journal of Clinical Periodontology*, **25**, 721–727.
- Abrahamsson, I., Berglundh, T., Glantz, P.O., Lindhe, J. (1998). The mucosal attachment at different abutments: An experimental study in dogs. *Journal of Clinical Periodontology*, **25**, 721–727.
- Adell, R., Eriksson, B., Lekholm, U., Branemark, P-I, Jemt, T. (1990). Long-term followup study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *International Journal of Oral Maxillofacial Implants*, **5**, 347–359.
- Adell, R., Lekholm, U., Rockler, B., Branemark, P-I. (1981). A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *International Journal of Oral Surgery*, **10**, 387–416.
- Akça, K. (1998). Mandibuler Kennedy I ve II vakalarında uygulanan implant destekli sabit protezlerde kemiğin farklı bukkal-lingual açılmasından kaynaklanan streslerin üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile araştırılması. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi. Ankara
- Akça, K., Çehreli, M.C., İplikçioğlu, H. (2003). Evaluation of the mechanical characteristics of the implant–abutment complex of a reduced-diameter morse-taper implant. A nonlinear finite element stress analysis. *Clinical Oral Implants Research*, **14**, 444–454.
- Akça, K., İplikçioğlu, H. (2001). Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. *International Journal of Oral Maxillofacial Implants*, **16**, 722–730.
- Akça, K., İplikçioğlu, H. (2002). Finite Element Stress Analysis of The Effect of Short Implant Usage in Place of Cantilever Extensions in Mandibular Posterior Edentulism, *Journal of Oral Rehabilitation*, **29**, 350–356.
- Al-Sayyed, A., Deporter, D.A., Pilliar, R.M., Watson, P.A., Pharoah, M., Berhane, K., Carter, S. (1994). Predictable crestal bone remodelling around two porous-coated titanium alloy dental implant designs. *Clinical Oral Implants Research*, **5**, 131–141.
- Andersson, B., Glauser, R., Maglione, M., Taylor, A. (2003). Ceramic implant abutments for short-span FPDs: a prospective 5-year multicenter study. *International Journal of Prosthodontics*, **16** (6), 640–646.
- Andersson, B., Omdan, P., Lindvall, A.M., Lithner, B. (1995). Single tooth restorations supported by osseointegrated implants: Results and experiences from a

- prospective study after 2 to 3 years. *International Journal of Oral Maxillofacial Implants*, **10**:702–711.
- Andersson, B., Scharer, P., Simion, M., Bergstrom, C. (1999). Ceramic implant abutments used for short-span fixed partial dentures: A prospective 2-year multicenter study. *International Journal of Prosthodontics*, **12**:318–324.
- Andersson, B., Taylor, A., Lang, B.R., Scheller, H., Scharer, P., Sorensen, J.A., Tarnow, D. (2001). Alumina ceramic implant abutments used for single-tooth replacement: A prospective 1- to 3-year multicenter study. *International Journal of Prosthodontics*, **14**, 432–438.
- Att, W., Kurun, S., Gerds, T., Strub, J.R., (2006). Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations: An in vitro study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **95**, 111-116.
- Aydın, A.K., Tekkay A.E. (1992). Stress induced by different loadings around weak abutments. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **68(6)**, 624-631.
- Balathlıoğlu, A. (2000) Akrilik kaide ve yumuşak astarlı tam protezlerde ve destek dokularında gerilme dağılımlarının üç boyutlu sonlu elemanlar gerilme analizi ile incelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi. İstanbul.
- Becker, W., Becker, B.E. (1995). Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: A retrospective study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **74**, 51-55.
- Bidez, M.W., Chen, Y., Mc Loughlin, S.W., English, C.E. (1992). Finite element analysis studies in 2,5 mm round bar design; The effects of bar length and material composition on bar failure. *Journal of Oral Implantology*, **18**, 122–128.
- Bidez, M.W., Chen, Y., Mc Loughlin, S.W., English, C.E. (1993a). Finite element analysis of four-abutment hader bar designs. *Implant Dentistry*, **2**, 171-176
- Bidez, M.W., Mc Loughlin, S.W., Chen, Y., English, C.E. (1993b). Finite element analysis of two-abutment hader bar designs. *Implant Dentistry*, **2**, 107–114.
- Bidez, M.W., Misch, C.E., (2005). *Clinical biomechanics in implant dentistry*, In: Misch C.E. (Ed) Dental implant prosthetics, **First Ed**, Elsevier Mosby, St Louis.
- Boudrias, P., Shoghikian, E., Morin, E., Hutnik, P. (2001). Esthetic option for the implant-supported single-tooth restoration treatment sequence with a ceramic abutment. *Journal of Canadian Dental Association*, **67**, 508–514.

- Branemark, P-I., Zarb, G., Albrektsson, T. (1985). *Tissue-Integrated Prosthesis: Osseointegration in Clinical Dentistry*. Chicago: Quintessence,
- Brauer, J.,R. (1993). *What every engineer should know about finite element analysis. Second Ed.* New York: Marcel Dekker, Inc., 1-5, 9-12, 269-270
- Breeding, L.C., Dixon, D.L., Sadler, J.P., Mc Kay, M.L. (1995). Mechanical considerations for the implant tooth supported fixed partial denture, *Journal of Prosthetic Dentistry*, **74**, 487-492.
- Brodbeck U, (2003). The ZiReal Post: A New Ceramic Implant Abutment, *Journal Esthetic and Restorative Dentistry*, **15**, 10–24.
- Brunski, J.B. (1988a). Biomaterials and biomechanics in dental implant design. *International Journal of Oral Maxillofacial Implants*, **3**, 85-97.
- Brunski, J.B. (1988b). Biomechanical considerations in dental implant design. *International Journal of Oral Maxillofacial Implants*, **5**, 31-34.
- Brunski, J.B., Skalak, R, (1994). *Biomechanical considerations*. In: *Advanced Osseointegration Surgery; Applications in Maxillofacial Region*. Ed(s), Worthington, P., Branemark, P-I. Chicago, Quintessence Publishing Co., 15-19.
- Brunski, J.B., Skalak, R. (1993). Biomechanics of osseointegration and dental prostheses. In: *Osseointegration in Oral Rehabilitation*. Ed(s), Naert, I., van Steenberghe, D., Worthington, P. London, Quintessence, Inc, 133-156.
- Caputo, A.A., Standlee J.P. (1987). *Biomechanics in Clinical Dentistry*, Second Ed. Chicago: Quintessence Publishing Co., 19-27.
- Carlsson, G.E. (1974). Bite force and chewing efficiency. *Frontiers of Oral Physiology*, **1**, 265–292.
- Cho, H.W., Dong, J.K., Jin, T.H., Oh, S.C., Lee, H.H., Lee, J.W. (2002). A study on the fracture strength of implant-supported restorations using milled ceramic abutments and all-ceramic crowns. *International Journal of Prosthodontics*, **15**, 9–13.
- Clelland, N.L., İsmail, Y.H., Zaki, H.S., Pipko, D. (1991). Three dimensional finite element stress analysis in and around the Screw-Vent implant. *Int International Journal of Oral Maxillofacial Implants*, **6**, 391-398.
- Craig, R.G. (2002). *Restorative Dental Materials. 11th Ed.* Mosby Company, Toronto.
- Creugers, N.H., Kayser, H.F., Van't Hof M.A. (1994). A meta analysis of durability of data on conventional bridges. *Community Dental Oral Epidemiology*, **22**, 448-452.

- Çalikkocaoğlu, S. (1998). Tam protezler, Protez Akademisi ve Gnatoloji Derneği Yayınları, No:2, **Üçüncü Baskı**, İstanbul
- Çankaya, M.Ö. (2005). Alt çene total dişsizlik vakalarında implant destekli protez uygulamalarında, implantların farklı lokalizasyonlarda yerleştirilmesinin ve farklı üst yapılarının kullanılmasının kemikteki kuvvet dağılımına etkisinin sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi. İstanbul
- Darendeliler, Y. (1995). Sonlu elemanlar yöntemi ile dişhekimliğindeki uygulamalar. *Atatürk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, **1**, 87-89.
- Davarpanah, M., Martinez, H. (2004). *Clinical manual of implant dentistry*. **First Ed**, Quintessence, London
- De Jager, N., de Kler, M., van der Zel, J.M. (2005). The influence of different core material on the FEA-determined stress distribution in dental crowns. *Dental Materials*, **21**, 1-9.
- de Vree J.H., Ptes, M.C., Plasschaert, A.J. (1983). A comparison of photoelastic and finite stress analysis in restored tooth structure. *Journal of Oral Rehabilitaion*, **10(6)**, 505-517.
- Demirel, Ş. (1992). Üç değişik metal alaşımı kullanarak hazırlanan metal seramik implant üst yapı protezlerinin statik kuvvetler altında sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi. İstanbul
- Doğan, A., Doğan, O.M. (1986). *Oklüzal Morfoloji*, Önder Matbaa, **Birinci Baskı**, Ankara .
- Doyle, J. (2004). *Modern Experimental Stress Analysis: completing the solution of partially specified problems*. John Wiley & Sons, Ltd, London
- English, C. (1990). The critical A-P spread. *Implant Society*, **1**, 2-3.
- Entrekin, A. (2005). *Accuracy of MSC/NASTRAN First- and Second-Order Tetrahedral Elements in Solid Modeling for Stress Analysis*. MSC/NASTRAN & MSC/PATRAN User Manual.
- Eskitaşcıoğlu, G. (1991) Doğal ve protetik restorasyonlu dişlerde farklı sentrik ve kontak tiplerinde oluşan fonksiyonel gerilimlerin “structural analysis program” ile incelenmesi. Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi. Ankara.
- Eskitaşcıoğlu, G., Üşümez, A., Sevimay, M., Soykan, E., Ünsal, E. (2004). The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-

supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study *Journal of Prosthetic Dentistry*, **91**,144-50.

- Fagan, M.J. (1992). Finite element analysis theory and practice. **First ed.** New York: Longman & Technical, 1-35
- Farah, J.W., Craigh, R.G., Sikarski. E. (1973). Photoelastic and finite element stress analysis of a restores axisymmetric first molar. *Journal of Biomechanics*, **6**, 511-520.
- Fischer, H., Weber, M., Marx, R. (2003). Lifetime Prediction of All-ceramic Bridges By Computational Methods, *Journal of Dental Research*, **82(3)**, 238- 242,
- Gibbs, C.H., Mahan, P.E., Mauderli, A., Lundeen, H.C., Walsh, E.K. (1986). Limits of human bite strength. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **56**, 226–229.
- Glauser, R., Sailer, I., Wohlwend, A., Studer, S., Schibli, M., Scharer, P. (2004), Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. *International Journal of Prosthodontics*, **17(3)**, 285-290.
- Hansson, S. (1999). The implant neck: smooth or provided with retention elements. A biomechanical approach. *Clinical Oral Implants Research*, **10**, 394–405.
- Hansson, S., Ekestubbe, A. (2004). Area moments of inertia as a measure of the mandible stiffness of the implant patient. *Clinical Oral Implants Research*, **15**, 450–458.
- Helkimo, E., Carlsson, GE., Helkimo, M. (1977). Bite force and state of dentition. *Acta Odontologica Scandinavica*, **35**, 297–303.
- Henriksson, K., Jemt, T. (2003). Evaluation of custom-made Procera ceramic abutments for single-implant tooth replacement: A prospective 1-year follow-up study. *International Journal of Prosthodontics*; **16**, 626–630.
- Henriksson, K., Jemt, T. (2003). Evaluation of custom-made Procera ceramic abutments for single-implant tooth replacement: A prospective 1-year follow-up study. *International Journal of Prosthodontics*, **16**, 626–630.
- Heydecke, G., Sierralta, M., Razzoog, M.E. (2002). Evolution and use of aluminum oxide single-tooth implant abutments: a short review and presentation of two cases. *International Journal of Prosthodontics*, **15(5)**, 488-493.
- Holmes, D.C., Loftus, J.T. (1997). Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. *Journal of Oral Implantology*, **23**, 104–111.

- Howell, A.H., Manly, R.S. (1984). An electronic strain gauge for measuring oral forces. *Journal of Dental Research*, **27**, 705-712.
- Imanishi, A., Nakamura, T., Ohyama, T., Nakamura, T. (2003). 3-D Finite element analysis of all-ceramic posterior crowns. *Journal of Oral Rehabilitation* **30**, 818–822.
- In-Ceram Classic Zirconia Blanks Product Information, Vita Zahnfabrik Bad Sackingen, Germany, 2005.
- Ingber, A., Prestipino, V. (1991). High-strength ceramic abutment provides esthetic, functional alternative. *Dental Implantology Update*, **2**, 82–83.
- İnan, M. (1988). *Cisimlerin mukavemeti*. **6. Baskı**. İTÜ Vakfı. Yayın No 25, 12,342. İstanbul.
- İplikçioğlu, H., (2005). Tam dişsiz hastalarda implant destekli sabit restorasyonlar, *İmplanTR*, **3**, 44-49.
- İsmail, Y.H., Pahountis, L.N., Fleming, J.F. (1987). Comparison of two-dimensional and three-dimensional finite element analysis of a blade implant. *International Journal of Oral Maxillofacial Implants*. **4(2)**, 25-31.
- Jaarda, M.J., Razzog, M.E., Gratton, D.G. (1995). Comparison of “Look-Alike” implant prosthetic retaining screws. *Journal of Prosthodontics*, **4**, 23-27.
- Jemt, T., Laney, W.R., Harris, D., Henry, P.J., Krogh, P.H. Jr., Polizzi, G. (1991). Osseointegrated implants for single tooth replacement: A 1-year report from a multicenter prospective study. *International Journal of Oral Maxillofacial Implants*, **6**, 29-36
- Jemt, T., Pettersson, P. (1993) A 3-year follow-up study on single implant treatment. *Journal of Dentistry*, **21**, 203-208.
- Johnson, R.H., Persson, G.R. (2001) A 3-year prospective study of single-tooth implant-prosthetic complications. *International Journal of Prosthodontics*; **14**, 183-189.
- Juodzbalys, G., Kubilius, R., Eidukynas, V., Raustia, A.M., (2005). stress distribution in bone: single-unit implant prostheses veneered with porcelain or a new composite material. *Implant Dentistry*, **14**, 166–175.
- Kamposiora, P., Papavasiliou, G., Bayne, S.C., Felton, D.A. (1996). Stres concentration in all-ceramic posterior fixed partial dentures. *Quintessence International*, **27 (10)**, 701-706.
- Kayabaşı, O. (2003) Kalça Eklemi Protezinin Sonlu Elemanlar Yöntemi ile İncelenmesi, Yüksek Lisans Tezi, Gebze Yüksek Teknoloji Enstitüsü,



Mühendislik Fakültesi, Tasarım ve İmalat Mühendisliği Anabilim Dalı,  
Gebze, Kocaeli.

- Keyak, J.H., Meagher, J.M., Skinner, H.B., Mote, C.D. Jr. (1990). Automate three dimensional finite element modelling of bone: a new method. *Journal of Biomedical Engineering*, **12** (5), 389-397.
- Kitamura, E., Stegaroiu, R., Nomura, S., Miyakawa, O. (2004). Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants: considerations based on a three-dimensional finite element analysis. *Clinical Oral Implants Research*, **15**, 401–412
- Korkmaz, T. (1995). İki Değişik Gövde Tasarımında Sabit Porselen Restorasyonlar Üzerine Gelen Okluzal Kuvvetlerin Değişik Bölgelerdeki Dağılımlarının Holografik İnterferometre Yöntemi İle İncelenmesi, Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
- Lang, L.A., Kang. B., Wang. R.F., Lang, B. (2003). Finite element analysis to determine implant preload. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **90**, 539-546.
- Lum, L.B., Osier, J.F. (1992). Load transfer from endosteal implants to supporting bone: An analysis using statics. Part two: Axial loading, *Journal of Oral Implantology*, **18**, 349-353.
- Meijer, G.J., Starmans, F.J.M., de Putter, C., van Blitterswijk, C.A. (1995). The influence of a flexible coating on the bone stress around dental implants. *Journal of Oral Rehabilitation* **22**, 105-111.
- Meijer, H.J., Starmans, F.J., Bosman, F., Steen, W.H. (1993). A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *Journal of Oral Rehabilitation*, **20** (2), 147-57.
- Mericske-Stern, R., Zarb, G.A. (1996). In vivo measurements of some functional aspects with mandibular fixed prostheses supported by implants. *Clinical Oral Implants Research*, **7**:153–61.
- Merz, B.R., Hunenbart, S., Belser, U.C. (2000). Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *International Journal of Oral Maxillofacial Implants*, **15**, 519-526.
- Metoxit Alumina Ceramics Document, Metoxit AG, Germany, 2005.
- Metoxit Zirconia Ceramics Document, Metoxit AG, Germany, 2005.
- Mihalko, W.M., May, T.C., Kay, J.F., Krause, W.R. (1992). Finite element analysis of interface geometry effects of the crestal bone surrounding a dental implant. *Implant Dentistry*, **1**, 212-217

- Misch, C.E. (1999) *Prosthetic options in implant dentistry*, In; Contemporary Implant Dentistry, Ed, Misch C.E. **Second Ed**, Mosby Inc, St Louis
- Misch, C.E., (2005) *Dental implant prosthetics*, **First Ed**, Elsevier Mosby, St Louis
- Misch, C.E., Bidez, M.W. (1994). Implant protected occlusion, a biomechanical rationale, *Compendium Continuing Education and Dentistry*, **15**; 1330-1342.
- Misch, C.E., Misch, C.M., (1992). Generic terminology for endosseous implant prosthodontics. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **68**, 809-812.
- Moberg, L.E., Köndell, P.A., Kullman, L., Heimdahl, A., Gynther, G.W. (1999). Evaluation of single tooth restorations on ITI dental implants. *Clinical Oral Implants Research* **10**: 45–53.
- Morena, R., Beaudreau, G.M., Lockwood, P.E., Evans, A.L., Fairhurst, C.W. (1986). Fatigue Of Dental Ceramics In A Simulated Oral Environment. *Journal of Dental Research*, **65(7)**, 993-997.
- Munz, D., Fett, T. (1999). Ceramics: mechanical properties, failure behaviour, materials selection. **1st ed**. Berlin: Springer.
- Nagasao, T., Kobayashi, M., Tsuchiya, Y., Kaneko, T., Nakajima, T. (2003). Finite Element Analysis of The Stresses Around Fixtures in Various Reconstructed Mandibular Models- Part 2 (Effect of Horizontal Load), *Journal of Cranial Maxillofacial Surgery*, **31**, 168-73.
- Nayır, E. (1999). Dişhekimliğinde maddeleri bilgisi (Çeviri), 7. Baskı, İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, Yayın No 96, İstanbul
- Nordin, T., Jonsson, G., Nelvig, P., Rasmusson, L., (1998). The use of a conical fixture design for fixed partial prostheses. A preliminary report. *Clinical Oral Implants Research*, **9**, 343–347.
- Norton, M., (1998). Marginal bone levels at single tooth implants with a conical fixture design. The influence of surface macro- and microstructure. *Clinical Oral Implants Research*, **9**, 91–99.
- O'Brien, W.J. (2002). Dental Porcelain, In; Dental Materials and Their Selection, **Third Ed**. Quintessence Publishing Co, Inc; Chicago. p. 210-224.
- Oh, W., Götzten, N., Anusavice, K.J. (2002). Influence of connector design on fracture probability of ceramic fixed partial dentures. *Journal of Dental Research*. **81(9)**, 623-627.
- Okeson, J.P. (1985). Fundamentals of Occlusion and Temporomandibular Disorders. **Second Ed**. Mosby Compony, Toronto

- Özdemir, T. (1998). *Oral İmplantoloji*, In; Tam Protezler, Çalikkocaoğlu, S. Protez Akademisi ve Gnatoloji Derneği Yayınları, **3. Baskı**, İstanbul,
- Özkan, M.K. (1997). İmplant destekli overdenture protezlerde bar yapımında kullanılan iki değişik metal alaşımının, bar şeklinin ve barlı sisteme destek veren implant sayısının statik yükleme altında oluşan kuvvet dağılımına etkilerinin sonlu elemanlar gerilme analizi yöntemi ile incelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi. İstanbul
- Palmer, R.M., Palmer, P.J., Smith, B.J., (2000). A 5-year prospective study of Astra single tooth implants. *Clinical Oral Implants Research*, **11**, 179–182.
- Papavasiliou, G., Kamposiora, P., Bayne, S.C., Felton, D.A. (1996), Three dimensional finite element analysis of stress distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type and loading during function. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **76**, 633– 640.
- Peters, M.C.R.B., De Vre, J.H.P., Brekelmans, W.A.M. (1993). Distributed Crack Analysis of Ceramic Inlays. *Journal of Dental Research*, **72(11)**, 1537-1542,
- Pietrabissa, R., Contro, R., Quaglini, V., Soncini, M., Gionso, L., Simion, M. (2000). Experimental and computational approach for the evaluation of the biomechanical effects of dental bridge misfit. *Journal of Biomechanics*, **33**, 1489-1495.
- Prestipino, V., Ingber, A. (1993a). Esthetic high strength implant abutments: Part I. *Journal of Esthetic Dentistry*, **1**, 29–36;
- Prestipino, V., Ingber, A. (1993b) Esthetic high strength implant abutments: Part II. *Journal of Esthetic Dentistry*, **2**, 63–68.
- Procera Esthetic Alumina Implant Abutment Product Information Nobel Biocare, Gothenburg, Sweden, 2005.
- Raigrodski, A.J. (2004). Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **92**, 557-562.
- Rasperini, G., Maglione, M., Cocconcelli, P., Simion, M. (1998). In vivo early plaque formation on pure titanium and ceramic abutments: A comparative microbiological and SEM analysis. *Clinical Oral Implants Research* **9**, 357–364.
- Rasperini, G., Maglione, M., Cocconcelli, P., Simion, M. (1998). In vivo early plaque formation on pure titanium and ceramic abutments: A comparative microbiological and SEM analysis. *Clinical Oral Implants Research*, **9**,357–364.

- Richter, E-J. (1995). Basic biomechanics of dental implants in prosthetic dentistry. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **32**, 603-609
- Rieger, M.R., Mayberry, M., Brose, M.O. (1990). Finite element analysis of six endosseous implants. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **63**, 671-676.
- Rimondini, L., Cerroni, L., Carrassi, A., Torricelli, P. (2002). Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: An in vitro and in vivo study. *International Journal of Oral Maxillofacial Implants*, **17**, 793-798.
- Romeed, S.A., Fok, S.L., Wilson, N.H. (2004). Biomechanics of cantilever fixed partial dentures in shortened dental arch therapy. *Journal of Prosthodontics*, **13(2)**, 90-100.
- Rubin C., Krishnamurthy N., Capilouto E., Yi H. (1983) Stres Analysis of The Human Tooth Using a Three-Dimensional Finite Element Model, *J Dent Re.* **62(2)**, 82- 86.
- Sadoun, M., Perelmuter, S. (1997). Alumina-zirconia machinable abutments for implant supported single-tooth anterior crowns. *Practical Periodontics and Aesthetic Dentistry*, **9**, 1047-53.
- Sağat, G. (2002) Üstçene total dişsizlik vakları için implant destekli sabit protez uygulamalarında farklı alveol ark formları ve implant pozisyonlarının implant çevresindeki stres dağılımına etkisinin FEM analizi yöntemiyle araştırılması. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi. İstanbul
- Sandallı, P., Grafelmann, H., Özdemir T. (2000). *İmplant üstü protezler*, In; Oral İmplantoloji, Ed, Sandallı P. Erler Matbaacılık, **Birinci Baskı**, İstanbul.
- Saraç, D. (2003). Güçlendirilmiş kompozit rezin ve tamamı seramik restoratif materyallerin mekanik özelliklerinin sonlu elemanlar stress analizi yöntemi ile karşılaştırılması. Ondokuz Mayıs Üniversitesi Sağlık bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Samsun.
- Schiroli, G. (2004). Single-tooth implant restorations in the esthetic zone with PureForm ceramic crowns: 3 case reports. *Journal of Oral Implantology*, **30(6)**, 358-363.
- Sertgöz, A. (1997). Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *International Journal of Prosthodontics*, **10**,19-27.
- Sertgöz, A., Güvener, S. (1996). Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in an implant supported fixed prosthesis. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **76**, 165-169

- Sevimay, M., Üşümez, A., Eskitaşçıoğlu, G. (2005) The Influence of Various Occlusal Materials on Stresses Transferred to Implant-Supported Protheses and Supporting Bone: A Three-Dimensional Finite-Element Study. *Journal of Biomedical Material Research Part B: Applied Biomaterials*, **73B**: 140–147.
- Shigley, J.E. (1986). *Mechanical Engineering Design*, **First Ed.** McGraw-Hill Book Company, Singapur.
- Shillinburg, H.T., Hobo, S., Whitsett, L.D., Jacobi, R., Brackett, S.E. (1997). Fundamentals of fixed Prosthodontics. **Third Ed.** *Quintessence Publishing Co Inc.* London
- Shugars, D.A., Bader, J.D., White, B.A. (1998). Survival rates of teeth adjacent to treated and untreated posterior bounded edentulous spaces. *Journal of American Dental Association*, **129**, 1085-1095.
- Siebert, G. (1981). Recent results concerning physiological tooth movement and anterior guidance, *Journal of Oral Rehabilitation*, **8**, -.
- Sonugelen, M., Artunç, C. (2002). *Ağız Protezleri ve Biyomekanik*, Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları No:17, **Birinci Baskı**, İzmir
- Stevens, P.J., Fredrickson, E.J., Gress M.L. (2000). *Implant Prosthodontics; Clinical and Laboratory Procedures*, **Second Ed**, Mosby, St Louis
- Straumann CARES Product Information, Institu Straumann AG, Waldenburg, Switzerland, 2005.
- Straumann RN synOcta In-Ceram Blank Product Information, Institu Straumann AG, Waldenburg, Switzerland, 2005
- Sturzenegger, B., Fehér, A., Lüthy, H., Schumacher, M., Loeffel, O., Filser, F., Kocher, P., Gauckler, L., Shärer, P. (2000). Clinical Evaluation of Zirconium Oxide Bridges in the Posterior Segments Fabricated with the DCM System. *Acta Med Dent Helv* 5: 131-139
- Sutpideler, M., Eckert, SE., Zobitz M., An, K.N. (2004). Finite element analysis of effect of prosthesis height, angle of force application, and implant offset on supporting bone. *International Journal of Oral Maxillofacial Implants*. **19(6)**, 819-825.
- Şimşek, B., Erkmen, E., Yılmaz, D., Eser, A. (2006). Effects of different inter-implant distances on the stress distribution around endosseous implants in posterior mandible: A 3D finite element analysis, *Medical Engineerings and Physics*, **28**, 199–213.

- Teixeira, E.R., Sato, Y., Akagawa, Y., Shindoi, N. (1998). A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics. *Journal of Oral Rehabilitation*, **25(4)**, 299-303.
- The Academy of Prosthodontics. (2005). Glossary of Prosthodontic Terms. *Journal of Prosthetic Dentistry*. **94 (1)**, 10–92.
- Tosun, T. (1997). Serbest sonlanan alt çenelerde Pitt-Easy Bio-Oss implantları üzerine yapılan implant-implant destekli ve implant-diş destekli köprü protezlerinin sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile biyomekanik açıdan incelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi. İstanbul
- Tripodakis, A.P., Strub, J.R., Kappert, H.F., Witkowski, S. (1995). Strength and mode of failure of single implant all-ceramic abutment restorations under static load. *International Journal of Prosthodontics*, **8(3)**:265-72.
- Tunalı, B. (1996). *Multi-disipliner Bir Yaklaşımla Oral İmplantolojiye Giriş*, İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, **Birinci Baskı**, İstanbul.
- Türker, M., Yüçetaş Ş. (1997). *Oral İmplantoloji*, In; *Ağız, Diş, Çene Hastalıkları ve Cerrahisi*, Atlas Kitapçılık Tic. Ltd. Şti., **Birinci Baskı**, Ankara,
- Tzakis, M.G., Linden, B., Jemt, T. (1990). Oral function in patients treated with prosthesis on Branemark osseointegrated implants in partially edentulous jaws: A pilot study, *International Journal of Oral Maxillofacial Implants*, **5**:107-111
- Ulusoy, M., Aydın, K. (2003). *Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler*, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları No: 23, **Baskı**, Ankara,
- van Eijden, T.M.G.J. (1991). Three-dimensional analyses of human biteforce magnitude and moment. *Archives of Oral Biology*, **36**, 535–539.
- Van Oosterwyck, H., Duyck, J., Van der Sloten, J., Van der Perre, G., De Cooman, M., Lievens, S., Puers, R., Naert, I. (1998). The influence of bone mechanical properties and implant fixation upon bone loading around oral implants. *Clinical Oral Implants Research* **9**,407-18.
- Verrue, V., Dermaut, L., Verheghe, B. (2001). Three-dimensional finite element modelling of a dog skull for the simulation of initial orthopaedic displacements. *European Journal of Orthodontics*, **23 (5)**, 517-527.
- Versluis, A., Koriath T.W., Cardoso A.C. (1999). Numerical analysis of a dental implant system preloaded with a washer. *International Journal of Oral Maxillofacial Implants*, **14**, 337-341.
- Vigolo, P., Fonzi, F., Majzoub, Z., Cordioli, G. (2005). An in vitro evaluation of ZiReal abutments with hexagonal connection: in original state and following

- abutment preparation. *International Journal of Oral Maxillofacial Implants*, **20(1)**, 108-114.
- Völkl, L., (2001). Cercon -The All-Ceramic CAM System by Degussa Dental. *Quintessence* **52 (8)**, 811-814.
- Walton, N.J., Gardner, F.M., Agar, J.R. (1986). A survey of crown and fixed partial denture failures, length of service and reasons for replacement. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **56**, 416-421.
- Weinberg, L.A. (1993). Biomechanics of force distribution in implant supported prosthesis. *International Journal of Oral Maxillofacial Implants*, **8**, 19-31.
- Weinstein, A.,M., Klawitter, J.,J., Anand, S.,C., Schuessler, R. (1976). Stress analysis of porous rooted dental implants. *Journal of Dental Research*, **55**, 772-777.
- Wiskott, H.W., Belser, U.C. (1999). Lack of integration of smooth titanium surfaces: a working hypothesis based on strains generated in the surrounding bone. *Clinical Oral Implants Research*, **10**, 429-444.
- Wohlwend, A., Studer, S., Schaerer, P. (1997). The zirconium oxide abutment: an all ceramic abutment for esthetic improvement of implant superstructures. *Quintessence Dental Technology*, **1**, 63-72.
- Yang, H., Lang, L.A., Felton, D.A. (1999). Finite element analysis of the effect of splinting in fixed partial dentures. *Journal of Prosthetic Dentistry*. **81 (6)**, 721-728.
- Yavuzylmaz, H., Ulusoy, M.M., Kedici, P.S., Kansu, G. (2003). *Protetik Diş Tedavisi Terimleri Sözlüğü*. Türk Protodonti ve İmplantoloji Derneği Ankara Şubesi Yayınları Sayı:1. **Birinci Baskı**, Ankara
- Yıldırım, M., Edelhoff, D., Hanisch, O., Spiekermann, H. (2000) Ceramic abutments-a new era in achieving optimal esthetics in implant dentistry. *International Journal of Periodontics Restorative Dentistry*. **20(1)**, 81-91.
- Yıldırım, M., Fischer, H., Marx, R., Edelhoff, D. (2003). In vivo fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **90**, 325-331.
- Yoshida, N., Koga, Y., Kobayashi, K., Yamada, Y., Yoneda T. (2000). A new method for qualitative and quantitative evaluation of tooth displacement under the application of orthodontic forces using magnetic sensors. *Medical Engineering and Physics* **22**, 293-300.
- Zaimoğlu, A., Can, G., Ersoy, E.A., Aksu, L. (1993), Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. 1. Baskı, Ankara Üniversitesi, Basım Evi, Ankara,

Zarb, G.A., Schmitt, A. (1990). The longitudinal effectiveness of osseointegrated dental implants: Toronto study. Part I. Surgical results. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **63**, 451-457.



## ÖZGEÇMİŞ

1978 yılında Kırklareli'nin Lüleburgaz ilçesinde dünyaya geldim. İlköğrenimimi Azot İlkokulu-Kütahya ve 23 Nisan İlköğretim Okulu-Kuzey Kıbrıs Türk Cumhuriyeti, Girne'de; orta öğrenimimi, Ali Güral Anadolu Lisesi, Kütahya; lise öğrenimimi Diyarbakır Anadolu Lisesi, Diyarbakır ve Antalya Anadolu Lisesi, Antalya'da tamamladım. 1997–2003 yılları arasında Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Samsun'da yüksek lisans eğitimimi tamamladım. 2003 yılında Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda Bilim Doktorası eğitimime başladım. Bekârim. Yabancı dilim İngilizcedir.