

TÜRKİYE CUMHURİYETİ  
KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI KEMİK TİPLERİNDE FARKLI  
RESTORASYON TİPİNE GÖRE  
İMLANTLAR ÜZERİNE GELEN YÜKLERİN  
SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE  
İNCELENMESİ**

KÜBRA DEĞİRMENCİ

UZMANLIK TEZİ

Yard. Doç. Dr. Ayşe KOÇAK-BÜYÜKDERE

**KOCAELİ-2016**



TÜRKİYE CUMHURİYETİ  
KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI KEMİK TİPLERİNDE FARKLI  
RESTORASYON TİPİNE GÖRE  
İMLANTLAR ÜZERİNE GELEN YÜKLERİN  
SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE  
İNCELENMESİ**

KÜBRA DEĞİRMENCİ

UZMANLIK TEZİ

Yard. Doç. Dr. Ayşe KOÇAK-BÜYÜKDERE

**KOCAELİ-2016**

## BEYAN

Bu tez çalışmasının Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi uzmanlık tez yazılım kılavuzu standartlarına uygun olarak yazıldığını, tezin akademik ve etik kurallara bağlı kalınarak gerçekleştirilmiş özgün bir bilimsel araştırma eseri olduğunu, tezde yer alan ve bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen tüm bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve kaynakların kaynaklar listesinde yer aldığını, tezin çalışılması ve yazımı aşamalarında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını ve kaynak gösterilerek tezimden yararlanılabileceğini beyan ederim.

Tarih: 12/07/2016

Kübra DEĞİRMENCİ

## TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tezimin hazırlanma süresi boyunca bilgisini ve tecrübesini esirgemeyen, sağduyusu ve içtenliği ile her zaman yanımda olan danışmanım Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Sayın Yrd. Doç. Dr. Ayşe KOÇAK-BÜYÜKDERE'ye,

Uzmanlık eğitimim süresince bilgilerinden ve yardımlarından yararlandığım hocalarım Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı Sayın Yrd. Doç. Dr. Önjen TAK ve Öğretim Üyeleri Sayın Yrd. Doç. Dr. Serkan SARIDAĞ ve Sayın Yrd. Doç. Dr. Burcu KANAT-ERTÜRK'e,

İmplant çizimlerindeki değerli katkılarından dolayı Namık Kemal Üniversitesi Biyomedikal Mühendisliği Bölümü Öğretim Üyesi Sayın Yrd. Doç. Dr. Sarkis SÖZKES'e,

Tezimin hazırlanması ve analizleri sırasında değerli bilgilerini, desteğini ve yardımını esirgemeyen Marmara Üniversitesi Makine Mühendisliği Bölümü Dekan Yardımcısı sayın Prof. Dr. Bülent EKİCİ'ye ve sayın Dr. Cem DERGİN'e,

Uzmanlık eğitimim süresince akademik ve klinik bilgilerini desteğini benden esirgemeyen kıymetli hocalarım Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Periodontoloji Anabilim Dalı Başkanı Sayın Doç. Dr. Esra AKÇAKANAT-GÜZELDEMİR'e, Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Sayın Yrd. Doç. Dr. Bahadır KAN'a ve Dekan yardımcısı ve Endodonti Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Sayın Yrd. Doç. Dr. Sabri CORA'ya,

Uzmanlık eğitimim boyunca birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum tüm araştırma görevlisi arkadaşlarıma,

Tüm eğitimim süresince sonsuz desteklerini esirgemeyen, her an yanımda olan değerli aileme, minnetlerimi sunar ve sonsuz teşekkür ederim.

Arş. Gör. Dt. Kübra DEĞİRMENCİ

## İÇİNDEKİLER

	<b>Sayfa</b>
İç Kapak Sayfası	
<b>KABUL ve ONAY</b>	
<b>BEYAN</b>	
<b>TEŞEKKÜR</b>	
<b>İÇİNDEKİLER</b>	
<b>SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ</b>	<b>xii</b>
<b>1. ÖZET</b>	<b>1</b>
<b>2. SUMMARY</b>	<b>2</b>
<b>3. GİRİŞ ve AMAÇ</b>	<b>3</b>
<b>4. GENEL BİLGİLER</b>	<b>4</b>
4.1. Kemik Dokusu	5
4.1.1. Kemik Dokusunun Yapısı	5
4.1.2. Kemik Dokunun Yoğunluğu ve Sınıflandırılması	5
4.2. Üst Çene Arka Bölgenin Değerlendirilmesi	7
4.2.1. Üst Çene Sinüs Anatomisi	7
4.2.2. Üst Çene Arka Bölgede İmplant Tedavi Planlaması ve Cerrahi Teknikler	9
4.2.2.1.1. Sinüs Elevasyonu ve Sinüsün Greftlenmesi	9
4.3. Dental İmplantlar	9
4.3.1. Dental İmplant Tanımı	9
4.3.2. Dental İmplantların Tarihçesi	10
4.3.3. İmplantların Sınıflandırılması	11
4.3.3.1. Subperiostal İmplantlar	11
4.3.3.2. İntramukozal İmplantlar	11
4.3.3.3. Endodontik İmplantlar	11
4.3.3.4. Transosseöz İmplantlar	12
4.3.3.5. Endosseöz İmplantlar	12
4.3.4. İmplantların Boyları	12

4.3.5.	İmplant Materyali	13
4.3.5.1.	Titanyum	13
4.3.5.2.	Seramikler	14
4.3.5.3.	Zirkonyum	14
4.3.5.4.	Polimerler	15
4.3.6.	İmplantların yüzey özellikleri	15
4.4.	Osseointegrasyon	16
4.5.	İmplant Üstü Sabit Restorasyonlar	16
4.5.1.	İmplant Üstü Dayanak Çeşitleri	16
4.6.	Sabit Restorasyon Materyalleri	17
4.6.1.	Metal Destekli Porselen Restorasyonlar	17
4.6.2.	Tam Seramikler	17
4.6.2.1.	Camsı Seramikler	18
4.6.2.2.	Partikül Doldurucu İle Güçlendirilmiş Seramikler	18
4.6.2.3.	Zirkonyum Restorasyonlar	19
4.6.2.3.1.	Monolitik Zirkonyum	20
4.7.	Oklüzal Kuvvetler	20
4.8.	Kemiğin Oluşan Streslere verdiği yanıt	21
4.9.	Dişhekimliğinde Kullanılan Kuvvet Analiz Yöntemleri	21
4.9.1.	Gerilim ölçer ile kuvvet analizi	21
4.9.2.	Fotoelastik analiz	21
4.9.3.	Holografik interferometre ile analiz	22
4.9.4.	Kırılğan vernikle kaplama tekniği ile kuvvet analizi	22
4.9.5.	Termografik kuvvet analizi	22
4.9.6.	Radyoteleometri ile kuvvet analizi	22
4.9.7.	Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi	22
4.10.	Sonlu Elemanlar Stres Yöntemi ve Biyomekanik İle İlgili Kavramlar	23
4.10.1.	Eleman (Element)	23
4.10.2.	Düğüm (Node)	24
4.10.3.	Ağ Yapısı (Mesh) Oluşturma	24
4.10.4.	Geometri ve Katı Model Oluşturma	24
4.10.5.	Kuvvet	24

4.10.6.	Stres (Gerilim)	25
4.10.7.	Stres-Gerilim İlişkisi ve Elastisite Modülü	25
4.10.8.	Hooke Kanunu	25
4.10.9.	Mohr Dairesi	25
4.10.10.	Poisson Oranı	26
4.10.11.	Asal Gerilme (Principal Stress)	26
4.10.12.	Eşdeğer Stres (Equivalent stres, Von misses stress)	26
4.10.13.	Güvenlik Faktörü ( Safety Factor)	26
4.10.14.	Sonlu Elemanlar Analizinde Malzemenin Özelliği	26
4.10.14.1.	Anizotropik Malzeme	26
4.10.14.2.	Orthotropik Malzeme	26
4.10.14.3.	İzotropik Malzeme	27
4.11.	Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yönteminin İşlem Basamakları	27
4.11.1.	İncelenecek Yapının Modelinin Elde Edilmesi( Pre-processing)	27
4.11.2.	Verilerin Software Programına Yüklenmesi( Analiz)	27
4.11.3.	Post-Processing(Analizin Çözümlemesi)	27
<b>5.</b>	<b>GEREÇ ve YÖNTEM</b>	<b>28</b>
5.1.	Sonlu Elemanlar Stres Analizinde Kullanılacak Modeller ve Tedavi Alternatifleri	28
5.2.	Sonlu Elemanlar Stres Analizi Programında Değerlendirilecek Üç Boyutlu Geometrik Modellerin Hazırlanması	29
5.2.1.	Üst Çene Arka Bölgenin ve Üst Çene Sinüsün Modellenmesi	30
5.2.2.	İmplantların ve Abutmentlerin Modellenmesi	31
5.1.3.	İmplant Üstü Sabit Protezlerin Modellenmesi	33
5.2.4.	Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi ve Sistemin Birleştirilmesi	35
5.3.	Sonlu Elemanlar Analizi Programında Sınır Şartlarının Belirlenmesi	36
5.4.	Materyal Özellikleri	36
5.5.	Kuvvet Uygulamalarının Gerçekleştirilmesi	37
5.6.	Sonlu Elemanlar Analizi Programında Analiz Sonuçlarının Elde Edilmesi	38
<b>6.</b>	<b>BULGULAR</b>	<b>40</b>
6.1.	D3 Kemik Varlığında Hazırlanan Modele Ait Bulgular	40

6.1.1.	Dikey Yönde Kuvvet Uygulaması Sonucu Elde Edilen Bulgular	40
6.1.1.1.	Zirkonyum Destekli Porselen Üst Yapılı Tek Kron Restorasyonlarla Elde Edilen Bulgular	40
6.1.1.2.	Zirkonyum Destekli Porselen Üst Yapılı Birleşik Kron Restorasyonlarla Elde edilen Bulgular	44
6.1.1.3.	Zirkonyum Üst Yapılı Tek Kron Restorasyonlarla Elde Edilen Bulgular	48
6.1.1.4.	Zirkonyum Üst Yapılı Birleşik Kron Restorasyonlarla Elde Edilen Bulgular	52
6.1.2.	15° Açılı Kuvvet Uygulaması Sonucu Elde Edilen Bulgular	57
6.1.2.1.	Zirkonyum Destekli Porselen Üst Yapılı Tek Kron Restorasyonlarla Elde Edilen Bulgular	57
6.1.2.2.	Zirkonyum Destekli Porselen Üst Yapılı Birleşik Kron Restorasyonlarla Elde Edilen Bulgular	61
6.1.2.3.	Zirkonyum Üst Yapılı Tek Kron Restorasyonlarla Elde Edilen Bulgular	65
6.1.2.4.	Zirkonyum Üst Yapılı Birleşik Restorasyonlarla Elde Edilen Bulgular	69
6.2.	D4 Kemik Varlığında Hazırlanan Modele Ait Bulgular	73
6.2.1.	Dikey Yönde Kuvvet Uygulaması Sonucu Elde Edilen Bulgular	73
6.2.1.1.	Zirkonyum Destekli Porselen Üst Yapılı Tek Kron Restorasyonlarla Elde edilen Bulgular	73
6.2.1.2.	Zirkonyum Destekli Porselen Üst Yapılı Birleşik Kron Restorasyonlarla Elde edilen Bulgular	77
6.2.1.3.	Zirkonyum Üst Yapılı Tek Kron Restorasyonlarla Elde Edilen Bulgular	81
6.2.1.4.	Zirkonyum Üst Yapılı Birleşik Kron Restorasyonlarla Elde Edilen Bulgular	85
6.2.2.	15 °Açılı Kuvvet Uygulaması Sonucu Elde Edilen	90
6.2.2.1.	Zirkonyum Destekli Porselen Üst Yapılı Tek Kron Restorasyonlarla Elde Edilen Bulgular	90
6.2.2.2.	Zirkonyum Destekli Porselen Üst Yapılı Birleşik Kron Restorasyonlarla Elde Edilen Bulgular	94



6.2.2.3	Zirkonyum Üst Yapılı Tek Kron Restorasyonlarla Elde Edilen Bulgular	98
6.2.2.4.	Zirkonyum Üst Yapılı Birleşik Restorasyonlarla Elde Edilen Bulgular	102
<b>7.</b>	<b>TARTIŞMA</b>	<b>107</b>
<b>8.</b>	<b>SONUÇLAR</b>	<b>124</b>
<b>9.</b>	<b>KAYNAKLAR</b>	<b>125</b>
<b>10.</b>	<b>ÖZGEÇMİŞ</b>	<b>156</b>



## KISALTMA, SİMGE ve FORMÜLLER DİZİNİ

### Kısaltmalar

<b>N:</b>	Newton
<b>MPa:</b>	Megapaskal (1MPa = 10 <sup>3</sup> Pa)
<b>GPa:</b>	Gigapaskal
<b>Psi:</b>	Pounds per square inch
<b>Milimetre:</b>	mm
<b>Milimetre kare:</b>	mm <sup>2</sup>
<b>°C :</b>	Celcius
<b>D1:</b>	Tip 1 Kemik
<b>D2:</b>	Tip 2 Kemik
<b>D3:</b>	Tip 3 Kemik
<b>D4:</b>	Tip 4 Kemik
<b>SA-1:</b>	Subantral Sınıflama 1
<b>SA-2:</b>	Subantral Sınıflama 2
<b>SA-3:</b>	Subantral Sınıflama 3
<b>SA-4:</b>	Subantral Sınıflama 4

### Formüller

<b>Ti-6Al-4V:</b>	Titanyum Alaşımı
<b>ZrSiO<sub>4</sub> :</b>	Zirkonyum silikat
<b>ZrO<sub>2</sub>:</b>	Zirkonyum oksit
<b>Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> :</b>	İtriyum oksit
<b>PSZ :</b>	Parsiyel stabilize zirkonya
<b>Mg-PSZ :</b>	Magnezyum ile parsiyel stabilize zirkonya
<b>Y-TZP :</b>	Tetragonal zirkonya polikrsitalin zirkonya

## ÖZET

### **Farklı Kemik Tiplerinde Farklı Restorasyon Tipine Göre İmplantlar Üzerine Gelen Yüklerin Sonlu Elemanlar Analizi İle İncelenmesi**

Diş hekimliğinde, implantlar hastaya fonksiyon ve estetik sağlarlar. Dişsiz kalan üst çene arka bölgesi farklı kemik yapısına sahiptir. Uzun zaman dişsizlikte sinüslerde anatomik değişiklikler olabilir. Cerrahi olarak sinüslere müdahale etmeden kısa ve uzun implantlar kullanılarak sabit protetik restorasyon yapılabilir. Yapılan restorasyonlar için farklı restoratif malzemeler tercih edilebilir. Zirkonyum alt yapılı porselenler ve monolitik zirkonyum bunlardan ikisidir. Bu restorasyonlar birleşik olarak yapılabilecekleri gibi ayrı ayrı da planlanabilir. Bu çalışmada iki farklı kemik tipinde iki farklı restorasyon materyali birleşik veya ayrı olarak planlanıp sonlu elemanlar analizi ile restorasyon, implant ve kemiğe gelen farklı oklüzal kuvvetlerin incelenmesi amaçlandı. Stres analizi eşdeğer stres değerleri, kemik doku ve implantlar için analiz edildi. Ayrıca, tüm sistemdeki riskli bölgeleri tahmin etmek için güvenlik faktörü tanımlandı.

Çalışmanın bulguları değerlendirildiğinde, zayıf kemik kalitesi varlığında monolitik zirkonyum restorasyonlar planlandığında, birleşik kronlar tek kronlardan daha iyi kemik değerleri sağlamaları ile ideal seçenek olabilmektedirler.

**Anahtar Sözcükler:** Çiğneme kuvvetleri, implant destekli protezler, sabit restorasyonlar, üst çene, zirkonyum

## SUMMARY

### **Finite Element Analysis for Assessment of Loadings on Implants According to Different Bone and Restoration Type**

In dentistry, implants can provide patients function and esthetic. Edentulous posterior maxilla has a different bone structure. Maxillary sinus can change anatomically because of teeth loss. Short and long implants can be used for fixed partial restorations without sinus surgery. Different materials for restorations can be preferred. Two of them are zirconia framework ceramics and monolithic zirconia. These restorations can be planned separately or they can be combined. In this study evaluating different occlusal forces to restorations, implant and bone with finite element analysis is aimed for combined and separately planned restorations in two different types of bone. Equivalent stress is analyzed for bone and implants. Also, safety factor is determined to predict dangerous points in system.

Considering to findings of study, combined monolithic zirconia restorations can be more ideal with better bone stress values than separate restorations for low bone quality.

**Key Words:** Chewing forces, dental implants supported prosthesis, fixed partial dentures, maxilla, zirconia

### 3. GİRİŞ ve AMAÇ

Doğal dişlerin çeşitli sebeplerle kaybedilmesi fonksiyonel ve estetik problemlere sebep olmaktadır. Bu problemlerin çözümünde implant destekli restorasyon seçenekleri giderek daha popüler hale gelmiştir. İmplant destekli protezler, hastaya kaybettiği fonksiyon ve estetiği sağlayan tedavi seçeneğidir.

İmplant uygulanacak çene kemiğinin yapısal özellikleri, tedavinin başarısında önemli rol oynamaktadır (1-3). Yetersiz kemik yüksekliği ve fazla trabeküler kemik yapısı üst çene arka bölgede, implant tedavisini sınırlamaktadır (4).

Uzun süreli dişsizlik durumlarında üst çene sinüs genişleyerek kemik kaybıyla beraber implant uygulamasını zorlaştırarak ilave cerrahi yapılmasını gerektirebilir (5). İleri derecede rezorbe olmuş üst çene arka bölgede sinüs lift, greft uygulamaları gibi işlemler implantların primer stabilizasyonunu arttırmak için uygulanmaktadır. Bu işlemler teknik dikkat ve beceri gerektiren ve maliyeti arttıran işlemlerdir (6-12). Bu dezavantajlar göz önüne alındığında ilave cerrahi uygulamaları yerine kısa veya uzun açılı implantların kullanıldığı çeşitli araştırmalar sunulmuştur (13-15).

Çalışmalarda, açılı veya kısa implantların kullanımının üst çenede greftleme işlemine alternatif olarak kabul edilebilen bir tedavi olduğunu belirtmektedir (16-18). Rezorbe üst çene varlığında arka bölgede kısa implant kullanılması veya tamamen dişsiz üst çenede ön bölgeye uzun açılı implant uygulamalarının üst çenede en uygun tedavi olduğu henüz netleşmemiştir. Uzun açılı veya kısa implantların üst çenede kullanımının, hasta memnuniyetini artırmaları ile de kemik grefti ile yapılan implant uygulamalarına alternatif olabilecekleri belirtilmiştir (19,20).

İmplant destekli sabit protezlerde biyomekanik prensipler başarıyı belirleme de önemli bir faktördür (21). Oklüzal kuvvetler, implant üstü protezler ile diş kökünü taklit eden implantlara ve çevresindeki kemiğe iletilirler. İmplantların boyutları, planlanan protez tipi, kullanılan protez materyali ve implant çevresindeki kemiğin yapısal özellikleri implanta iletilen kuvvetler üzerinde etkili olarak implant-kemik ara yüzünde streslere neden olurlar (22).

İmplant üstü protezlerden kemiğe kadar iletilen ve çeşitli faktörlerden etkilenen oklüzal kuvvetlerin üst yapı restorasyonlarda, implant ve kemik yapıda oluşturduğu etkilerin değerlendirilmesi, kliniğe yönelik risklerin ve implant tedavisinde başarıyı etkileyen faktörlerin belirlenebilmesi açısından önemlidir. Ancak, bu çalışmaların *in vivo* veya *in vitro* olarak değerlendirilmesi zor olduğu için, çeşitli klinik faktörlerin biyomekanik performansını değerlendirmede ve implantasyonun sonuçlarını tahmin etmede kullanılabilen sonlu elemanlar analiz yöntemi pratik olmaları ile de çalışmalarda kullanılmaktadır (23).

Sonlu elemanlar analiz yöntemi, mühendislik uygulamalarında kullanılan karmaşık yapıları sayısal modellere dönüştürerek bilgisayar ortamında analizlerinin yapılmasını sağlayan bir yöntemdir (24,25). Sonlu elemanlar analiz yönteminde, sanal modeller kullanılarak klinik koşullar sağlanır. Elde edilen model belirli sayıda daha küçük elemanlara bölünerek matematiksel olarak problemin çözümü amaçlanır. Böylece, *in vitro* ve *in vivo* olarak değerlendirilmesi zor olan biyomekanik davranışların değerlendirme imkanı sağlanır. 1976 yılında sonlu elemanlar analiz yöntemi, implant dış hekimliği çalışmalarında kullanılmıştır (25).

Sonlu elemanlar analizi, implantlarla ilgili biyomekanik değerlendirmelerin yapıldığı çalışmalarda sıklıkla kullanılan bir analiz yöntemidir (26-29).

Çalışmamızda, üst çene arka bölgede iki farklı kemik tipi varlığında, farklı boylarda greft uygulamadan kullanılması planlanan implantlar modellenmiştir. İmplant üstü protezde restoratif materyal olarak zirkonyum alt yapı destekli porselen veya monolitik zirkonyum kullanılarak farklı tasarımlarda implant üstü sabit protezler hazırlanmıştır. Elde edilen modellere, çiğneme işleminde meydana gelen oklüzal kuvvetlere benzer kuvvetlerin uygulanması gerçekleştirilerek üst yapı restorasyon materyallerinde meydana gelen asal stres (principle stress), implantta oluşan eşdeğer stres (equivalent stres, von misses stress) dağılımı, trabeküler kemik yapıda görülen asal stres (principle stress) ve eşdeğer stres (equivalent stres, von misses stress) değerlerinin incelenmesi ile beraber yapıda görülen en düşük güvenlik faktörü (safety factor) miktarlarının sonlu elemanlar analizi yöntemi ile değerlendirilmesi çalışmamızda amaçlanmıştır. Planlanan farklı üst yapı şekillerine göre oluşabilecek stres profilinin klinik uygulamalara yönelik fikir edinilmesinde faydalı olması amaçlanmıştır.

## **4. GENEL BİLGİLER**

### **4.1. Kemik Dokusu**

Kemik dokusu insan vücudunun en sert dokularından biridir. Darbelere kıkırdaktan sonra en dayanıklı olan dokudur. Kemik, yumuşak dokulara desteklik sağlar ve kasların tutunmasını sağlayarak hareket işlevini destekler (30).

Kemik hücreler arası maddenin kalsifiye olduğu yüksek oranda damarlanma ve innervasyon gösteren mineralize özel bir bağ dokusudur (30,31).

#### **4.1.1. Kemik Dokusunun Yapısı**

Kemik dokusu kemik matriksi ve üç ayrı hücre tipinden oluşur. Bu hücreler, matriksin organik kısımlarını sentezlemekle görevli osteoblastlar, yeni sentezi yapılmış olan matriks ile sarılı olan osteositler ve kemik dokusunun rezorbe edilmesini ve yeniden şekillenmesinde görevli osteoklastlardır (30).

#### **4.1.2. Kemik Dokunun Yoğunluğu ve Sınıflandırılması**

Kemiğin yapısını, lamellerin oluşturduğu trabeküler ve kortikal dokular belirlemektedir. Kemiğin sahip olduğu trabeküler ve kortikal özellikler dokunun yoğunluğunu tanımlamaktadır (31).

Yapılan implant tedavilerinde kemik dokusunun yoğunluğu, kalitesi, primer stabilizasyonda ve implant başarısında etkilidir (32). Bundan dolayı, çenenin farklı bölgelerinde görülebilen kemik yoğunluklarının değerlendirilmesi önemlidir.

Kadavra çenelerinde yapılan çalışmada, kemik yoğunluğunun alt çenede üst çeneden daha yüksek olduğu bildirilmiştir. Ayrıca, çenelerin ön segmentinde arka segmentine göre daha yüksek yoğunlukta kemik olduğu tespit edilmiştir (33).

Dişlerin kaybı kemik dokunun devamlılığını ve yoğunluğunu etkilemektedir. Diş çekimini takiben periodontal ligamentlerin ve fonksiyonun kaybedilmesi kalan kemik dokusunun rezorbsiyonunda önemli rol oynar (34,35).

Linkow ve Chercheve, kemik dokuyu yoğunluğuna göre üç tip olarak tanımlamıştır (36).

Sınıf I: Kemik içine düzenli dağılmış trabeküller içinde küçük gözenekli yapı.

Sınıf II: Daha az düzenli trabeküler kemik yapı içinde daha geniş gözenekli yapı.

Sınıf III: Trabeküller arasında kemik iliği ile dolu daha geniş bir yapı.

İmplant uygulamaları için en ideal Sınıf I kemiği, Sınıf II kemiğin ise oldukça başarılı ama Sınıf III kemik yapısında implant kayıplarının görülebileceğini bildirmişlerdir.

Lekholm ve Zarb (37), çene kemiğini kemik yoğunluğunu göre dörde ayırarak tanımlamışlardır:

Tip I: Homojen kompakt kemik

Tip II: Yoğun trabeküler kemik etrafında kalın kompakt kemik.

Tip III: Yoğun trabeküler kemik etrafında ince kompakt kemik.

Tip IV: Düşük yoğunluklu trabeküler kemik çevresinde ince kompakt kemik.

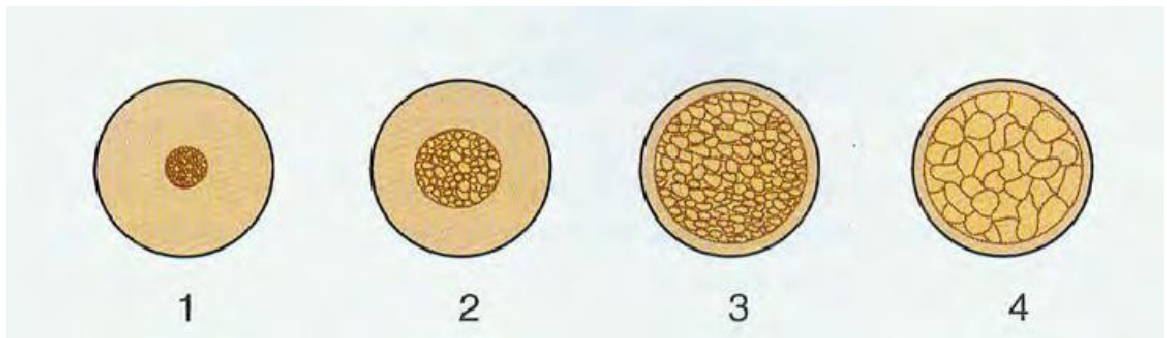
Misch, kemik yoğunluğunu dört gruba ayırarak sınıflandırmıştır (Şekil 1).

D1: yoğun kompakt kemik,

D2: poröz kompakt kemik ve altında büyük oranda trabeküler kemik,

D3: ince poröz kompakt kemik ve altında ince trabeküler kemik,

D4: hemen hemen kompakt kemik yokken ince trabeküler kemik (38).



Şekil 1. Misch'in Kemik Yoğunluğu Sınıflaması.

D1 kemik doku neredeyse tamamen kortikal yapıdan oluşmaktadır. Üst çenede hemen hiç bulunmamaktadır. D1 kemik özelliği daha sık alt çene ön bölgede görülmektedir. D1 kemik yapısı, büyük oranda mineralize olduğu için oklüzal kuvvetlere karşı koyabilmektedir. Bununla beraber, kemik yoğunluğunun kortikal



olmasından dolayı zayıf kan dolaşımı göstermektedir. Bu, dokunun beslenmesini olumsuz etkilemektedir (38).

D2 kemik doku, dış kısmında poröz kortikal kemik ve içerisinde kalın trabeküler yapı olarak tanımlanmaktadır (38). D2 kemik iyi arayüz iyileşmesi ve öngörülebilir osseointegrasyon sağlamaktadır. D2 kemik alt çene ön bölgede, alt çene arka bölgede, üst çene ön bölge ve kısmi küçük azı dişlerin eksikliklerinde üst çenede görülebilen bir kemik yapısıdır (38).

D3 kemik doku, dış kısmında D2'ye göre ince poröz kortikal kemik ve iç kısmında ince trabeküler kemik yapısı göstermektedir. D3 kemik osteotomi preparasyon zorluğu göstermez ve kan desteği başlangıç iyileşmesi için avantajlıdır (38).

D4 kemik, çok az yoğunluğa sahip bir kemik dokusudur. Dış kısmında çok az ya da hiç kortikal yapı bulunmayabilir. Uzun süre dişsiz üst çene arka bölgede sıklıkla görülebilen bir kemik tipidir. Rijit fiksasyon sağlanabilmesi için bu kemik yapıda çaba gösterilmesi gerekir (38).

Kemik tipleri için diğer bir kemik tipi D5 olarak tanımlanmaktadır. D5 kemik yapısı, büyük intratrabeküler boşlukları olan ve daha yumuşak, mineralizasyonu tamamlanmamış olan kemik yapısı olarak tanımlanabilir. Bu tip kemik sinus grefti sonrası olgunlaşmamış kemiğe denk gelir (38,39).

## **4.2. Üst Çene Arka Bölgenin Değerlendirilmesi**

### **4.2.1. Üst Çene Sinüs Anatomisi**

Üst çenede yer alan dört köşeli ve piramit şekilli bir boşluktur. Üst çene sinüs, ilk olarak 17. yüzyılda İngiliz bir anatomist olan Nathaniel Highmore tarafından tanımlanmıştır. Sinüs doğumdan sonra 4-5 ay içinde radyografide görünebilir hale gelen sinüs gelişimine 18-20 yaşa kadar devam etmektedir (40). Paranasal sinüslerin en büyüğü olan üst çene sinüsleri, çene'nin her iki tarafında birer tane olmak üzere kemiğin yapısını dolduran anatomik yapılardır. Üst çene sinüsü piramit şeklinde olup, üst dış yan kısmı orbitayla, arka duvarı ise infratemporal fossa ile komşudur (41).

Sinüsün içi solunum sistemi yapısında bulunan özel tip hücreler (silyalı prizma epitelyum) ile döşenmiştir. Üst çene sinüs boşluğunun tabanını oluşturan duvarı aşağıya doğru devam ederek üst çenenin alveoler process'in üst kısmına kadar gelir. Burada büyük azı dişlerin köklerinin uç kısımları ile bazen de küçük azı dişlerin kök kısımları yer alır. Sinüs tabanı ile üst çene büyük azı dişlerin arasında ince bir kemik yapısı bulunur nadiren de iki yapı arasında kemik bulunmaz (42).

Üst çene sinüsün görevleri, sese rezonans sağlamak, rezerv odası olarak solunan havanın ısınmasını sağlamak ve kafatasının ağırlığını azaltmaktır (42). Dişlerin varlığında hacmini koruyan üst çene sinüs arka dişlerin kaybında kemik dokunun azalması ile genişler (38). Alveoler kemiğin hızlı rezorbsiyonu ve üst çene sinüsün pnömatizasyonu sonucunda üst çene arka bölgede ince bir kemik tabakası kalabilir (43).

1987 yılında Misch üst çene sinüs altındaki kemik miktarını dikkate alarak dört subantral sınıflama yapmıştır (38). Bu sınıflamada:

SA-1: Üst çene arka bölgede kemik yüksekliği 12 mm'den fazla olan durumu ifade etmektedir. Kalan kemik genişliği 2,5-5 mm arası ise augmente edilmesi gerekebilmektedir.

SA-2: Üst çene arka bölgede 10-12 mm vertikal yükseklik varlığını belirtmektedir. Sinüstabanına sinus lift işlemi uygulanır. Kalan kemik genişlik 2,5-5mm arasında ise genişlik augmente edilmelidir.

SA-3: Üst çene arka bölgede kret ile sinüs tabanına olan mesafenin 5-10 mm arasında olduğu durumu belirtmektedir. İmplant yerleşiminden önce direkt sinüs lift ile sinüs lateral duvarından augmente edilir greft uygulaması yapıldıktan sonra 2-4 aylık iyileşme süresinden sonra implant yerleştirilir. 2,5-5 mm arası kret genişliği varlığında genişlik de augmente edilmelidir.

SA-4: Üst çene arka bölgede kalan kemik yüksekliği 5mm'den az olan durumu tanımlamaktadır. İmplant uygulamasından önce direkt veya açık sinüs lift yöntemi ile sinüs lateral duvarından greft uygulanarak augmente edilmelidir. 6-10 aylık iyileşme döneminden sonra implant yerleştirilir.

## **4.2.2. Üst Çene Arka Bölgede İmplant Tedavi Planlaması ve Cerrahi Teknikler**

Diş kayıpları ile beraber sinüsün genişlemesi, kemik yüksekliğini etkileyerek implantlarda primer stabilite sağlanmasını zorlaştırır. Primer stabiliteyi geliştirebilmek için cerrahi teknikler tanıtılmıştır (23,44-46).

### **4.2.2.1. Sinüs Elevasyonu ve Sinüsün Greftlenmesi**

İleri derece kemik kaybı görülen üst çene arka bölgede, implant yerleşimi için gereken kemik yüksekliğinin azalması, implant uygulanacak alanı kısıtlamaktadır. Bu durumda, implant başarısı için ileri cerrahi işlemler planlanması gerekebilir. Böylece, sağlanmak istenen stabilite için kemik yüksekliğinin artırılması hedeflenir (47). Sinüs elevasyonu, genellikle kalan kemik yüksekliği 10 mm'den az olduğunda kullanılan yaygın bir tekniktir. İşlem, lateral veya krestal olarak gerçekleştirilmektedir (3,5). Kemik yüksekliğini yeterli seviyeye getirebilmek için üst çene sinüs mukozasını eleve ederek oluşan boşluğa greft materyalleri uygulanıp kemik oluşumu sağlanır (48). Başarılı olmalarına rağmen bu yöntemler, membran perforasyonu, enfeksiyon, komşu dişlerde hassasiyet ve greft kaybı gibi komplikasyonlara sebep olabilirler. Ayrıca, ekstra maliyet ve fazla röntgen gerektirmesi yöntemlerin dezavantajıdır (3,49).

## **4.3. Dental İmplantlar**

### **4.3.1. Dental İmplant Tanımı**

İmplantasyon, canlı dokulara ve vücut içerisine canlı olmayan materyallerin yerleştirilmesidir (50). Diş eksikliklerini tedavi etmek amacıyla dental implantların çene kemiğine implantasyonu gerçekleştirilir. Protez terimleri sözlüğüne göre, dental implantlar alloplastik materyalden yapılmış sabit veya hareketli protezlere retansiyon ve stabilite sağlamak için ağız dokularına mukozal ve/veya periostal tabakanın altına ve kemiğin üstüne veya kemiğin içine yerleştirilen cisimler olarak tanımlanmıştır (51-53).

İmplantlar, tek diş eksikliklerinden çene-yüz deformitelerine kadar çeşitli tedavi endikasyonlarında kullanılmaktadır. Hastaya kaybettiği fonksiyon, estetik ve konforu kazandırır (54,55).

### 4.3.2. Dental İmplantların Tarihçesi

Dental implantların tarihi eski Mısır dönemine kadar uzanmaktadır. Kaybedilen dişlerin yerine taşlar veya oyma deniz kabukları çene kemiğine yerleştirilerek rehabilitasyon sağlanması amaçlanmıştır. Benzer şekilde, Kuzey ve Güney Amerika, Orta Asya ve Akdeniz bölgelerindeki uygarlıkların kaybedilen dişler yerine şekil verilmiş kemik, taş, deniz kabuğu ve altın kullandıkları bildirilmektedir (56,57).

Dental implantların ilk kanıtları MS 600'de deniz kabuğu parçalarını kullanan Maya uygarlığına dayandırılmaktadır (56,57). MS 800'de Honduran kültüründe ilk kez taşlardan implantların hazırlanıp alt çenede kullanıldıkları bildirilmiştir. Alınan radyografik görüntüler, implantların çevresinde oluşan kompakt kemiklerin çok iyi olduğunu göstermiştir (58). Ülkemizde dental implantlara ait en eski kanıt İzmir yakınlarında Kalabak Metropolis'te MÖ 550 yıllarına ait olan kazı çalışmalarında bulunmuştur. İlk önceleri takıya benzetilen bu objelerin üst kaninlere benzeyen dişler olduğu anlaşılmıştır (59).

Kaybedilen dişlerin yerine diş transplantasyon tekniği de tarih boyunca kullanılan bir yöntem olarak görülmektedir. Ortaçağ'ın en büyük diş cerrahı kabul edilen El-Zehravi, "Kitab el-tasrif" adlı ünlü eserinde cerrahi ve diş hekimliği aletleri ile beraber, diş transplantasyon yöntemi betimlerine de yer vermiştir (60). 16. ve 18. yüzyılda diş transplantasyon tekniği ile bir insandan başka bir insana dişlerin transplantasyonu gerçekleştirilmiştir. Ancak bu teknikle çeşitli hastalıkların bulaşması tehlikesi, tekniğin popüler hale gelmesini engellemiştir (56,58). Dental implantların modern tarihi İkinci Dünya savaşı sırasında başlamıştır. Dr. Norman Goldberg vücut parçaları yerine kullanılan metalleri dental restorasyonlarda kullanmayı düşünmüştür. 1948'de Dr. Aaron Gershkoff ile beraber ilk başarılı subperiostal implantları yapmışlardır (57).

1960'larda titanyum blade implantları ilk olarak tanıtılmıştır. Çiğneme kuvvetlerini mümkün olduğunca geniş bir kemik yüzeyine yayması hedeflenmiştir. Bu implantlar tüm dünyada kabul görececek başarıya ulaştıkları bildirilmiştir (61).

1978'de Dr. P. Brånemark titanyum kök formunda implantları tanıtmıştır. Brånemark tavşan femurları ile yaptığı çalışmasıyla 'osseointegrasyon' kavramını da

tanımlamıştır (58). Brånemark ve arkadaşları'nın öncülüğündeki çalışmalar ile osseointegrasyon önem kazanmıştır (62).

Dental implant uygulamaları, geçmişten günümüze yeni materyaller, yöntem ve tekniklerin geliştirilmesi ile büyük ilerleme göstermiştir (63). Literatürde yaşın, tüm diş kaybı sebepleri ile doğrudan ilişkili olduğu görülmektedir (64).

1960'tan beri ortalama yaşam süresi hızla artmıştır. Yaşlı birey sayısının artması ile diş hekimliğinde implant gereksiniminin artması beklenmektedir (38). Türkiye'de 2005 nüfus sayımı 65 yaş üstü birey sayısını genel nüfusun % 5,8'i olarak bildirirken 2007'de bu durum %8'e yükselmiştir. 2050 yılında ise bu artışın % 17,6'ya ulaşması beklenmektedir (65). Ülkemizdeki yaşlı nüfusunun artışı, implantolojiden beklentinin artacağını düşündürmektedir (66,67).

### **4.3.3. İmplantların Sınıflandırılması**

Günümüz implant uygulamalarında farklı materyal, şekil, uzunluk ve yüzey özellikleri bulunan implant sistemleri geliştirilmiştir.

Yerleştirildikleri yerlere ve destek dokulara göre implantları, subperiostal implantlar, intramukozal implantlar, endodontik implantlar, transosseöz implantlar, endosseöz implantlar olarak sınıflandırabiliriz (38,68).

#### **4.3.3.1. Subperiostal İmplantlar**

1940'larda tanıtılan ve kliniklerde uzun süre kullanılan implant şeklidir. Periostun altında direk olarak kemiğin üzerine yerleşirler. Aşırı rezorbe olmuş kreterlerde endosteal implant yerleşiminin müsait olmadığı durumlarda tercih edilirler. Bu implantlar alveoler kemik üzerine eğer gibi oturarak yükleri kemiğin tamamına dağıtırlar (68).

#### **4.3.3.2. İntramukozal İmplantlar**

İlk kez 1943'te Gustau Dahl tarafından sunulan bu implantlar üst çene protezlerde retansiyona gerektiğinde tercih edilirdi. Günümüzde pek sık kullanılmamaktadır (68).

#### **4.3.3.3. Endodontik İmplantlar**

Dişin kanalından geçerek apeks bölgesinde kemik içine uygulanan diğer adı ile transdental fiksasyondur. Lükse dişlerin sabitlenmesinde tercih edilmektedir (68).

#### **4.3.3.4. Transosseöz İmplantlar**

1973 yılında geliştirilen bu implant sistemi, özellikle alt çenede kaza, tümör veya kist nedeniyle cerrahi müdahale sonrasında ileri derecede defektin varlığında kullanılmaktadır (68).

#### **4.3.3.5. Endosseöz İmplantlar**

Endosseöz implantlar diş hekimliğinde en çok kullanılan implant çeşididir. Kemiğin içine yerleştirilir. Endosseöz implantlar blade ve kök şeklinde iki gruba ayrılabilir (57,68).

##### **a) Blade İmplantlar**

1966'da tanıtılan implantlardır. Alveol kemiğine yerleştirilen bu implant bir veya daha fazla sayıda post aracılığı ile restorasyona kanat şeklinde tutunmaktadır. Yumuşak doku komplikasyonları ve kemik kayıpları bildirilmiştir. Günümüzde kullanılmamaktadır (68,69).

##### **b) Kök Şeklinde İmplantlar**

Silindir ve vida şeklinde bulunan implantlardır. Günümüzde vida tipi implantlar daha çok tercih edilmektedir. Vida şeklindeki implantların yivlerinin arasına kemik dolarak osseointegrasyonu olumlu etkilemeleri amaçlanmıştır (53,68). Geng ve ark.'ları implant yüzeyindeki yivlerin stresleri kemiğe iletmede etkili olduğunu bildirmiştir (70). Silindir formlu implantlarda yüzey işlemleri ile vida tipi implantlara benzer şekilde tutunma sağlar.

Kök şeklindeki implantlarda kuvvet dağılımının silindir şeklinde implantlara göre daha iyi olduğu ve yivlerin primer stabilizasyonu da olumlu etkilediği bildirilmektedir (71).

#### **4.3.4 İmplantların Boyları**

İmplantlar çeşitli şekillerde ve boylarda ticari olarak üretilmektedirler. İmplant boyları ile implant başarı oranı arasındaki ilişki ile ilgili çeşitli çalışmalar yayınlanmıştır. İmplant çapının ve boyunun, kemiğe osseointegrasyon ve stabilite özellikleri üzerinde etkili olduğu bildirilmiştir (72). Uzun ve geniş implantlar ile daha

iyi kemik-implant kontağı sağlandığı belirtilmiştir. Böylece, oklüzal kuvvetlerden gelen stresler destek dokuya daha düşük oranda iletilir (38,73). Bununla beraber, uzun implantların her vakada uygulanmaları kolay olmamaktadır. Çenelerde önemli anatomik yapılara yakınlık, yetersiz kemik varlığı uzun implantların kullanılmasını zorlaştırabilir. Bu durum, kısa implantların kullanımını gündeme getirmiştir.

Kısa implant tanımı literatürde net olmamasına rağmen genellikle boylarını 10 mm'den az olan implantlar olarak bildirilmektedir (74,75). 8 mm veya daha kısa implantların kısa implant kavramına girdiğini belirten çalışmalar da vardır (76).

Rezorbe st çenede kısa implantların sağ kalım oranı %94,6 olarak bildirmiştir. Bunun sonucunda rezorbe st çenede kompleks cerrahiye alternatif olarak doğru endikasyonla kısa implantlar kullanımından bahsedilmiştir (15,77). Kısa ve uzun implantları karşılaştırılmasında farklı sonuçlar bildiren çok sayıda çalışma bulunmaktadır (15,46,77,78). Bununla beraber, başarısızlık oranı ve kısa implant kullanımı arasındaki ilişki hala kesin değildir (14).

st çenede sinüsü etkileyecek cerrahi işlemlere alternatif olarak kısa implantlar tercih edilebilir. alışmalar, kısa implant kullanımının hasta memnuniyetini arttıran iyi bir seçenek olduğunu belirtmektedir (11,16-18).

#### **4.3.5. İmplant Materyali**

Dental implantların üretiminde metaller, seramikler, polimerler ve bu materyallerin kombinasyonu kullanılmaktadır (57). İdeal implant materyali biyouyumlu, yeterli sertlik ve dayanıklılığa sahip olmalıdır. Ayrıca korozyona, aşınmaya ve kırılmaya karşı direnç göstermelidir (79).

##### **4.3.5.1. Titanyum**

Altın, paslanmaz elik ve kobalt-krom dahil olmak üzere çeşitli metal ve metal alaşımları implantların üretiminde kullanılmıştır. Ancak, doku reaksiyonları ve uzun dönemde düşük başarı göstermeleri bu materyallerin implantolojide kullanılmalarının terk edilmesine neden olmuştur (80,81). 1950'li yılların başında düşük yoğunluk, yüksek gerilme direnci ve yüksek ısılara dayanabilme özellikleri ile titanyum havacılık endüstrisinde kullanılmaktaydı. Bir süre sonra diş hekimliği ve medikal uygulamaların

en önemli metali durumuna geldi (82). Uzun süreli klinik takipler değerlendirildiğinde titanyum ve alaşımları dental implantların üretiminde 'altın standart' materyal olarak bildirilmiştir (83,84). Titanyumun diğer implant materyallerine göre kemiğin elastiklik modülüne daha yakın olması, kuvvet dağılımı açısından avantajlı olmasını sağlamaktadır (85,86). Saf titanyuma (CpTi) direnci arttırmak için az miktarda alüminyum ve vanadyum ilave edilerek elde edilen Ti-6Al-4V şekli dental implantlarda en çok kullanılan şeklidir (57,82).

#### **4.3.5.2. Seramikler**

Seramiklerin biyouyumlu olmaları ve osseointegrasyonun seramik çevresinde de görülmesi implant materyali olarak kullanımlarını sağlamıştır (86). Seramikler ilk olarak implantların yüzeylerinde osseointegrasyonun geliştirilmesi amacıyla kullanıldı. Alüminyum oksit, kalsiyum fosfat gibi seramikler kullanılmıştır (81,87). Alüminyum oksit implantlar elastik modulus değerleri ve yüksek sertliklerinden dolayı kırılma özelliği gösterdikleri için tercih edilmemektedir (88). İmplant materyali olarak zirkonyum oksit son zamanlarda ön plana çıkmaktadır.

#### **4.3.5.3. Zirkonyum**

Dişhekimliğinde zirkonyum geniş kullanım alanına sahiptir. Ortodontik braket, post ve sabit protezlerde alt yapı olarak kullanılır (89). Son dönemde, implant materyali olarak da tercih edilmektedir.

Sağlamlık, korozyona direnç gibi özelliklerinin yanı sıra estetik beklentileri karşılaması ile ön diş eksikliklerinde titanyuma alternatif olarak tercih edilmektedir (50). Schultz-Mosgau ve ark. zirkonyum ile titanyumu karşılaştırdıklarında kemik iyileşmesinin zirkonyumda daha iyi olduğunu bildirmişlerdir (90). Zirkonyumun kırılma dayanıklılığının ve elastisite modülünün yüksek olması ile kemik iyileşmesini olumlu etkilediği bildirilmiştir (91,92). Zirkonyumda oluşabilen kırılmalar malzemenin dezavantajı olarak bildirilmiştir. Bunun nedeni, olarak zirkonyumun yüksek ısılarda su emme özelliğinden dolayı molekülleri arasında kopmaların meydana gelmesidir. Firmalar bu probleme üretim sırasında çözümler bulmak için araştırmalar yapmaktadır (93).



#### 4.3.5.4. Polimerler

Poliüretanlar, polimerler, polyamid fiberler ve polimetakrilat reçineler implant materyali olarak kullanılmıştır. Bu materyallerin periodontal bağların hareketlerini taklit edebileceği beklenmiştir. Ancak zayıf biyolojik ve mekanik özellikleri kullanımlarını sınırlandırmıştır (80).

#### 4.3.6. İmplantların yüzey özellikleri

İmplant yüzeyi, hücrel cevabı etkileyerek osseointegrasyonu da etkilemektedir. İmplantın yüzey özelliklerinin düşük yoğunluktaki kemikte implant sağ kalım oranını olumlu etkileyebileceği bildirilmiştir (94,95). İmplantın yüzey özellikleri, kemik niteliği, implant materyali, cerrahi teknik ve yük iletimi gibi osseointegrasyonun sağlanmasında önemli rol oynar (52).

Kemik dokusunun cevabı kullanılan implantın yüzey özelliklerinden etkilenmektedir. Bundan dolayı, implant yüzeyinin iyileşmeyi olumlu etkileyecek özelliklere sahip olması gerekmektedir (96).

İmplantların yüzey özelliklerinde iki klinik faktör esas alınmaktadır. Birincisi, yüzey özelliğinin biyokimyasal ve geometrik özelliklerinin hücrel aktiviteyi uyarmasıdır. İkincisi ise, implant-kemik temas yüzeyinin yeterli tutunma ile implant yüklemelerinde kuvvetleri karşılayabilecek dayanıklılıkta olabilmesidir (52,97). Yüzey özelliğini belirlemede etkili olan faktörler yüzey morfolojisi, yüzey topografisi, yüzey pürüzlülüğü, kimyasal bileşen, yüzey enerjisi, Ti oksit film kalınlığı ve yüzeyde bulunan metalik ve metalik olmayan birleşenlerdir. Araştırmalar bu faktörleri değerlendirmektedir (57).

Dental implantların yüzeylerinde osseointegrasyonu arttırmak için yapılan işlemler mekanik, kimyasal, biyokimyasal ve diğer yöntemler olarak sınıflandırılabilir (52,98). Mekanik uygulamalar, işleme, tormalama, kesme, titanyum plazma sprey, kumlama ve cilalama yöntemleridir (99). Asitle pürüzlendirme, elektrokimyasal pürüzlendirme kimyasal uygulamalardır (100,101). Flor ile modifiye edilmesi, kalsiyum fosfat ile kaplanmaları ise biyokimyasal uygulamalardır (97,102). Ayrıca yüzey

pürüzlendirme işlemlerinde lazer ya da ısı ile titanyum yüzeyin işlenmesi de diğer yöntemler gibi implant çalışmalarında araştırılmaktadır (103,104).

#### **4.4. Osseointegrasyon**

Osseointegrasyon, implant ile canlı kemik dokusu arasında meydana gelen yapısal ve fonksiyonel bağlantı biçimini tanımlamaktadır (105). Brånemark, osseointegrasyonu; sağlıklı kemik ile yükü karşılayan implant yüzeyi arasında direkt olarak bulunan yapısal ve fonksiyonel bağlantı olarak tanımlamıştır (106). Bu tanımlamalarda belirtildiği gibi osseointegrasyon klinik değil histolojik bir kavramdır (107).

İmplant başarısında, osseointegrasyonu olumlu etkileyecek şekilde kemiğin implant yüzeyine doğru hareketi ve ona tutunması esastır (62). Günümüzde osseointegrasyon implantların klinik başarısı ile eşanlı kullanılmaya başlanmıştır (108). Osseointegrasyonun sağlanmasında implant materyali, implant yüzeyi özelliği, implant tasarımı, kemik durumu, cerrahi teknik ve implant yükleme prosedürü önemli etkenlerdir (97).

#### **4.5. İmplant Üstü Sabit Restorasyonlar**

Kısmi ve tam dişsizlik vakalarında yapılan hareketli protezlere olan adaptasyonun zor olduğu ve çiğneme fonksiyonunda performansın düştüğü bildirilmiştir (109). Hareketli protezler tutuculuk, stabilite ve fonksiyonel olarak implant destekli protezler kadar avantajlı değildir (109,110). Hareketli protezlerin yerine implantlar planlanarak sabit protez yapılması, hastanın psikolojisini olumlu etkiler. Hazırlanan sabit protezler, çiğneme etkinliğinin arttırarak kasların devamlılığını destekler. Ayrıca implantlar mevcut kemiğin korunmasını sağlar (38).

##### **4.5.1. İmplant Üstü Dayanak Çeşitleri**

İmplantın protez kısmını veya implantın üst yapısını destekleyen yapı abutment olarak tanımlanmaktadır (38). Abutmentlar da dental implantlar gibi biyoyumluluğu ve mekanik avantajları nedeniyle titanyum materyalinden üretilmektedir. Son yıllarda, özellikle ön diş eksikliklerinde titanyum doğal olmayan bir görüntü verebildiği için zirkonyumdan yapılan dayanaklar da geliştirilmiştir (111,112).

Kullanımları yeni olan zirkonyum abutmentların uzun dönem klinik verileri mevcut değildir ve çalışmalar devam etmektedir (113-115).

İmplant üstü sabit protezler de restorasyon ile abutment arasındaki bağlantılar iki şekilde gerçekleşmektedir. Birincisinde, tutuculuğu sağlamak için vidalardan yararlanılırken, ikincisinde ise simanlar ile tutuculuk elde edilir (38,116-119).

#### **4.6. Sabit Restorasyon Materyalleri**

##### **4.6.1. Metal Destekli Porselen Restorasyonlar**

Dental seramiklerin çekme direnci ortalama 20-60 Mpa ve baskı direnci ortalama 350-550 Mpa'dır (120). Dental seramiklerin restorasyonlarda başarıyla kullanılabilmesi için metal alt yapı mekanik özellikleri desteklenmelidir (121). İyi mekanik özelliklere sahip metal alt yapı diş hekimliğinde sıklıkla tercih edilmektedir (120,121). Metal-seramik restorasyonların 10 yıllık başarı oranları %94 olarak bildirilmektedir (122). Bununla beraber, metal alerjisi ve metal alt yapının ışığı geçirmemesi dezavantajlarıdır. Başka bir dezavantaj ise, metal ile seramiğin ısıl genişleme katsayılarının uyuşmaması ile iki yapının bağlanma dayanımının olumsuz etkilenerek kırılmaların görülebilmesidir (123). 1980'lerde estetik beklentiyi daha iyi karşılayan tam seramik sistemlerde gelişmeler olmuştur. Restorasyonlarda estetik başarının yakalanabilmesinde materyalin doğal dişi taklit eden renk derinliği ve şeffaflığının olması önemlidir. Tam seramik restorasyonların en büyük avantajı, metal alt yapı bulunmadığından restorasyon üzerine gelen ışığın geçişine imkan vererek estetik beklentiyi olumlu etkilemesidir (124).

##### **4.6.2. Tam Seramikler**

Seramikler 'triaksiyel yapı' olarak tanımlanarak genel olarak silikat yapısında tanımlanan bileşiklerdir (125,126). Dental seramiklerin yapısını oluşturan feldspar, kuartz ve kaolin ana bileşenlerdir (127-129).

Diş hekimliği uygulamalarındaki estetik gelişmeler dikkate alındığında tam seramik restorasyonlar metal destekli restorasyonlara göre doğal dişi taklit edebilme özellikleri ile tercih edilmektedirler.

Dental seramikler esas olarak üretim tekniklerine ve mikro yapılarına göre olmak üzere iki şekilde sınıflandırılmaktadırlar.

I) Dental Seramiklerin Üretim Tekniklerine Göre Sınıflandırılması : (130).

1. Dökülebilir Seramikler
2. Basınç altında ve injeksiyonla şekillendirilen seramikler
3. Bilgisayar desteği ile üretilen seramikler
4. Kopya freze yöntemi ile üretilen seramikler.
5. Sinterlenen Seramikler

II) Dental Seramiklerin mikroyapılarına göre sınıflandırılması: (131).

1. Camsı Seramikler
2. Partikül doldurucu ile güçlendirilmiş cam seramikler
  - a) Lösit ile güçlendirilmiş cam seramikler
  - b) Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramikler
  - c) Flormika içeren cam seramikler
  - d) Alümina ile güçlendirilmiş cam seramikler
3. Polikristalin Seramikler
  - a) Aluminyum oksit polikristalin seramikler
  - b) Zirkonyum oksit polikristalin seramikler

#### 4.6.2.1. Camsı Seramikler

İçerdikleri yüksek orandaki cam faz mine ve dentinin optik özelliklerini en iyi şekilde taklit edebilmesine imkan sağlar. Olumlu estetik özelliğinin yanında 60-70 Mpa gibi düşük esneme dayanımları nedeniyle veneer materyali olarak tercih edilmektedirler (132).

#### 4.6.2.2. Partikül Doldurucu İle Güçlendirilmiş Seramikler

Cam seramiklere yakın cam oranlar ile lösit, lityum disilikat ve floroapatit kristalleri içeren seramiklerdir (131,133).

##### 1) Lösit İle Güçlendirilmiş Cam Seramikler

Yapıda bulunan lösit kristallerinin mekanik özellikleri geliştirip gerilim streslerine karşı bariyer oluşturması amaçlanmıştır. Yüksek translusensi özelliği ile genellikle

inley, onley, laminate venerler ve anterior bölgedeki kronlar için tercih edilirler (134,135).

## **2) Lityum Disilikat İle Güçlendirilmiş Seramikler**

Lityum disilikatın mikroyapısı, çok küçük kristallerden oluşur. Çok yönlü dağılmışve birbirine kenetlenmiş halde bulunan bu kristaller materyalin dayanıklılığını artırır (131). Lityum disilikat ilavesi seramik yapının yüksek translusent özelliği ile beraber 350-450 MPa esneme dayanamına sahip olmasını sağlar (133).

## **3) Flormika İçeren Cam Seramikler**

Tetrasilisik flormika kristallerinin ilavesi ile elde edilen cam seramiklerdir. Ancak fiziksel ve optik özelliklerinin yetersiz olması ile günümüzde tercih edilmemektedirler (131).

## **4) Alumina ile Güçlendirilmiş Cam Seramikler**

Alumina kristalleri mekanik direnci arttırarak yapıda oluşan çatlakların ilerlemesini engellemektedir. In-ceram Alumina, In-ceram Spinell ve In-ceram Zirkonia bu seramik sınıflamasında yer alan dirençli alt yapı materyalleridir (131,133).

## **5) Polikristalin Seramikler**

İçeriğinde camsı yapı bulunmadığı için camsı seramiklere göre daha opak yapıdadırlar. Alt yapı olarak kullanılarak camsı seramikler ile veneerlenirler. Kristal yapı camsı seramiklere göre daha yoğun ve düzenlidir. Alüminyum oksit polikristalin seramikler ve zirkonyum oksit polikristalin seramikler bu gruptadır (135).

### **4.6.2.3. Zirkonyum Restorasyonlar**

Zirkonyum doğada saf halde olmayıp genellikle bileşik halinde bulunmaktadır. Zirkonyum silikat ( $ZrSiO_4$ ) ve zirkonyum oksit ( $ZrO_2$ ) en çok bilinen zirkonyum bileşikleridir (136). Zirkonyum, metal alaşımlardan daha yüksek (215 GPa) elastik modülüs ve (1000 Mpa ) bükülme dayanımı göstermektedir (137). Sert, aşınmaya karşı dirençli, estetik ve biyouyumluluk özellikleri ile diş hekimliğinde sıklıkla tercih edilmektedir (138).

Saf zirkonyum, oda sıcaklığında monoklinik faz, ısı arttıkça tetragonal ve kübik faz olmak üzere 3 farklı fazda bulunabilir. Saf zirkonyum 1170-2370°C arasında tetragonal formda iken, 2370°C'nin üzerinde kübik forma geçiş göstermektedir (139,140). Saf zirkonyum içine stabilizatör eklenerek monoklinik, kübik ve tetragonal fazların yapı içinde bulunması sağlanan parsiyel stabilize zirkonyum (PSZ) diye adlandırılan yapı oluşturulur (141). Magnezyum ile parsiyel stabilize zirkonyum (Mg-PSZ) ise saf zirkonyum yapısına magnezyum oksit ilavesi ile elde edilen yapıdır. Mg-PSZ özel sinterleme işlemi ve ısı donanımı gerektirmektedir (136,142).

Restorasyonlarda alt yapı olarak kullanılan (Y-TZP) tetragonal zirkonyum polikrsitalin zirkonyum, saf zirkonyuma %2-3 oranında itriyum oksit ( $Y_2O_3$ ) ilavesi ile elde edilmektedir ve opak bir yapı gösterir. Y-TZP, itriyum içerdiği için yüksek kırılma dayanıklılığı ve 900-1400 MPa bükülme direnci ile fiziksel olarak daha dayanıklı bir materyaldir (143,144). Sabit protetik restorasyonlar da alt yapı olarak kullanılan zirkonyumun uzun dönemde başarılı olduğu bildirilmektedir (145).

#### **4.6.2.3.1. Monolitik Zirkonyum**

Y-TZP destekli porselen restorasyonlarda veneer kısmını oluşturan porselen daha düşük dayanıklılık gösterdiği için kırılma (chipping) meydana gelebilmektedir. Monolitik Y-TZP zirkonyumlar chipping komplikasyonunu önlemek için geliştirilmişlerdir (146). Monolitik zirkonyumların restorasyon etrafında görülebilen biyofilm tabakası birikimini de azalttığı bildirilmektedir (147). Yapısındaki alümina içeriğinin düşük olması ve porozite içermemesi ışık geçirgenliği daha iyi olan monolitik zirkonyumun hem alt yapı materyali olarak hem de veneer materyali uygulanmadan restorasyon hazırlanabilmesine imkan vermektedir (148,149). Monolitik zirkonyumun avantajlarından biri daha az preparasyon gerektirdiği için diş dokusunun korunabilmesidir (150). Bununla beraber, monolitik zirkonyum için önerilen en az kalınlık miktarı ile ilgili ortak bir karar bulunmamaktadır (151,152). Monolitik zirkonyum restorasyonlar, tüm çene restorasyonlarda da kullanılmaktadırlar (153).

#### **4.7. Oklüzal Kuvvetler**

Oklüzyon protez terimleri sözlüğünde, üst ve alt çenedeki dişlerin çiğneme ve ısırma yüzeylerinin analogları ile statik ilişkisi olarak tanımlanmaktadır (51). Oklüzal

kuvvetler kişiden kişiye ve ağzın bölgelerine göre farklılıklar göstermektedir. Oklüzal kuvvetler ağzın ön bölgelerine göre arka bölgesinde daha yüksektir (38). En yüksek oklüzal kuvvetlerin 600-1200 N arasında değiştiği bildirilmektedir (154). Kemik-implant ara yüzeyinde oluşan aşırı oklüzal stresler kemiğin rezorbsiyonuna neden olabilmektedir. Oklüzal kuvvetlerden kaynaklanan implant kayıplarının, implant çevresindeki kemiğin kaybedilmesi ile görüldüğü bildirilmiştir (155,156). İmplant ve kemik bağlantısında kuvvetin etkilerini anlayabilmek için stres analizi çalışmaları önemlidir. İmplant çevresindeki kemikte oluşan stres alanları oklüzal kuvvet ve kuvvet yönünden etkilenmektedir. Ayrıca, implant ve protez materyallerinin özellikleri, implantın şekli ve yüzey özellikleri, kemiğin yoğunluğu etkili olan diğer unsurlardır (155).

#### **4.8. Kemiğin Oluşan Streslere Verdiği Yanıt**

Osseointegrasyonu tamamlanmış implantların yüklenmesinin ardından implantın çevresindeki kemikte fonksiyonel adaptasyon görülür. Wolff yasaları olarak bilinen kemik remodellinginin mekanik fonksiyondan etkilendiğini göstermektedir. 200-700 psi fonksiyonel stres alveol kemik yüksekliğinin devamlılığı için gereken stres miktarı olarak belirtilmiştir (157).

#### **4.9. Dişhekimliğinde Kullanılan Kuvvet Analiz Yöntemleri**

##### **4.9.1. Gerilim Ölçer ile Kuvvet Analizi**

Mekanik, optik, akustik, elektronik sisteme sahiptirler. Ağız içinde oluşan streslerin *in vivo* olarak değerlendirilmesine imkan sağlayan bu yöntem kuvvet altındaki yapıda meydana gelen gerinimleri hesaplar (158).

##### **4.9.2. Fotoelastik Analiz**

Fotoelastik analiz, değerlendirilecek yapı içinde oluşan mekanik iç baskı ve gerinimleri gözle görülebilen ışık taslakları şekline dönüştürme prensibine dayanır. Analizde hazırlanan fotoelastik modeller polariskop cihazı ile değerlendirilir (159).

#### **4.9.3. Holografik İnterferometre ile Analiz**

Yüzeyde meydana gelen değişimlerin değerlendirilmesinde kullanılan bir yöntemdir. Holografik film üzerine cismin görüntüsü kaydedilir. Deformasyondan sonra yeni şeklin çekimi aynı holograma yapıldıktan sonra iki kayıt arasında saçak alanı meydana getirilip değerlendirmeler yapılır (160,161).

#### **4.9.4. Kırılğan Vernikle Kaplama Tekniği ile Kuvvet Analizi**

Analizi yapılacak olan yapıya vernik sürülerek fırınlama işlemi gerçekleştirilir. Kuvvet yüklemesinden sonra yapıda oluşan çatlaklar kuvvetlerin yoğun olduğu hatları gösterir (162).

#### **4.9.5. Termografik Kuvvet Analizi**

Bir kuvvet karşısında materyalin içinde meydana gelen moleküler düzeydeki ısı değişikliklerinin ölçülmesini belirtir. Termografik analizde, uygulanan yorulma testi sırasında kızılötesi tarayıcı ile döngüsel olarak yüklenen örneğin yüzey sıcaklık artışı görüntülenip ölçümü yapılır (163,164).

#### **4.9.6. Radyoteleometri ile Kuvvet Analizi**

Bu analiz yönteminde, güç kaynağı, radiotransmitter, alıcı ve modele uyulmanmış gerilim ölçerler, gerilim ölçer yükselticisi ve veri kaydedicisinden oluşan donanım ve yazılım programı kullanılarak veriler elde edilir. Sonuçlar, gerilim ölçerde oluşan dirençlerdeki farklılıkların radyotelemetrinin frekansını etkilemeleri ile oluşmaktadır (164).

#### **4.9.7. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi**

Sonlu elemanlar yöntemi, matematiksel modelleme tekniğidir. 'Parçadan bütüne gitme' prensibine dayanan yöntem temel olarak bir yapının genel karakteristiğini belirlemek için kullanılmaktadır (165,167). Sonlu elemanlar yöntemi, ilk olarak 1950 yılında uzay mühendisliğinde kullanılmaya başlamıştır. 1970 yılında ilerleme kaydeden yöntem, makine, elektrik, uçak, inşaat, hidrodinamik, atom gibi çeşitli alanlarda yapılan çalışmalarda kullanılmıştır. Son dönemde, biyomekanik uygulamalar için mühendisliğin



beraber çalıştığı tıp, ortopedi, kalp ve damar cerrahisi, estetik cerrahi ve diş hekimliğinde de tercih edilmektedir (165,167).

Esas olarak yapının parçalara ayrılmasına dayanan yöntemde, iki veya üç boyutlu yapıların bir parçası sonlu eleman olarak tanımlanır. Çok sayıda eleman kullanmak kuvvet dağılımının daha duyarlı ölçülebilmesini sağlar (49,165,166). Geometrik cisim tam olarak bilgisayarda hesaplanması kolay olan elemanlara ayrılıp fizik kuralları daha basit parçalara uygulanır. Alanlardaki bilinmeyen değişkenlerin yorumlanması matematiksel hesaplama ile yapılır (49,165,166). Sonlu elemanlar analizi implant diş hekimliğinde kemikte oluşan stresi analizetmede kullanılmaktadır. Sonlu elemanlar analiz yöntemi, iki boyutlu ve üç boyutlu olarak kullanılabilir. İki boyutlu sonlu elemanlar analizi yöntemi çoğu çalışmada üç boyutlu yöntemle göre yetersiz kalabilmektedir (72,168,169).

Üç boyutlu sonlu elemanlar analizi daha karmaşık yapılarda tercih edilmektedir ve mühendislik bilgisi gerektirir (49,170). Sonlu elemanlar analizi için önce incelenecek yapının geometrik modeli oluşturulur. Bunun için MR ve CT görüntüleri bilgisayar ortamına aktarılabilir ya da koordinat belirleme cihazı kullanılarak nokta ve yüzeylerden model elde edilebilir. Modelde tanımlanan elemanların poisson oranı ve elastisite modülü değerleri belirlenir (25,166,177). Sonlu elemanlar yönteminde yapılan analizlerde tercih edilebilen çeşitli yazılım programları vardır. Bu programlar, ABAQUS, ALGOR, ANSYS, COMSOL, FEMPRO, ADINA, FEMTOOLS, I-DEAS, MARC, NASTRAN, PAFEC75, PATRAN, PROENGINEER, SAP 80, SOLIDWORKS, SAP 2000, STRAND7, VISUALFEA VE ZEBULON'dur (172,173). Bu programlarda değerlendirilen gerilme, şekil ve yer değiştirme miktarları sayılarla ifade edilir ve alınan renkli görüntüler ile analiz sonuçları kolayca yorumlanabilir. Sonlu elemanlar analiz yönteminde sistemi daha iyi anlayabilmek için bazı kavramları bilmek önemlidir.

#### **4.10. Sonlu Elemanlar Stres Yöntemi ve Biyomekanik İle İlgili Kavramlar**

##### **4.10.1. Eleman (Element)**

Sonlu elemanlar yönteminde sistem, eleman adı verilen basit geometrik şekillere bölünür. Elemanların birleşimi ile matematiksel denklemler elde edilir ve bu denklemler çözümlenerek sistemin davranışı açıklanır. Orijinal yapının figüratif olarak parçalara bölünmesi ile elde edilen elemanlar orijinal yapının mekanik özelliklerini gösterir (174).

Mümkün olduğunca fazla eleman kullanılması, kuvvet dağılımının daha duyarlı ve gerçeğe yakın bir şekilde değerlendirilmesinde önemlidir (25,172).

#### **4.10.2. Düğüm (Node)**

Sonlu elemanlar analizinde modellerin bölündüğü elemanların bağlandığı noktalara düğüm (node) adı verilir. Belirlenen başlangıç noktasına göre düğümler kartezyen düzleminde x,y,z koordinatları belirlenerek bilgisayara aktarılır. Modelde, düğümlere uygulanan etken ve sınır şartları ile meydana gelen değişiklikler için matrisler oluşur ve bu matrisler bilgisayar yardımıyla çözülerek düğümlerdeki yer değiştirmeler hesaplanmaya çalışılır (25,166).

#### **4.10.3. Ağ Yapısı (Mesh) Oluşturma**

Cismin elemanlara bölünebilmesinde ağ yapısına ihtiyaç duyulmaktadır. Mesh üretim işlemi otomatik olarak program tarafından veya kullanıcı tarafından oluşturulur. Ağ oluşturma işlemi ile düğüm noktalarının ve elemanların koordinatları oluşturulur. Eleman sayısı, eleman tipi ve ağ üretim yöntemi değiştirildiğinde yeniden ağ oluşturularak analiz tekrarlanabilir (25,166).

#### **4.10.4. Geometri ve Katı Model Oluşturma**

İki ve üç boyutlu olarak modelleme işlemi yapılabilir. Üç boyutlu modellemede her eksendeki kuvvetler analize katılacağından daha hassas sonuçlar sağlanabilir. Katı model oluşturma da amaç nesnenin iç ve dış geometrisini bilgisayara aynı şekilde yansıtabilmektir (25,166).

#### **4.10.5. Kuvvet**

Kuvvet cisimlerin şeklini değiştiren ve cisimleri harekete zorlayan etki olarak tanımlanabilir. İmplantlarda kuvvetin yönü, büyüklüğü ve tipi önemlidir (157,175). İmplant analizlerinin yapıldığı çalışmalarda farklı yönlerde kuvvetler uygulanır, yapıda oluşan stresler değerlendirilir (157).

#### **4.10.6. Stres (Gerilim)**

Kuvvetin uygulandığı alanda yüzeye dağılmış kuvvetin, birim alandaki şiddetine gerilim denilir. Kayma, çekme ve sıkışma olarak yönlerine göre çeşitleri vardır. İmplant sistemi ve dokularda oluşabilecek kemik kırıkları ve kemik atrofisi yönünden normal streslerin maksimum değerlerini belirleyebilmek önemlidir (38).

#### **4.10.7. Stres-Gerinim İlişkisi ve Elastisite Modülü**

İmplant ve çevresindeki dokulara gelen kuvvetler ile sistemde ortaya çıkan deformasyon arasında bir ilişki vardır. Stres-gerinim eğrisi materyallerin karakteristik özelliğidir. Belirlenebilmesi için materyalde aşamalı gerilim uygulanıp deformasyon olana kadar devam edilir. Bu eğrinin linear bölümünün eğimi elastisite modülü olarak tanımlanır. İmplantın elastisite modülü ile komşu dokuların elastisite modülü ne kadar birbirlerine yakınsa doku ve implant ara yüzeyinde o kadar az hareket olacaktır (38).

#### **4.10.8. Hooke Kanunu**

Robert Hooke tarafından tanımlanmış olan bu kanun, cisimler için şekil değiştirmeyi tanımlar. Katı bir cisme kuvvet uygulandığında meydana gelen şekil değiştirme kuvvet ortadan kalkınca eski haline dönüyorsa elastik şekil değiştirme olarak şekil değişimi geri dönmüyorsa plastik deformasyon olarak tanımlanmıştır (165).

#### **4.10.9. Mohr Dairesi**

Birleşik gerilme durumlarının olduğu cisimde kesit değişikçe gerilme türünüdeğişimi grafikte gösterilir ve Mohr Dairesi olarak ifade edilir. Mohr dairesi bileşik stresler altındaki bir cisme uygulanan stres türünün değişimini gösteren bir grafikdir. Merkezi apsis ekseninde olan bu dairede dikey eksen kayma gerilmelerini, yatay eksen normal gerilmeleri belirtir. Grafikten faydalanarak en büyük normal stres ve en küçük normal stres değerleri bulunabilmektedir. Bu iki strese denk gelen eksenler asal eksenlerdir. Grafikteki dik eksen kayma streslerini belirtir (176).

#### **4.10.10. Poisson Oranı**

Elastiklik modülü gibi her materyal için farklı olan ayırt edici bir özelliktir. Sisteme uygulanan kuvvete dik şekil değiştirme ile kuvvet yönündeki şekil değiştirme

arasındaki oranı ifade eder (177). Sonlu elemanlar analizleri yapılırken sistemde ki materyallerin poisson oranları değerlendirme de önemlidir.

#### **4.10.11. Asal Gerilme (Principal Stress)**

Üç boyutlu elemanlarda tüm kayma bileşenlerinin sıfır olduğu durumda en büyük gerilme değerleri oluşur. Bir eleman bu konumdayken oluşan gerilmelere asal gerilme (principal stres) adı verilir. En yüksek asal gerilme, pozitif olup yapıda en yüksek çekme gerilmesini ifade ederken, en az asal gerilme, negatif değerde olup en yüksek basma gerilmesini belirtmektedir (178).

#### **4.10.12. Eşdeğer Stres (Equivalent stres, Von misses stress)**

Çekilebilir malzemeler için şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanır ve malzeme üzerinde yoğunlaşan stres dağılımları hakkında bilgi verir. Bu tip stres hasar oluşturma ihtimalini gösterdiği için stres analizleri sonucunda elde edilen veriler genellikle Von misses kriterlerine göre değerlendirilir (179).

#### **4.10.13. Güvenlik Faktörü (Safety Factor)**

Yapının güvenliği hakkında bilgi vermektedir. Değerlendirmede yapıdaki en zayıf noktanın yorumlanmasında kullanılan bir değerdir (180). En yüksek güvenlik faktörü 15 değeridir ve 1'den küçük olan değerler güvensiz bölgeleri belirtmektedir (181).

#### **4.10.14. Sonlu Elemanlar Analizinde Malzemenin Özelliği**

Sonlu elemanlar yönteminde değerlendirilmesi yapılacak yapının anizotropik, orthotropik veya izotropik olarak sisteme tanıtılması elde edilecek verileri etkiler.

##### **4.10.14.1. Anizotropik Malzeme:**

Anizotropik olarak tanımlanan malzeme, bütün kütlelerinde her yönde farklı bir özellik gösterir (182).

##### **4.10.14.2. Orthotropik Malzeme:**

Malzemenin herhangi bir noktasında birbirine karşılıklı üç farklı yönde farklılıklar gösterir (182).

#### **4.10.14.3. İzotropik Malzeme:**

Tüm kütlesi düşünüldüğünde her bir yönde eşit özellik gösteren malzemeyi tanımlar (182).

#### **4.11. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yönteminin İşlem Basamakları**

##### **4.11.1. İncelenecek Yapının Modelinin Elde Edilmesi (Pre-processing):**

Bilgisayar ortamında CAD programı aracılığı ile model oluşturulabilir. Çenelerin tomografi görüntüleri kullanılarak 3D Doctor, 3D studio Max, Rhinoceros programları ile tomografilerden analizi yapılacak model elde edilebilir. Analize hazırlanan model elemanlara ayrılarak bir ağ(mesh) yapıya dönüştürülür. Böylece matematiksel model elde edilmiş olur (22,175,183,184).

##### **4.11.2. Verilerin Software Programına Yüklenmesi (Analiz):**

Elde edilen modelde bulunan farklı materyallerin elastisite modülü ve poisson oranları gibi mekanik özellikleri ile yükleme koşulları tanımlanır. Uygulanacak kuvvetin özellikleri belirlenir. Yüklemeler sonucu elde edilen veriler kaydedilir (22,175,184).

##### **4.11.3. Post-Processing (Analizin Çözümlemesi):**

Analizi yapılan materyalin mekanik özellikleri dikkate alınarak değerlendirme yapılır. Kemik, greft materyalleri ve porselen gibi kırılabilir materyaller için asal stres (principal stress), metaller gibi çekilebilir materyaller için eşdeğer stres (equivalent stress, von mises stress) değerleri kullanılabilir. Eşdeğer stres, tüm yapıdaki stresler ile ilgili veri sağlayabilir (22,171,175,184).

## 5. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu çalışma, Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Namık Kemal Üniversitesi Biyomedikal Bölümü ve Marmara Üniversitesi Makine Mühendisliği Bölümünde gerçekleştirilmiştir.

Araştırmamızda üst çenenin arka bölgesinde iki farklı kemik tipinde, farklı boyda implantlar modellenmiştir. İmplantların üzerine iki değişik sabit protetik restorasyon materyali iki farklı tasarımla şekillendirildi. Restorasyonların oklüzal yüzeyine çiğneme kuvvetleri taklit edilerek meydana gelen stres yoğunluğu ve dağılımı değerlendirildi.

Üst yapı restorasyon materyallerinde meydana gelen asal stres miktarları, implant üzerinde oluşan eşdeğer stres miktarları ve trabeküler kemikte meydana gelen asal stres ve eşdeğer stres miktarları değerlendirildi. Oluşturulan tüm yapılarda da riskli bölgelerin değerlendirilebilmesini sağlayan güvenlik faktörü üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi ile incelendi.

### 5.1. Sonlu Elemanlar Stres Analizinde Kullanılacak Modeller ve Tedavi Alternatifleri

Çalışmamızda üst çene arka bölgede D3 ve D4 kemik tipinde birinci küçük azı, ikinci küçük azı, birinci büyük azı ve ikinci büyük azı eksikliği durumunu gösteren katı model oluşturuldu.

Hazırlanan katı çalışma modellerinde her iki kemik tipi için de oluşturulan üst çenede arka bölge diş eksikliği için birinci küçük azı ve ikinci büyük azı dişler yerine uzun implantlar 17° açı ile ve ikinci küçük azı ve birinci büyük azı dişler yerine kısa implantlar dik olmak üzere dört adet implant ile tedavi planlandı.

İmplant üstü sabit restorasyon materyali olarak zirkonyum destekli feldspatik porselen veya monolitik zirkonyum tercih edilmiştir. Her iki kemik yapısı için de hazırlanan sabit üst yapı kronları tek ve birleşik olarak iki farklı şekilde planlandı. Çalışmada, sekiz farklı klinik durum, iki kuvvet şekline göre oluşan stres dağılımları değerlendirildi (Tablo 1).

**Tablo 1.** Çalışmada Değerlendirilecek Planlama Modelleri.

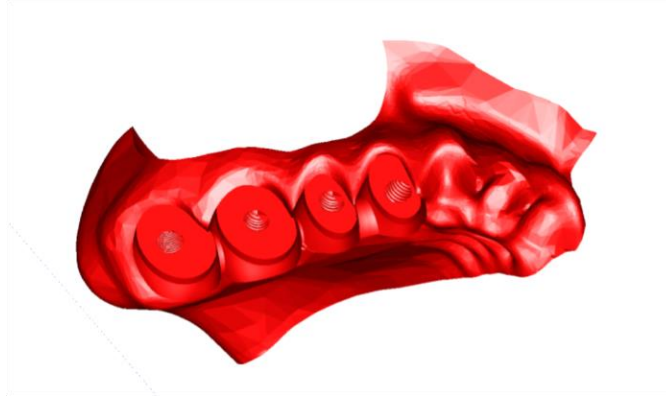
	<b>Restorasyon Materyali</b>	<b>Restorasyon Şekli</b>	<b>Kemik</b>	<b>Kuvvet Yönü</b>
<b>1</b>	Zirkonyum+Porselen	Ayrı	D3	Dik / 15° Açılı
<b>2</b>	Zirkonyum+Porselen	Birleşik	D3	Dik / 15° Açılı
<b>3</b>	Zirkonyum+Porselen	Ayrı	D4	Dik / 15° Açılı
<b>4</b>	Zirkonyum+Porselen	Birleşik	D4	Dik / 15° Açılı
<b>5</b>	Monolitik Zirkonyum	Ayrı	D3	Dik / 15° Açılı
<b>6</b>	Monolitik Zirkonyum	Birleşik	D3	Dik / 15° Açılı
<b>7</b>	Monolitik Zirkonyum	Ayrı	D4	Dik / 15° Açılı
<b>8</b>	Monolitik Zirkonyum	Birleşik	D4	Dik / 15° Açılı

## **5.2. Sonlu Elemanlar Stres Analizinde Değerlendirilecek Üç boyutlu Geometrik Modellerin Hazırlanması**

Kayıtlar arasından araştırmada kullanımı için uygun bulunan sağ bölgede üst çene dişsizliğe sahip Misch'in subantral sınıflamasına göre SA3 olarak tanımlanabilen sinüs lift ve greftleme endikasyonu bulunan kemik mesafesi olan bir vaka, model elde edilmesinde referans olarak kullanıldı.

Araştırmada değerlendirilecek olan üst çene geometrik modelinin oluşturulması için CT'den alınan datalar 3D- Doctor (Able Software Corp., Lexington MA 02420-2406, USA) programında stl. formatına çevrildi. Bu veride 3D Max (Autodesk, Inc) programı kullanılarak NURBS yüzeyler kullanılarak 3 boyutlu surface model elde edildi. Model C-FBX translator ile DXF formatına çevrildi ve mechanical desk top programında açılıp IGES formatında kaydedildi.

Model, UG NX 6.2 (Siemens Plano TX, USA) programında açılıp yüzeyler düzenlenerek solid (katı) model oluşturuldu (Resim 1). Model daha sonra analizlerin yapılacağı ANSYS 16.2 (ANSYS Inc., Southpointe, Canonsburg, PA, USA.) programına aktarıldı. İmplantlar, abutmentlar, implant üstü sabit restorasyonlar, ANSYS 16.2 programında birleştirilerek kompleks çalışma modeli elde edildi.



**Resim 1.** Hazırlanan katı çalışma modeli

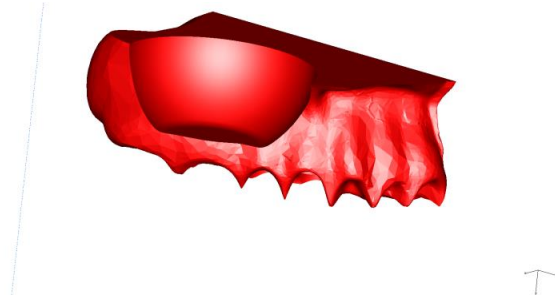
### **5.2.1. Üst Çene Arka Bölgenin ve Üst Çene Sinüsün Modellenmesi**

Elde edilen modelde UGNX 6.2 programında yüzeyler düzenlenirken trabeküler kemik yapı ve üst çene sinüs modellendi. Hazırlanan üst çene modelinde datalardan elde edilen verilerdeki kortikal kemik yoğunluğunun trabeküler yapıdan belirgin oranda az olmasından dolayı kortikal kemik yapı modelde oluşturulmadı. Çalışmada hazırlanan üst çene modellerdeki trabeküler kemik yapı D3 ve D4 kemik varlığına göre iki farklı kemik tipi hazırlandı.

Üst çene sinüsün modellenmesi yapıldı, Misch'in subantral sınıflaması dikkate alınarak sinüs lift yapılarak implant yerleşimine uygun SA3 sınıflamasında ki toplam residüel alveolar kret yüksekliğine benzer şekilde, çalışma modelinde 9 mm kret yüksekliği belirlendi.

Yapılan modelleme işlemleri, uzay düzleminde doğru koordinatlara yerleştirilerek yapılar birleştirilerek üst çene modeli hazırlandı (Resim 2). Çalışmamızda mukozanın etkisinin az olacağı düşünülerek değerlendirilecek analiz modelinde hazırlanmadı.





**Resim 2.** Üst çene arka bölgenin hazırlanmış katı model görüntüsü

### 5.2.2. İmplantların ve Abutmentların Modellenmesi

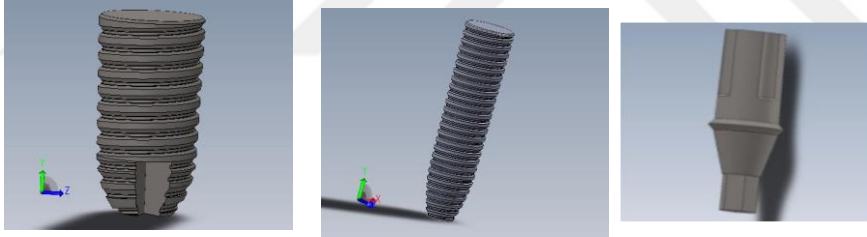
Çalışmada Nobel Biocare firmasının Nobel Parallel Conical Connection implantlarından 3.75 mm çapında olan 15 mm (uzun) ve 7 mm (kısa) boylarında aynı yüzey özelliğine sahip iki çeşit implant ve implantlarla uyumlu olan simante protezler için firma tarafından önerilen titanyum yapıda olan abutment (snappy abutment) kullanıldı.

Çalışmada kullanılmak için elde edilen implantların ve abutmentın Nobel Biocare kataloğunda belirtilen boyutları iki boyutlu çizimler halinde hazırlandı. İki boyutlu çizimler bilgisayara aktarılarak pdf formatında çizim yapılacak programda üç boyutlu olarak hazırlandı. Bilgisayarda üç boyutlu çizimler için bilgisayar programı e-drawing (Waltham, MA 02451, USA) kullanıldı. Çizimlerimizde 'cartesian' koordinat sistemi (x,y,z) kullanıldı. Kullanılan implantlar ve abutmentların firma katalog ve çizim görüntüleri resimlerdeki gibidir (Resim 3,4). Çizimler, daha sonra Parasolid XT (Berkeley,CA,USA) programına çevrilerek sonlu eleman analizinin yapılacağı bilgisayara aktarıldı (Resim 5,6). Uzun (15 mm) implantlar birinci küçük azı ve ikinci büyük azı yerine 17° açılı olarak abutmentlarla beraber yerleştirildi. Kısa (7mm) implantlar ise ikinci küçük azı ve birinci büyük azı yerine birbirlerine paralel ve dik olacak şekilde abutmentlarla beraber yerleştirildi. İmplantlar arasında 1,5 mm mesafe ve implant ile vesibül kemik arasında ise 3 mm mesafe bırakıldı. Birinci küçük azı ve ikinci büyük azı dişler yerine yapılan uzun implantlar, sagittal düzlem üzerinde aksiyal eksenle 17° açı ile ikinci küçük azı ve birinci büyük azı dişler yerine yapılan kısa implantlar ise aksiyal eksene dik ve birbirine paralel olarak konumlandırıldı ve implantların kemiğe %100 osseointegre olduğu kabul edildi.

Çalışmamızda implant üstü sabit protezler simante oldukları kabul edilerek siman aralığı kontak yüzeyi olarak hazırlandı, siman malzemesi inceliği ve niteliği ile en az etki yapacağı düşünülerek ihmal edildi.



**Resim 3.** Kullanılan implantların ve abutmentin Nobel katalog görüntüleri



**Resim 4.** Kullanılan İmplantların ve abutmentin e-drawings programında hazırlanan görüntüleri



**Resim 5.** Katı modele yerleştirilecek abutmentların görüntüleri



**Resim 6.** Katı modele yerleştirilecek abutmentların implantlarla birleştirilmiş görüntüleri

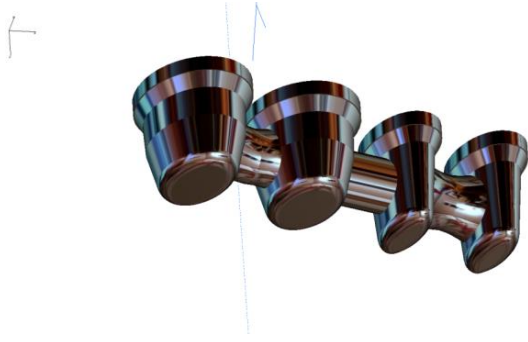
### 5.2.3. İmplant Üstü Sabit Protezlerin Modellenmesi

Çalışmamızda hazırlanan modellerde üst çene arka bölgeye yerleştirilen implantların üst yapı restorasyonlarında zirkonyum altyapı destekli feldspatik porselen veya monolitik zirkonyum materyalleri kullanıldı (Resim 7,8). 1 mm kalınlığında zirkonyum alt yapı ve porselen üst yapı 1,5 mm kalınlığında yapıldı. Monolitik zirkonyum restorasyonlarda kalınlık aynı şekilde 2,5 mm olarak hazırlandı.

Kullanılan her iki materyal implant üstü sabit restorasyonlarda tek ve birleşik olmak üzere iki farklı tedavi planlaması yapıldı. Restorasyonlarda diş şekillerinin modellenmesinde Wheeler'in üst çene dişler için belirlediği boyutlar dikkate alındı. (Tablo 2) Wheeler'in tanımladığı ölçülere uygun şekilde bilgisayar ortamında I-DEAS (version ms6, Electronic Daa Systems, Plano, TX, USA) sonlu elemanlar analizinin katı modelleme programında çizilerek hazırlandı (Resim 9,10).

**Tablo 2 .** Wheeler'in üst çene arka dişler için belirlediği boyutlar.

Üst Çene Doğal Dişler	Kuron boyu (mm)	Mine-sement sınırında mezio-distal çap (mm)	Kuronun mezio-distal çapı (mm)	Mine-sement sınırında bukko-lingual çap (mm)	Kuronun bukko-lingual çapı (mm)
Birinci küçük azı	8,5	5,0	7,0	8,0	9,0
İkinci küçük azı	8,5	5,0	7,0	8,0	9,0
Birinci büyük azı	7,5	8,0	10,0	10,0	11,0
İkinci büyük azı	7,0	7,0	9,0	10,0	11,0



**Resim 7.** Birleşik olarak hazırlanan protetik alt yapı



**Resim 8.** Ayrı olarak hazırlanan protetik alt yapı



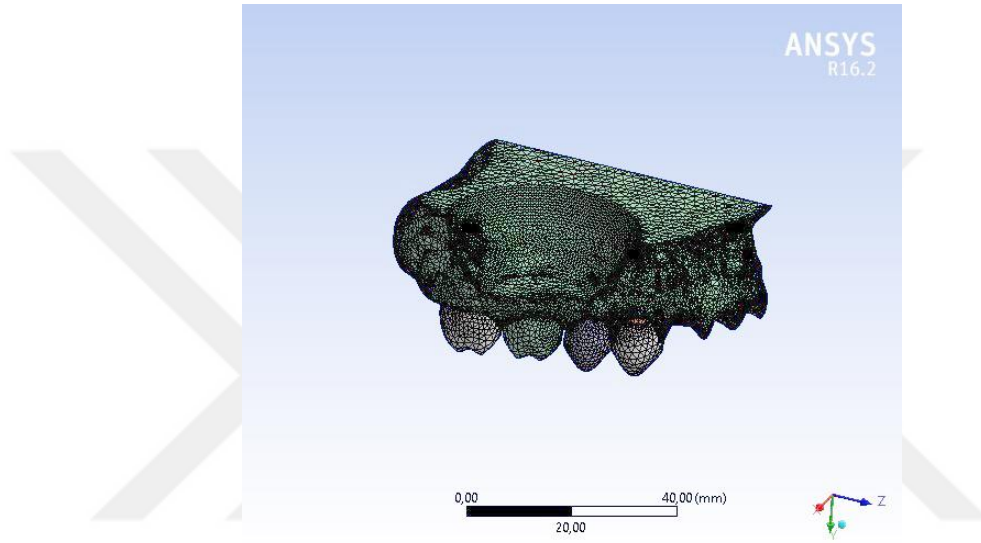
**Resim 9.** Katı modele ayrı üst yapıların hazırlanmış son görüntüsü



**Resim 10.** Katı modele birleşik üst yapıların hazırlanmış son görüntüsü

#### 5.2.4. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi ve Sistemin Birleştirilmesi

Geometrik model yüzeyi mesh olarak isimlendirilen küçük parçalara bölünerek çalışılacak matematiksel model oluşturuldu (Resim 11). Oluşturulan ağ yapı için serbest yöntem (free meshing) kullanıldı. Bu yöntemde yapıda tetrahedral elemanlar istenilen hacimde oluşturuldu.



**Resim 11.** Meshlenmiş Model Görüntüsü

Bu uygulamadan sonra ‘mesh simplification’ denen işlem yapıldı. Bu işlemde dik açılı ve dar yüzeyler gibi riskli bölgelerdeki elemanlar kontrol edilerek çizgisel elemanlardan arındırılma işlemi gerçekleştirildi. Matematiksel modelde, her modelde homojen dağıtılmış şekilde 4 düğüm noktalı tetrahedral elemanlar tercih edildi. Çalışmamızda kullanılan programın imkanları dahilinde mümkün olduğunca fazla eleman ve düğüm sayısı kullanıldı. Oluşturulan modelden üst çene, üst çene sinüs, implantlar, abutmentlar ve protetik üst yapıyı içeren matematiksel modellenin hazırlanmasında kullanılan eleman sayısı 541754, düğüm sayısı 91678’dir.

Matematiksel modelleme yapıldıktan sonra analizin yapılacağı ANSYS programına model tanıtıldı. Sistem çene modelinin eksen doğrultularına göre

yerleştirilip üzerine önce implantlar ile abutmentların ve sonra protetik üst yapının yerleştirilmesi ile birleştirildi.

### 5.3. Sonlu Elemanlar Analizi Programında Sınır Şartlarının Belirlenmesi

Sonlu elemanlar analizi yapılırken sistemin sabitlenmesi yapılan analizin sonuçlarını etkilemektedir. Elde edilen model üç boyutlu uzayda serbest durumdadır. Boşlukta duran modelin analizin yapılacak bölgelerden uzak noktalardan geçecek şekilde en az iki düzlemde sabitlenmesi analizin doğru yapılabilmesini sağlar. Bundan dolayı, çalışma için hazırlanan model üst santral dişlerin arasından geçen sagittal düzlem ile üst çenenin elmacık kemikleri hizasından geçen üst sınırındaki yatay düzlemler ile sınırlandırıldı.

### 5.4. Materyal Özellikleri

Çalışmamızda kullanılan tüm materyaller homojen, lineer elastik ve izotropik olarak tanımlanmıştır. Üst çenede D3 ve D4 olarak iki farklı kemik türü, Misch'in sınıflamasına göre tanımlandı. Klinik olarak da farklılık gösterebilen kortikal kemik yapısı, elde edilen datalarda trabeküler yapıya oranla çok düşük yoğunlukta olduğundan çalışmamızda tanımlanmadı.

Çalışmamızda trabeküler kemikte oluşan streslerin karşılaştırması amaçlanarak modelde iki farklı kemik tipi olan D3 ve D4 yapılarının özellikleri literatürde kullanılan değerlere göre tanımlandı. Çalışmamızda kullanılan implant ve abutment materyali titanyum olarak tercih edildi. Protetik üst yapı materyali olarak zirkonyum destekli feldspatik porselen ve monolitik zirkonyum tercih edildi. Kullanılan tüm materyallerin mekanik özellikleri yapılan önceki çalışmalardan alındı (Tablo 3).

**Tablo 3.** Çalışmadaki Materyallerin Mekanik Özellikleri

Materyaller	Young modülü (Elastiklik modülü)	Poisson Oranı
Titanyum İmplant ve Abutment	110 <sup>(22,185)</sup>	0,35 <sup>(22,185)</sup>
Trabeküler Kemik (D3)	1,37 <sup>(186,187)</sup>	0,3 <sup>(186,187)</sup>
Trabeküler Kemik (D4)	1,10 <sup>(22)</sup>	0,30 <sup>(22)</sup>
Feldspatik Porselen	83 <sup>(188-190)</sup>	0,33 <sup>(188-190)</sup>
Zirkonyum Alt Yapı	210 <sup>(50,191)</sup>	0,23 <sup>(50,191)</sup>
Monolitik Zirkonyum Yapı	220 <sup>(152)</sup>	0,3 <sup>(152)</sup>

### 5.5. Kuvvet Uygulamalarının Gerçekleştirilmesi

Çalışmamızda çiğneme teorilerinden tüberkül-marjinal sırt ilişkisi esas alınarak oklüzal yükler uygulandı (Resim 12).

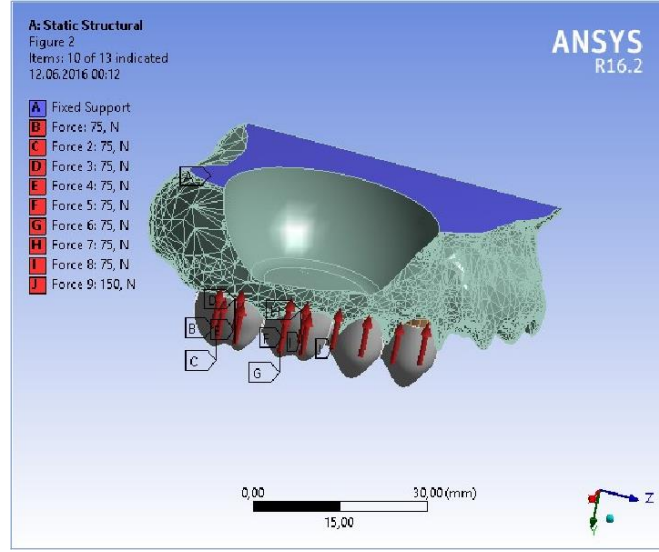


**Resim 12.** Üst dişlerde Tüberkül-marjinal sırt ilişkisinde kuvvetlerin geldiği noktalar

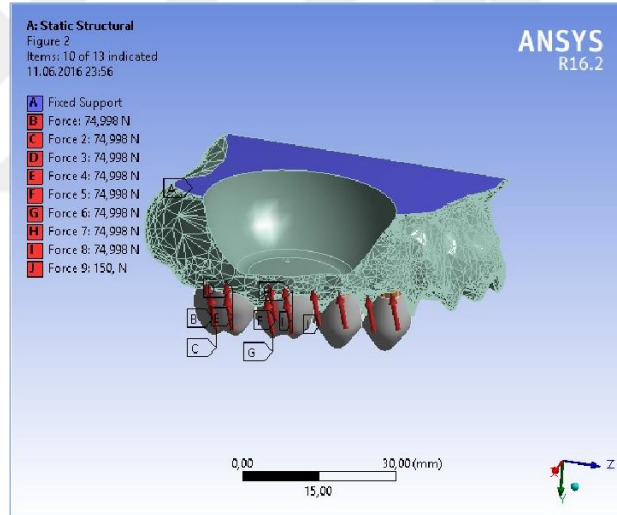
Her bir krona gelen kuvvet oklüzal temas lokalizasyonlarına göre eşit olarak ana noktalara bölündü. Birinci ve ikinci küçük azı restorasyonlarda iki ana noktaya bölünerek her noktada 150 N olmak üzere kuvvet uygulandı. Birinci ve ikinci büyük azı restorasyonlarda ise kuvvet her noktada 75 N olacak şekilde dört ana noktaya bölünerek uygulandı. (Resim 12,13).

Birinci ve ikinci küçük azılar:  $300N/4=75N$ .

Birinci ve ikinci büyük azılar:  $300N/2=150N$ .



**Resim 12.** Çalışmada kullanılan dik kuvvet uygulaması



**Resim 13.** Çalışmada kullanılan oblik kuvvet uygulaması

## 5.6. Sonlu Elemanlar Analizi Programında Analiz Sonuçlarının Elde Edilmesi

Çalışmamızda hazırlanan modellerdeki stres analizleri için ANSYS 16.2 program (ANSYS Inc., Southpointe, Canonsburg, PA, USA) versiyonu kullanıldı. Sonlu elemanlar analizi, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu veriler sağladığı için verilerin istatistiksel analizi yapılamadı. Verilerin değerlendirilmesi dağılım skalaları



ile değerlendirilip yorumlandı. Elde edilen renk ve miktar skalaları karşılařtırılmalđ olarak değerlendirildi.

Veriler değerlendirilirken materyalin mekanik özellikleri göz önüne alındđ. Kırılgan materyaller (porselen ve kemik gibi) için asal gerilim değerleri önemlidir. Bu verilerden elde edilecek en yüksek asal stres modelde oluşan en yüksek çekme tipi stresi, en düşük asal stres ise modelde oluşan en yüksek sıkışma tipi stresi ifade edildi. Ayrıca eşdeğer stres, üç asal stres değerinden hesaplandı. Eşdeğer stres ve yapıdaki stres dağılımları ile ilgili genel bilgi verildi.

Sonlu elemanlar analizinde değerlendirilen sistemde yapıda ki en riskli noktayı anlayabilmek için en düşük güvenlik faktörü değeri incelendi.



## **6. BULGULAR**

Çalışmamızda üst çene birinci küçük azı ve ikinci büyük azı bölgesine açılı ikinci küçük azı, birinci büyük azı bölgesine kısa olmak üzere dört tane implant D3 ve D4 kemik tipine uygun iki farklı katı model hazırlandı. Üst yapı olarak bir gruba monolitik zirkonyum diğer gruba zirkonyum alt yapıli porselen kronlar ayrı ve birleşik olarak modellendi. Her restorasyona dik ve 15° oblik açıyla 300 N kuvvet uygulandı. Kuvvet uygulaması sonucu porselen, trabeküler kemikte ve zirkonyum yapıda oluşan asal stres değerleri ile trabeküler kemikte ve implant yüzeyinde oluşan eşdeğer stres değerleri değerlendirildi.

### **6.1. D3 Kemik Varlığında Hazırlanan Modele Ait Bulgular**

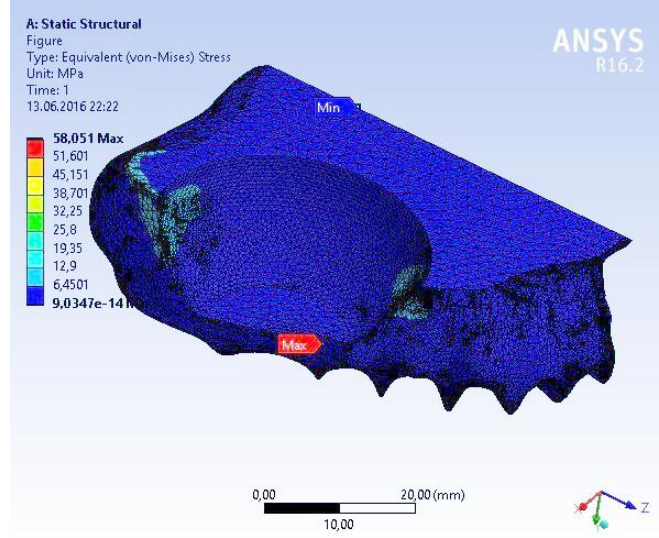
D3 kemik modeline birinci küçük azı ve ikinci büyük azı bölgelere üst çenedeki sinüsten kaçınmak için 17° açılarla 15mm uzunluğunda iki implant, ikinci küçük azı ve birinci büyük azı yerlerine 7mm uzunluğunda iki implant olmak üzere dört implant yerleştirildi.

#### **6.1.1 Dikey Yönde Yükleme Sonucu Elde Edilen Bulgular**

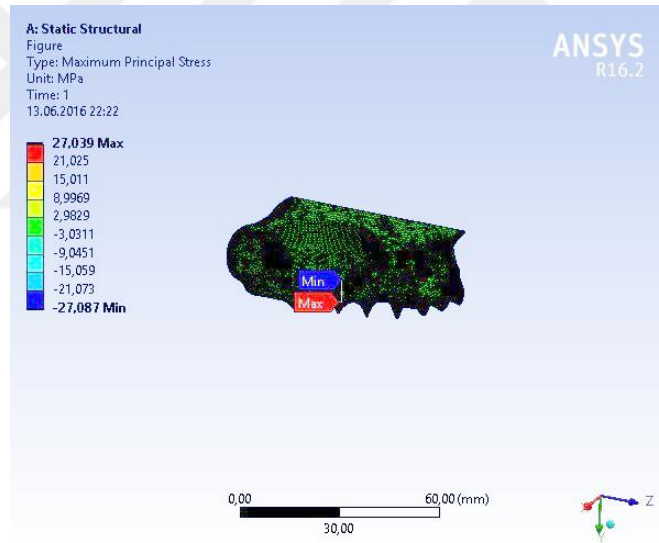
##### **6.1.1.1. Zirkonyum Alt yapıli Porselen Üst Yapılı Tek Kron Restorasyonlarda Elde Edilen Bulgular**

Dik kuvvet uygulanması sonucunda kemikte görülen eşdeğer stres değerleri 58,051 MPa ile 9,034 MPa arasında değişti. Eşdeğer stresin en az olduğu değer 9,034 MPa olarak ikinci küçük azı yerine yapılan implantın palatinal kemiğinde tespit edildi. Kemikteki en fazla eşdeğer stres değeri ise birinci büyük azı ve ikinci küçük azı yerine yapılan implantların arasındaki kemikte 58,051 MPa olarak belirlendi (Resim 14).

Dik kuvvet uygulanması sonucunda kemikte görülen asal stres değerleri 27,09 MPa ve -27,087 MPa arasında değişti. En yüksek sıkışma stresi birinci büyük azı ve ikinci küçük azı yerine yapılan implantların arasındaki kemikte -27,087 MPa olarak tespit edildi. Kemikteki en yüksek çekme stresi ise birinci büyük azı ve ikinci küçük azı yerine yapılan implantların arasındaki kemikte 27,09 MPa olarak belirlendi (Resim 15).

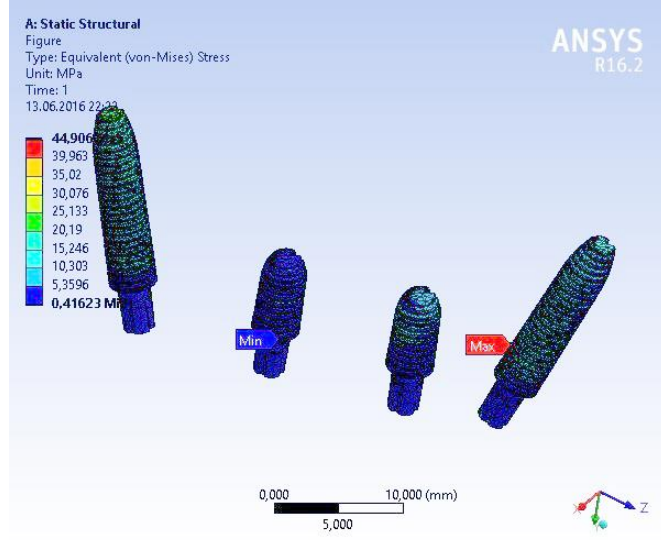


**Resim 14.** Kemikte görülen eşdeğer stres dağılımı

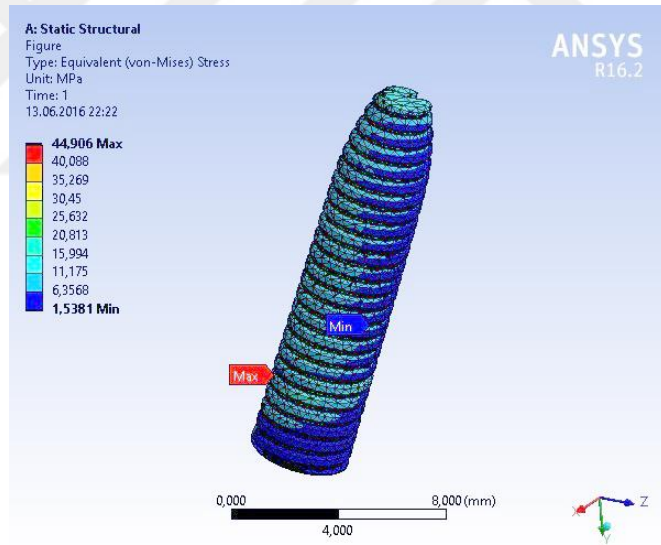


**Resim 15.** Kemik yapıdaki asal stres dağılımı

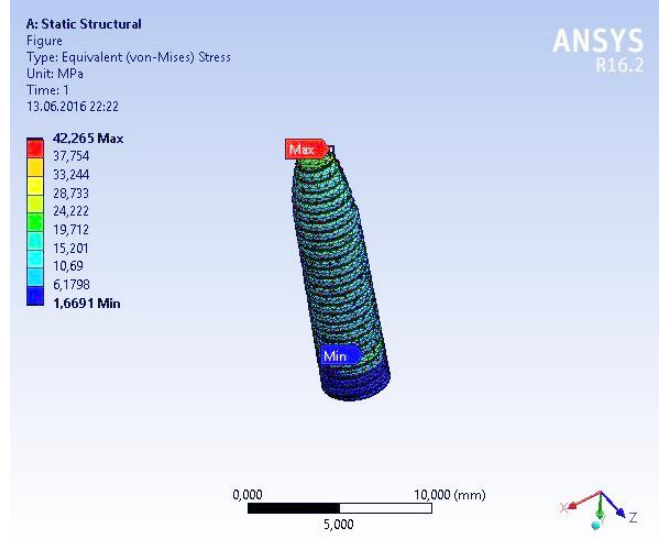
Dik kuvvet uygulaması sonucunda implantlar değerlendirildiğinde eşdeğer stres değerleri 44,906 MPa ile 0,416 MPa arasında değişti (Resim 16). Birinci küçük azya yapılan implantın boyun bölgesinde en yüksek eşdeğer stres değeri 44,906 MPa olarak tespit edildi (Resim 17). İkinci büyük azya yerine yapılan implantın apikal bölgesinde yüksek eşdeğer stres değeri 42,265 MPa olarak belirlendi (Resim 18).



**Resim 16.** İmplantlarda görülen eşdeğer stres dağılımı

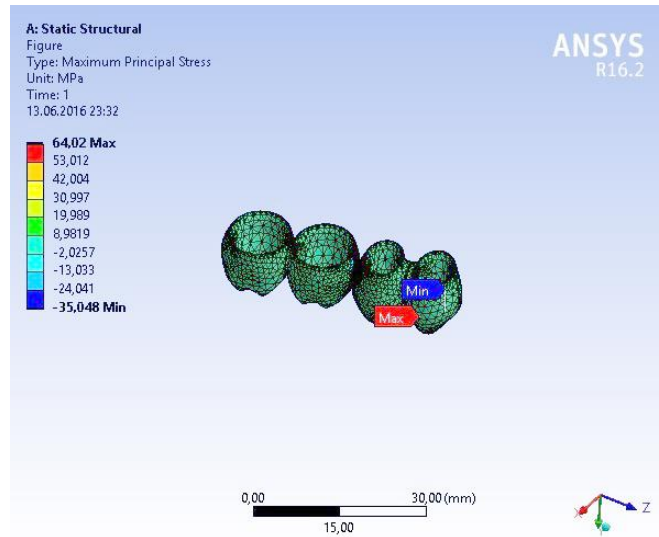


**Resim 17.** Birinci küçük azı implantta görülen eşdeğer stres dağılımı



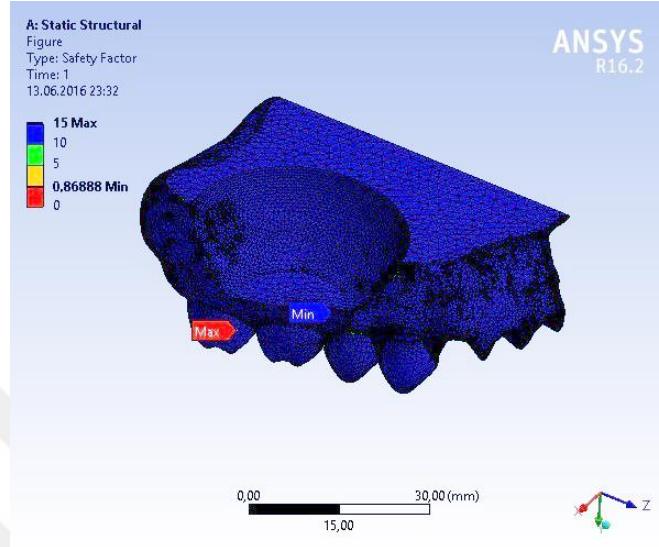
**Resim 18.** İkinci büyük azı implantta görülen eşdeğer stres dağılımı

Dik kuvvet uygulaması sonucu porselen yapıda görülen asal stres değerleri 64,02 MPa ve -35,04 MPa arasında değişti. En yüksek çekme stres değeri 64,02 MPa birinci küçük azı restorasyonun distal fossa bölgesinde en yüksek sıkışma stres değeri -35,04 MPa olarak mezial bölgesinde görüldü (Resim 19).



**Resim 19.** Porselende görülen asal stres dağılımı

Materyallerin özellikleri dikkate alınarak elde edilen güvenlik faktörü değerlendirildiğinde en düşük değer 0,86 olarak birinci küçük azı yerine yapılan restorasyonun distal fossa bölgesinde belirlendi (Resim 20).

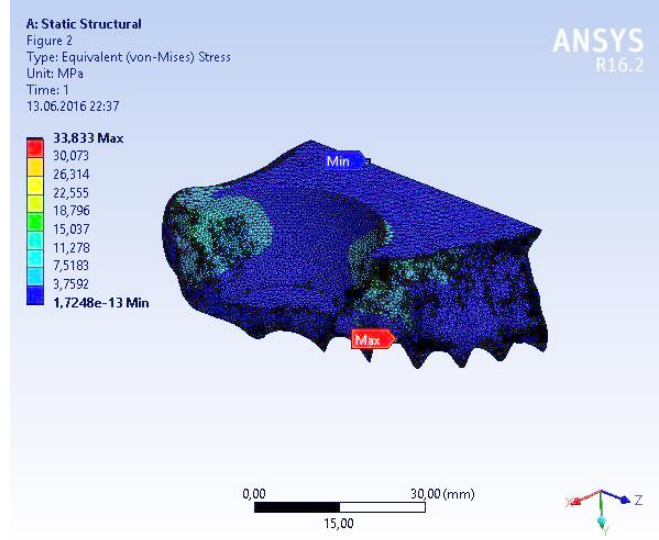


Resim 20. Güvenlik Faktörü

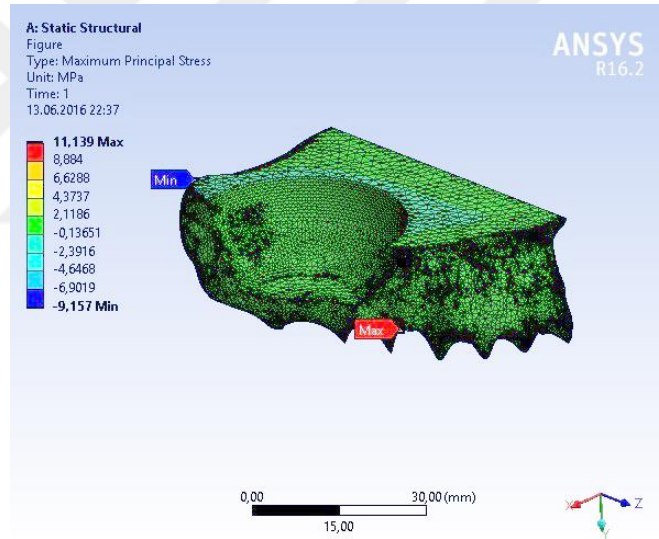
### 6.1.1.2. Zirkonyum Alt Yapılı Porselen Üst Yapılı Birleşik Kron Restorasyonlarda Elde Edilen Bulgular

Dik kuvvet uygulanması sonucunda kemikte görülen eşdeğer stres değerleri 33,833 MPa ile 1,724 MPa arasında değişti. En düşük eşdeğer stres değeri 1,724 MPa olarak ikinci küçük azı yerine yapılan implantın palatinal kemiğinde tespit edildi. Kemikteki en yüksek eşdeğer stres değeri ise birinci küçük azı yerine yapılan implantın bukkalindeki kemikte 33,833 MPa olarak belirlendi (Resim 21).

Dik kuvvet uygulanması sonucunda kemikte görülen asal stres değerleri 11,139 MPa ve -9,157 MPa arasında değişti. En yüksek çekme stres değeri 11,139 MPa olarak birinci küçük azı yerine yapılan implantın bukkalindeki kemikte tespit edildi. Kemikteki en yüksek sıkışma stres değeri ikinci büyük azı yerine yapılan implantın apikalindeki kemikte -9,157 MPa olarak belirlendi (Resim 22).

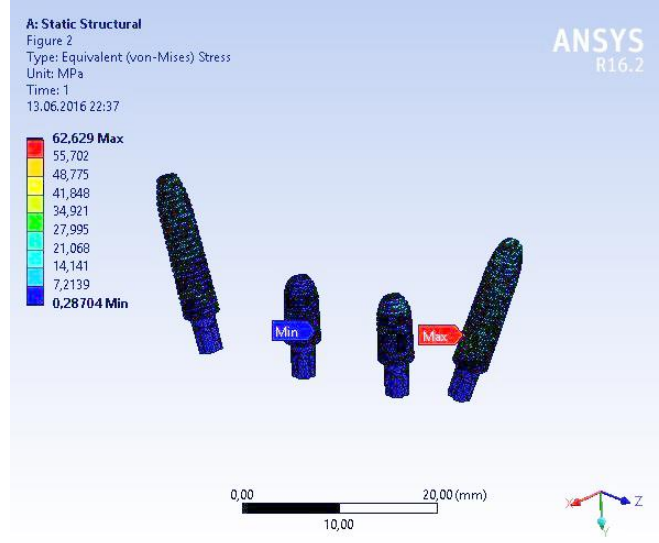


**Resim 21.** Kemikte görülen eşdeğer stres dağılımı

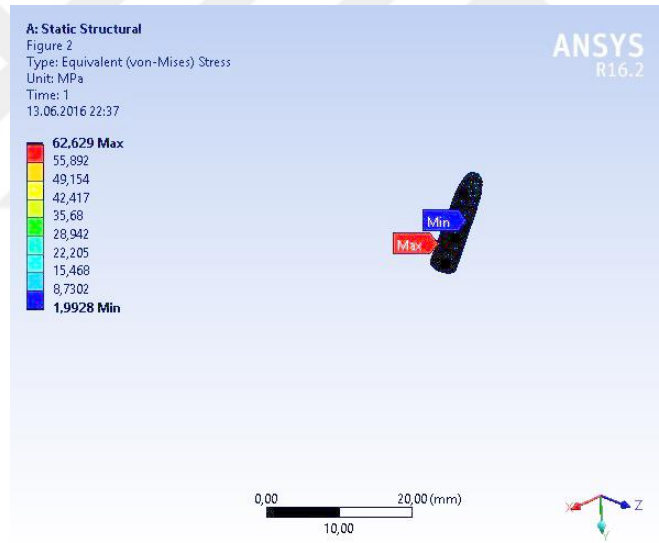


**Resim 22.** Kemikte yapıdaki asal stres dağılımı

Dik kuvvet uygulaması sonucunda implantlar değerlendirildiğinde eşdeğer stres değerleri 62,629 MPa ile 0,287 MPa arasında değişti (Resim 23). Birinci küçük azya yapılan implantın boyun bölgesinde en yüksek eşdeğer stres 62,629 MPa olarak, ikinci büyük azya yapılan implantın boyun bölgesinde 45,18 MPa olarak tespit edildi (Resim 24,25).

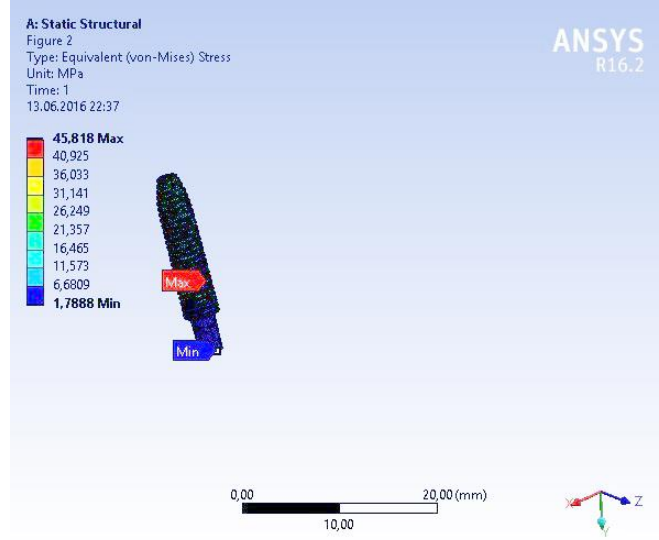


**Resim 23.** İmplantlarda görülen eşdeğer stres dağılımı



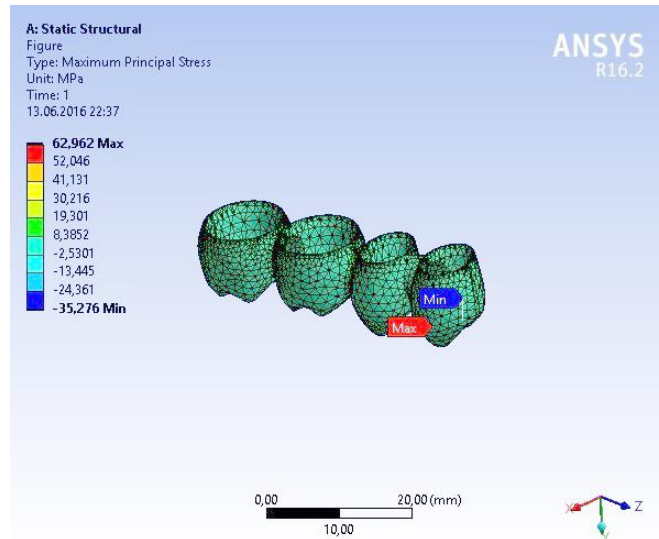
**Resim 24.** Birinci küçük azı implantta görülen eşdeğer stres dağılımı





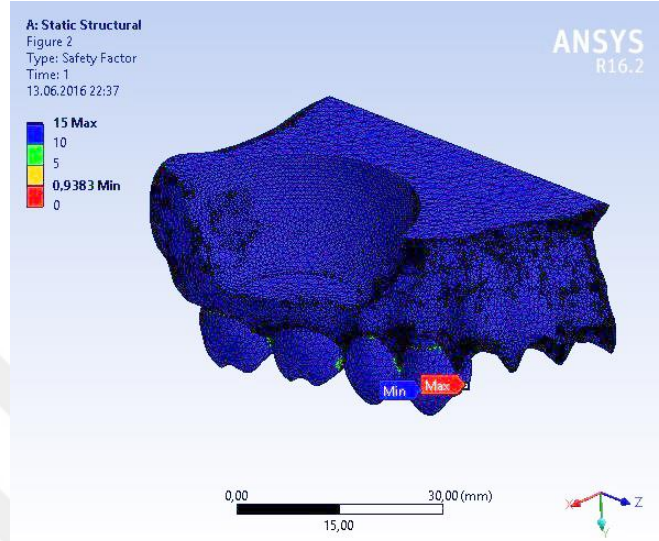
**Resim 25.** İkinci büyük azı implantta görülen eşdeğer stres dağılımı

Dik kuvvet uygulaması sonucu porselen yapıda görülen asal stres değerleri 62,962 MPa ve -35,276 MPa arasında değişti. En yüksek çekme stres değeri 62,962 MPa olarak birinci küçük azı restorasyonun distal fossa bölgesinde, en yüksek sıkışma stres değeri ise -35,276 MPa olarak restorasyonun mezial bölgesinde görüldü (Resim 26).



**Resim 26.** Porselende görülen asal stres dağılımı

Materyallerin özellikleri dikkate alınarak elde edilen güvenlik faktörü değerlendirildiğinde en düşük değer 0,93 olarak birinci küçük azı yerine yapılan restorasyonun distal fossa bölgesinde belirlendi (Resim 27).

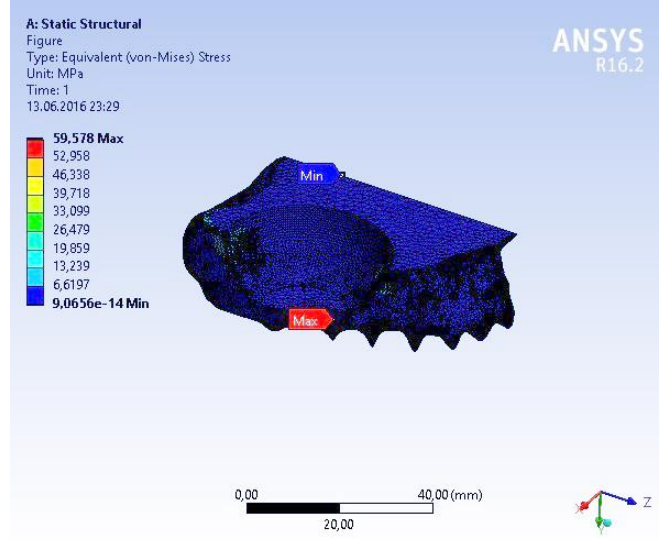


Resim 27. Güvenlik Faktörü

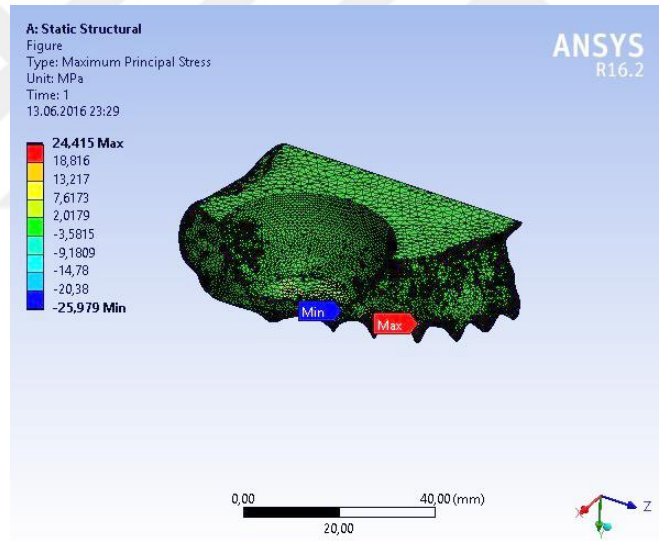
### 6.1.1.3. Zirkonyum Üst Yapılı Tek Kron Restorasyonlarda Elde Edilen Bulgular

Dik kuvvet uygulanması sonucunda kemikte görülen eşdeğer stres değerleri 59,578 MPa ile 9,065 MPa arasında değişti. En düşük eşdeğer stres değeri 9,065 MPa olarak ikinci küçük azı yerine yapılan implantın palatinal kemiğinde tespit edildi. Kemikteki en yüksek eşdeğer stres değeri ise birinci büyük azı ve ikinci küçük azı yerine yapılan implantların arasındaki kemikte 59,578 MPa olarak belirlendi (Resim 28).

Dik kuvvet uygulanması sonucunda kemikte görülen asal stres değerleri 24,415 MPa ve -25,979 MPa arasında değişti. En yüksek çekme stresi olarak 24,415 MPa olarak birinci küçük azı yerine yapılan implantın bukkal kemik kısmında, en yüksek sıkışma stresi ise -25,979 MPa olarak ikinci küçük azı ve birinci büyük azı arasındaki kemikte tespit edildi (Resim 29).

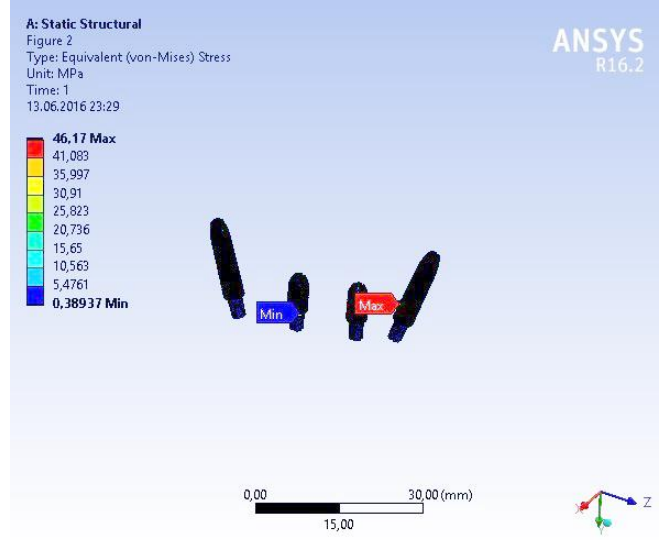


**Resim 28.** Kemikte görülen eşdeğer stres dağılımı

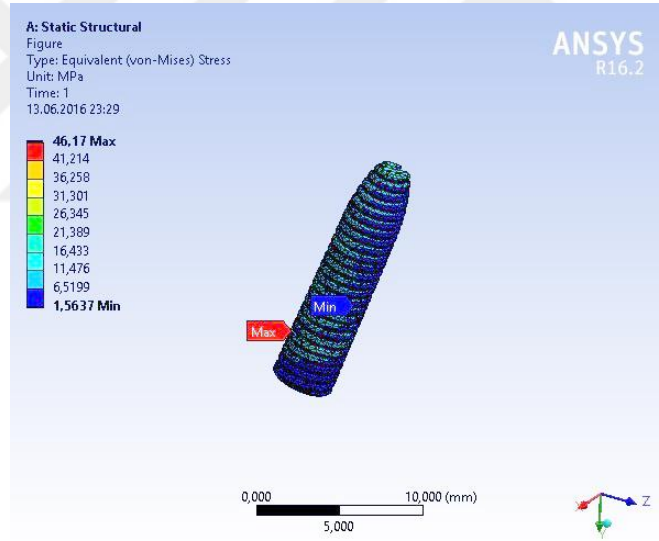


**Resim 29.** Kemikte yapıdaki asal stres dağılımı

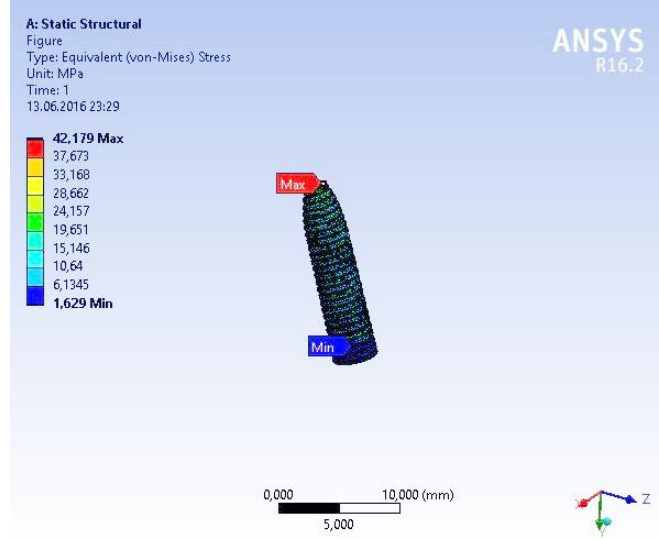
Dik kuvvet uygulaması sonucunda implantlar değerlendirildiğinde eşdeğer stres değerleri 46,17 MPa ile 0,389 MPa arasında değiştiği görüldü (Resim 30). Birinci küçük azı yerine yapılan implantın boyun bölgesinde en yüksek eşdeğer stres değeri 46,17 MPa olarak tespit edildi (Resim 31). İkinci büyük azı yerine yapılan implantın apikal bölgesinde en yüksek eşdeğer stres 42,179 MPa olarak belirlendi (Resim 32).



**Resim 30.** İmplantlarda görülen eşdeğer stres dağılımı

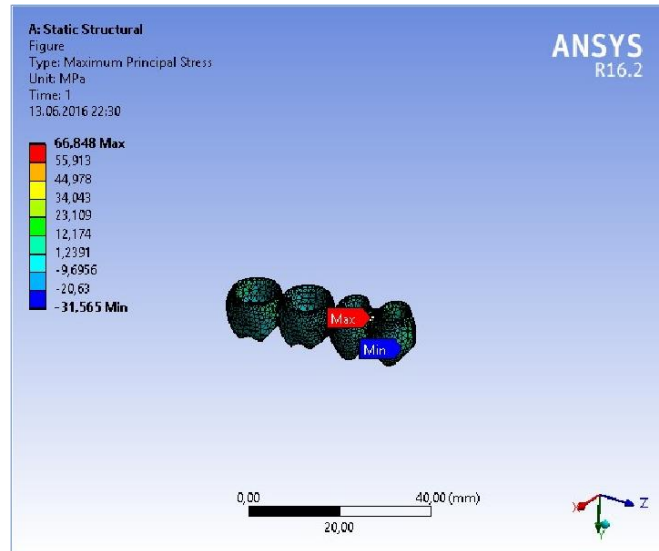


**Resim 31.** Birinci küçük azı implantta görülen eşdeğer stres dağılımı



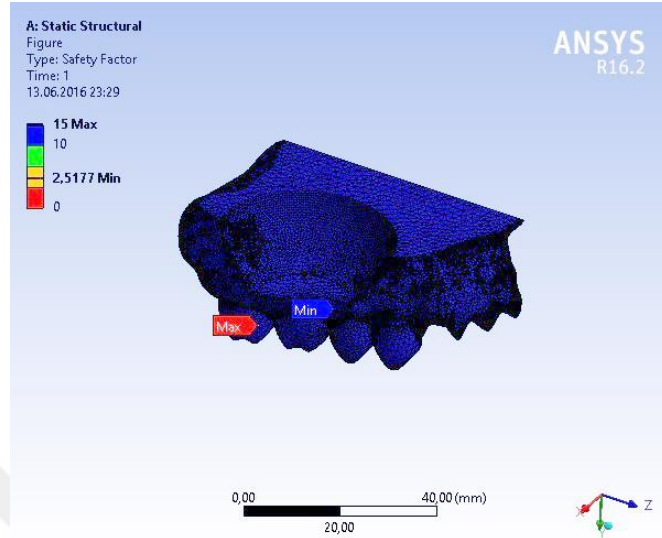
**Resim 32.** İkinci büyük azı implantta görülen eşdeğer stres dağılımı

Dik kuvvet uygulaması sonucu zirkonyum yapıda görülen asal stres değerleri 66,848 MPa ve -31,565 MPa arasında değişti. En yüksek çekme stresi 66,848 MPa olarak birinci küçük azı restorasyonun distal fossa bölgesinde en yüksek sıkışma stresi ise -31,565 MPa olarak birinci küçük azı restorasyonun mezial bölgesinde görüldü (Resim 33).



**Resim 33.** Zirkonyum yapıda görülen asal stres dağılımı

Güvenlik faktörü değerlendirildiğinde en düşük değer 2,517 olarak ikinci küçük azı ve birinci büyük azı arasındaki kemikte belirlendi (Resim 34).

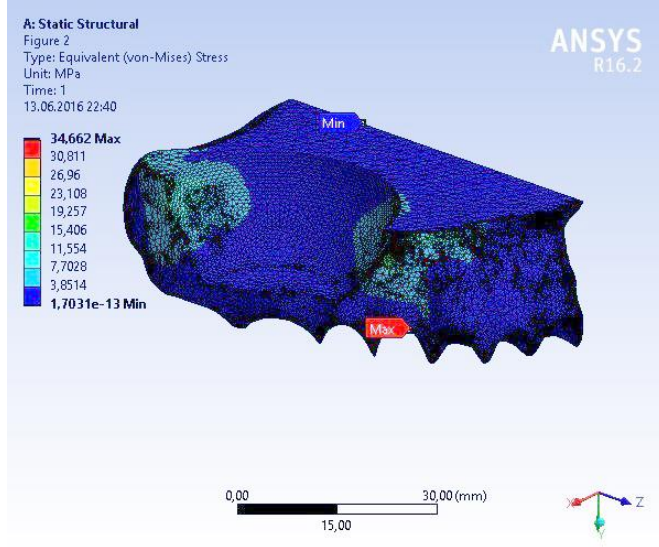


Resim 34. Güvenlik Faktörü

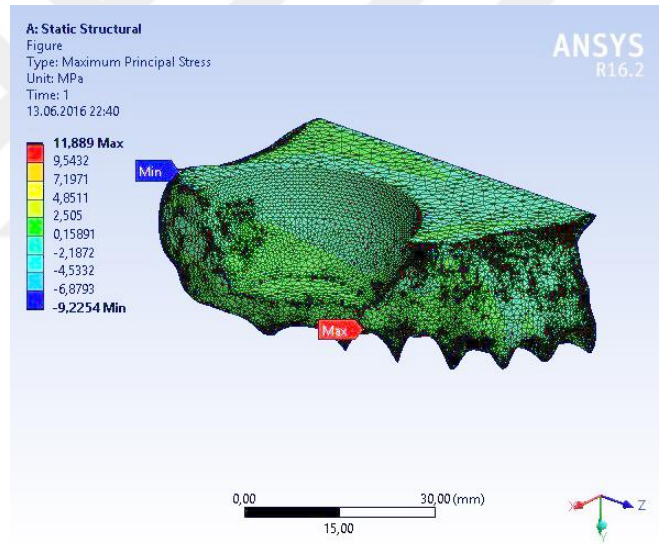
#### 6.1.1.4. Zirkonyum Üst Yapılı Birleşik Kron Restorasyonlarda Elde Edilen Bulgular

Dik kuvvet uygulanması sonucunda kemikte görülen eşdeğer stres değerleri 34,662 MPa ile 1,703 MPa arasında değişti. En düşük eşdeğer stres değeri 1,703 MPa olarak birinci ve ikinci küçük azılar yerine yapılan implantların arasındaki palatinal kemikte tespit edildi. Kemikteki en yüksek eşdeğer stres değeri ise 34,662 MPa olarak birinci küçük azı yerine yapılan implantın bukkalindeki kemikte olarak belirlendi (Resim 35).

Dik kuvvet uygulanması sonucunda kemikte görülen asal stres değerleri 11,889 MPa ve -9,225 MPa arasında değişti. En yüksek çekme stres değeri 11,889 MPa olarak ikinci küçük azı ve birinci büyük azı yerine yapılan implantların arasındaki kemikte, en yüksek sıkışma stresi ise -9,225 MPa olarak ikinci büyük azı yerine yapılan implantın apikalindeki kemikte tespit edildi (Resim 36).

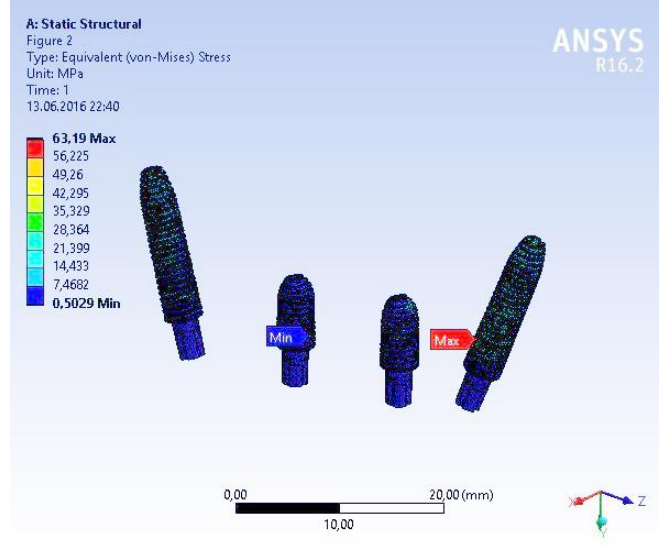


**Resim 35.** Kemikte görülen eşdeğer stres dağılımı

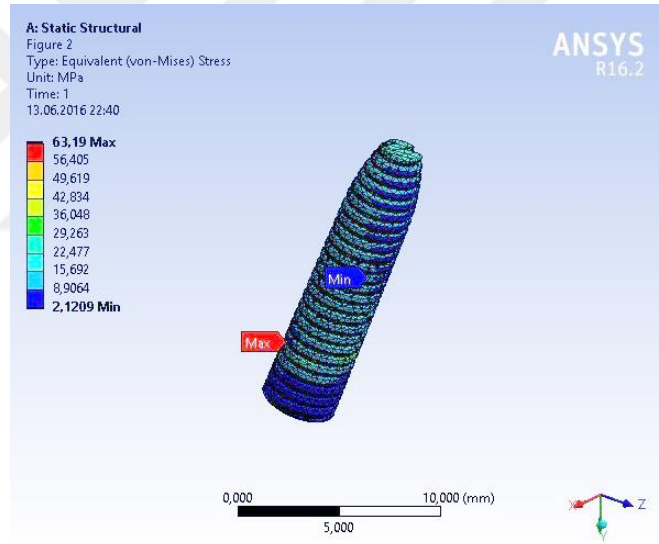


**Resim 36.** Kemik yapıdaki asal stres dağılımı

Dik kuvvet uygulaması sonucunda implantlar değerlendirildiğinde eşdeğer stres değerleri 63,19 MPa ile 0,502 MPa arasında değişti (Resim 37). Birinci küçük azı yerine yapılan implantın boyun bölgesinde en yüksek eşdeğer stres değeri 63,19 MPa olarak tespit edildi (Resim 38).

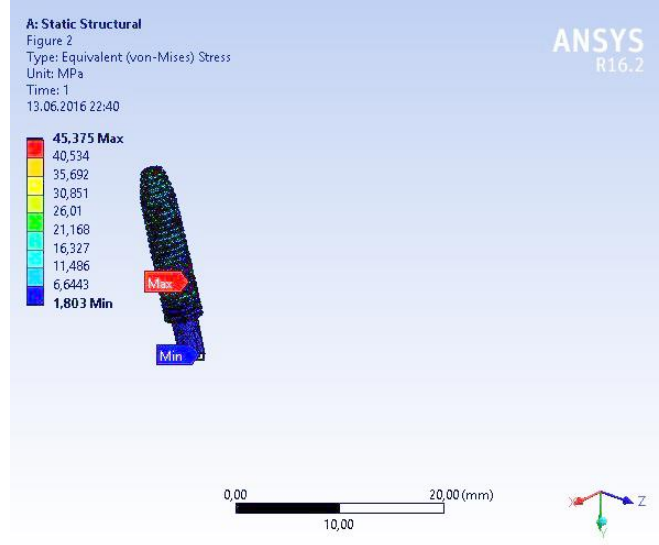


**Resim 37.** İmplantlarda görülen eşdeğer stres dağılımı



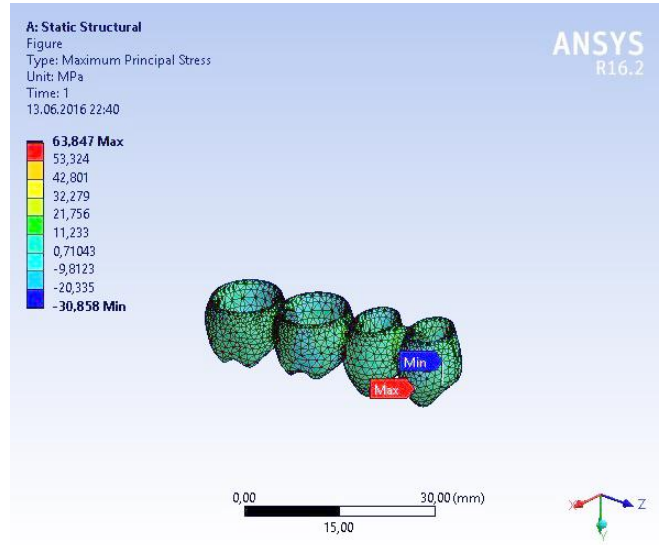
**Resim 38.** Birinci küçük azı implantta görülen eşdeğer stres dağılımı





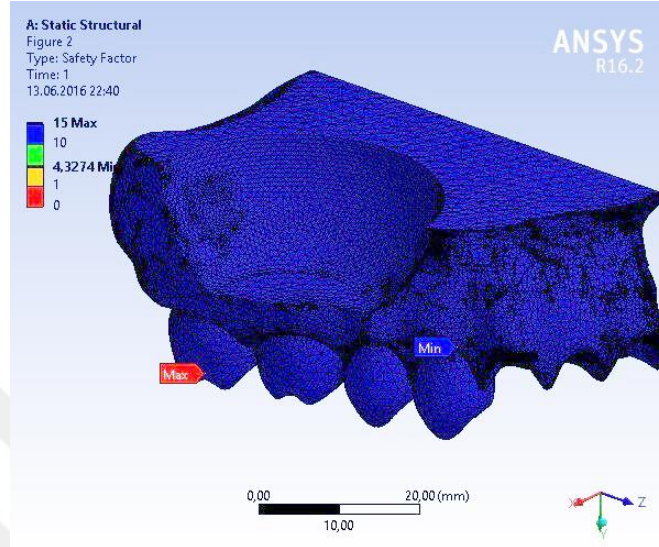
**Resim 39.** İkinci büyük azı implantta görülen eşdeğer stres dağılımı

Dik kuvvet uygulaması sonucu zirkonyum yapıda görülen asal stres değerleri 63,847 MPa ve -30,858 MPa arasında değişmektedir. En yüksek çekme stresi 63,847 MPa olarak birinci küçük azı restorasyonun distal fossa bölgesinde, en yüksek sıkışma stresi birinci küçük azı restorasyonun mezial fossasında görüldü (Resim 40).



**Resim 40.** Zirkonyum yapıda görülen asal stres dağılımı

Materyal özellikleri güvenlik faktörü değerlendirildiğinde en düşük değer 4,327 olarak birinci küçük azı yerine yapılan implantın bukkalindeki kemikte belirlendi (Resim 41).



**Resim 41.** Güvenlik Faktörü

Dik kuvvet uygulandığında D3 kemik varlığında tüm restorasyonlar için elde edilen veriler karşılaştırmalı olarak tablodaki gibidir (Tablo 4).

**Tablo 4.** D3 kemik varlığında dik kuvvet uygulandığında elde edilen değerler

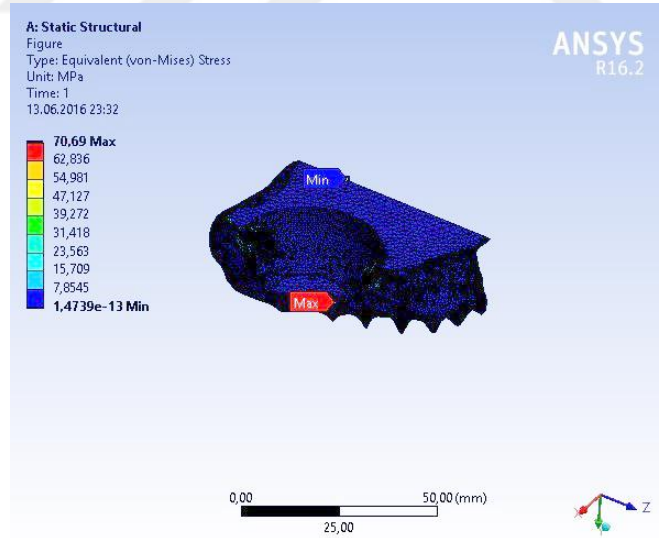
Restorasyon Tipi	Restorasyon Asal Gerilim Değeri	Kemikte Eşdeğer Stres	İmplantlarda Eşdeğer Stres	Güvenlik Faktörü
Zirkonyum Destekli Porselen (Ayrı)	64,02 MPa ve (Birinci küçük azı)	58,051 MPa (Birinci büyük azı ve ikinci küçük azı arasında)	44,906 MPa (Birinci küçük azı)	0,86 (Birinci küçük azı restorasyon)
Zirkonyum Destekli Porselen (Birleşik)	62,962 MPa (Birinci küçük azı)	33,833 MPa (Birinci küçük azı)	62,629 MPa (Birinci küçük azı)	0,93 (Birinci küçük azı restorasyon)
Monolitik Zirkonyum (Ayrı)	66,848 MPa (Birinci küçük azı restorasyon)	59,578 MPa (Birinci büyük azı ve ikinci küçük azı arasında)	46,17 MPa (Birinci küçük azı)	2,517 (Birinci büyük azı ve ikinci küçük azı arasındaki kemik)
Monolitik Zirkonyum (Birleşik)	63,847 MPa (Birinci küçük azı)	34,662 MPa (Birinci küçük azı)	63,19 MPa (Birinci küçük azı)	4,327 (birinci küçük azı bukkalindeki kemik)

## 6.1.2. 15° Açılı Yükleme Sonucu Elde Edilen Bulgular

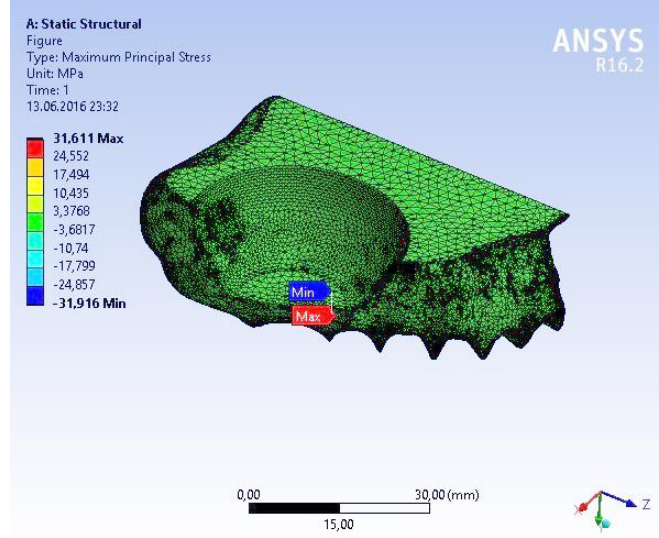
### 6.1.2.1. Zirkonyum Destekli Porselen Üst Yapılı Tek Kron Restorasyonlarda Elde Edilen Bulgular

15° açılı kuvvet uygulanması sonucunda kemikte görülen eşdeğer stres değeri 70,69 MPa ile 1,473 MPa arasında değişmektedir. En düşük eşdeğer stresi 1,473 MPa olarak ikinci küçük azı yerine yapılan implantın palatinal kemiğinde tespit edildi. Kemikteki en yüksek eşdeğer stres ise birinci büyük azı ve ikinci küçük azı yerine yapılan implantların arasındaki kemikte 70,69 MPa olarak belirlendi (Resim 42).

15° açılı kuvvet uygulanması sonucunda kemikte görülen asal stres değerleri 31,611 MPa ve -31,916 MPa arasında değişmektedir. Birinci büyük azı ve ikinci küçük azı yerine yapılan en yüksek sıkışma stresi implantın palatinal kemiğinde -31,916 MPa olarak tespit edildi. Kemikteki en yüksek çekme stresi ise birinci büyük azı ve ikinci küçük azı yerine yapılan implantların arasındaki kemikte 31,611 MPa olarak belirlendi (Resim 43).

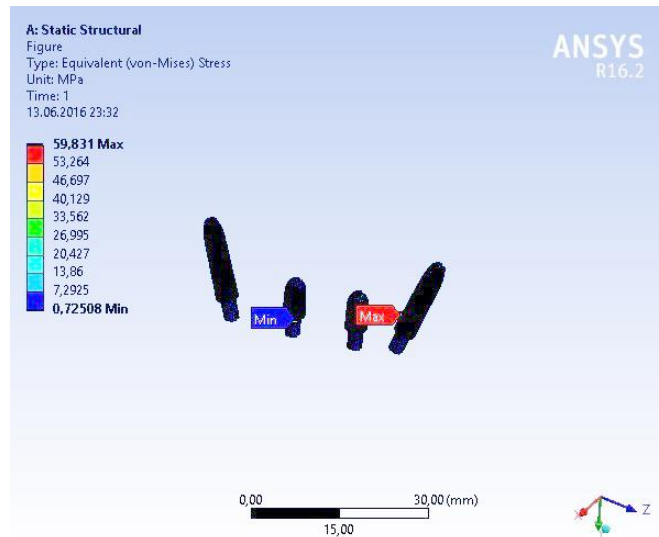


Resim 42. Kemikte görülen eşdeğer stres dağılımı

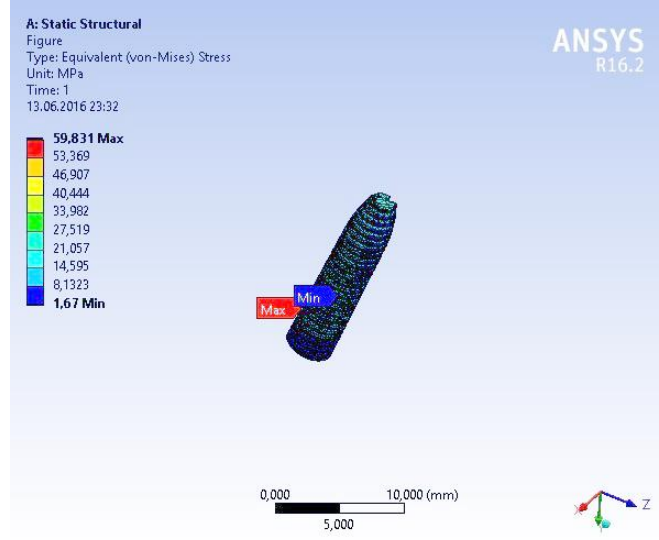


**Resim 43.** Kemik yapıdaki asal stres dağılımı

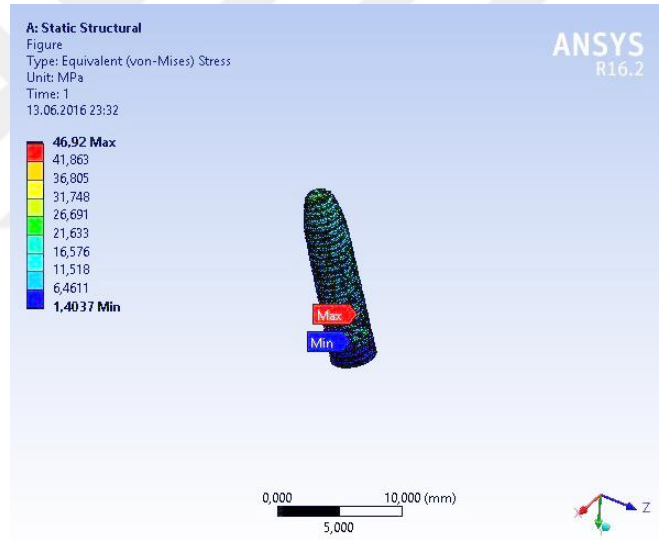
15° açılı kuvvet uygulaması sonucunda implantlarda görülen eşdeğer stres değerleri 59,831 MPa ile 0,725 MPa arasında değişmektedir (Resim 44). Birinci küçük azya yapılan implantın boyun bölgesinde en yüksek eşdeğer stres 59,831 MPa olarak tespit edildi (Resim 45). İkinci molar yerine yapılan implantın boyun bölgesinde en yüksek eşdeğer stres 46,92 MPa olarak belirlendi (Resim 46).



**Resim 44.** İmplantlarda görülen eşdeğer stres değerleri

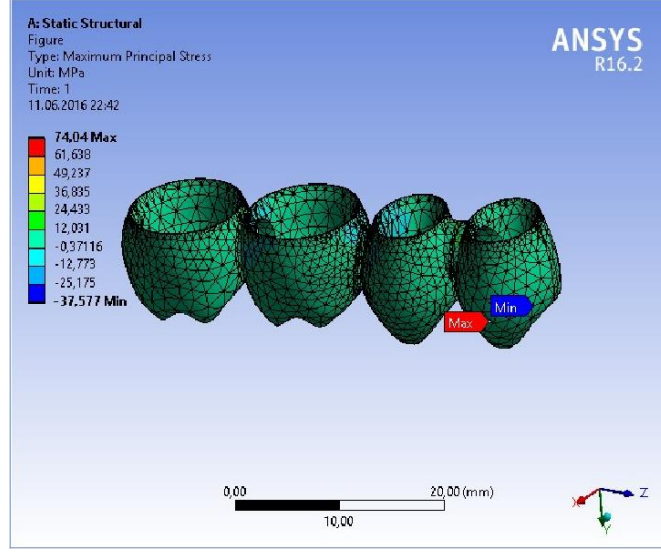


**Resim 45.** Birinci küçük azı implantta görülen eşdeğer stres değerleri



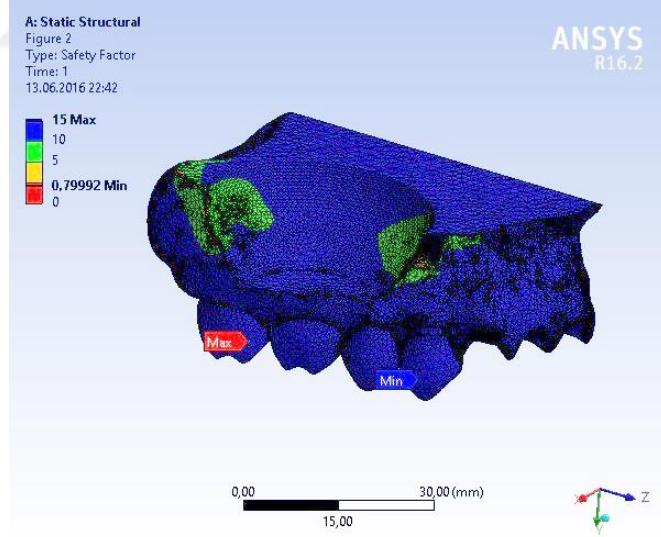
**Resim 46.** İkinci büyük azı implantta görülen eşdeğer stres değerleri

15° açılı olarak kuvvet uygulaması sonucu porselen yapıda görülen asal stres değerleri 74,04 MPa ve -37,57 MPa arasında değişmektedir. En yüksek çekme stresi 74,04 MPa olarak değer birinci küçük azı restorasyonun distal fossa bölgesinde en yüksek sıkışma stresi -37,57 MPa olarak restorasyonun mezial bölgesinde görüldü (Resim 47).



**Resim 47.** Porselen yapıda görülen asal stres dağılımı

Materyallerin özellikleri dikkate alınarak elde edilen güvenlik faktörü değerlendirildiğinde en düşük değer 0,79 olarak birinci küçük azı yerine yapılan restorasyonun distal fossa bölgesinde belirlendi (Resim 48).

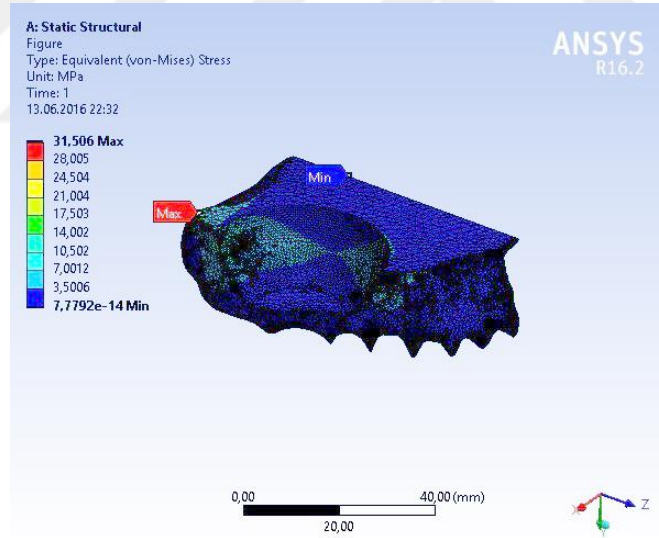


**Resim 48.** Güvenlik Faktörü

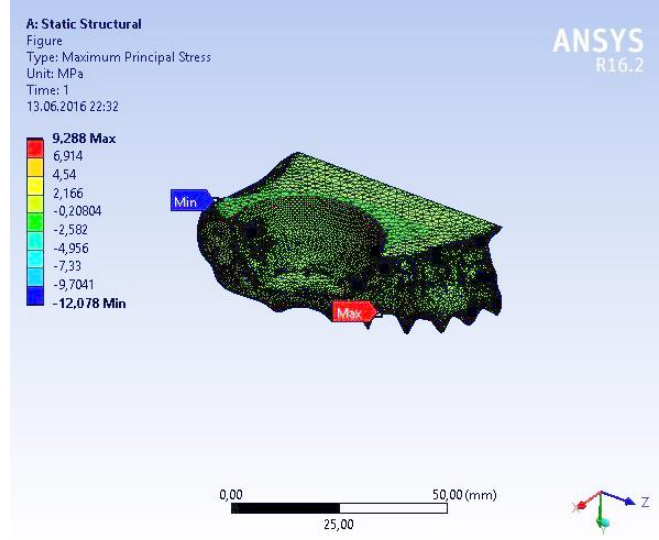
### 6.1.2.2. Zirkonyum Destekli Porselen Üst Yapılı Birleşik Kron Restorasyonlarda Elde Edilen Bulgular

15° açılı kuvvet uygulanması sonucunda kemikte görülen eşdeğer stres değerleri 31,506 MPa ile 7,779 MPa arasında değişmektedir. En düşük eşdeğer stres değeri 7,779 MPa olarak birinci küçük azı yerine yapılan implantın apikalindeki kemikte tespit edildi. Kemikteki en yüksek eşdeğer stres değeri ise ikinci büyük azı yerine yapılan implantın apikalindeki kemikte 31,506 MPa olarak belirlendi (Resim 49).

15° açılı kuvvet uygulanması sonucunda kemikte görülen asal stres değerleri 9,288 MPa ve -12,078 MPa arasında değişmektedir. Kemikteki en yüksek çekme stresi ise birinci küçük azı yerine yapılan implantın bukkalindeki kemikte 31,611 MPa olarak belirlendi. En yüksek sıkışma stresi ikinci büyük azı yerine yapılan implantın apikal kemiğinde -12,078 MPa olarak tespit edildi (Resim 50).



Resim 49. Kemikte görülen eşdeğer stres dağılımı



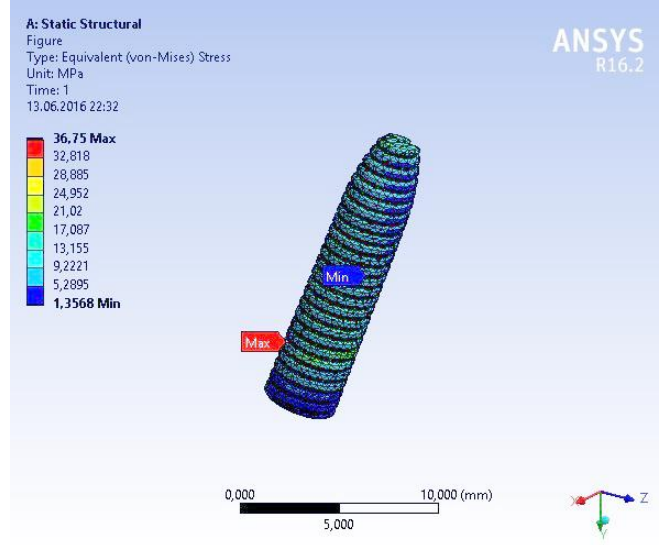
**Resim 50.** Kemik yapıdaki asal stres dağılımı

15° açılı kuvvet uygulaması sonucunda implantlarda görülen eşdeğer stres değerleri 43,33 MPa ile 0,872 MPa arasında değişmektedir (Resim 51). İkinci büyük azı yerine yapılan implantın apikal bölgesinde en yüksek eşdeğer stres değeri 43,33 MPa olarak tespit edildi (Resim 52). Birinci küçük azı yerine yapılan implantın boyun bölgesinde en yüksek eşdeğer stres değeri 36,75 MPa olarak belirlendi (Resim 53).

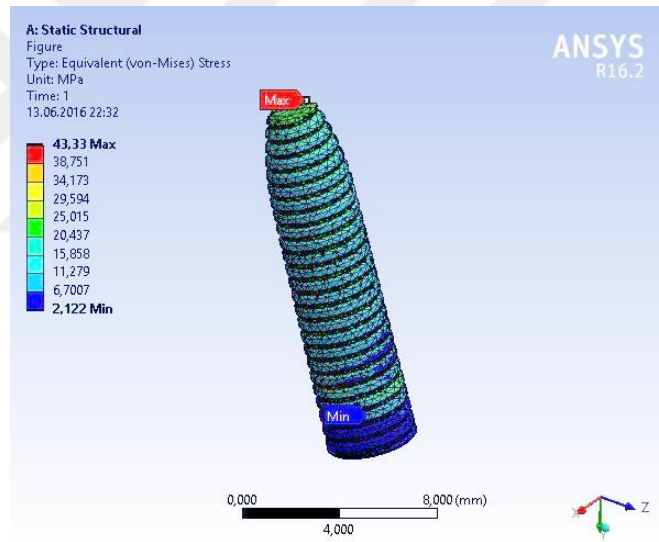


**Resim 51.** İmplantlarda görülen eşdeğer stres dağılımı



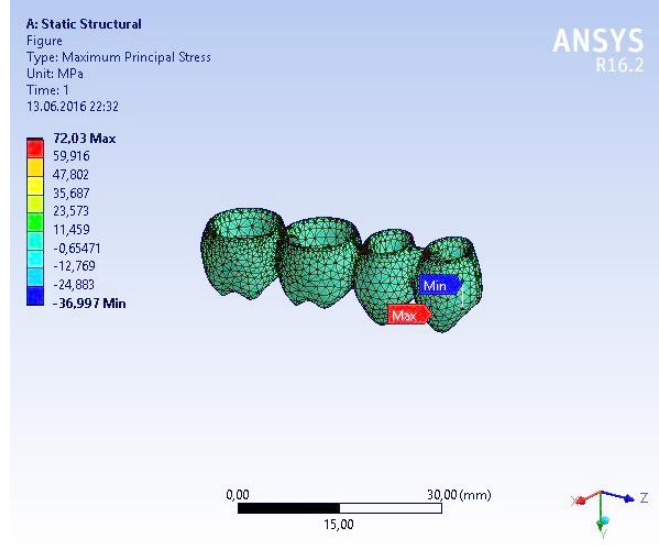


**Resim 52.** Birinci küçük azı implantta görülen eşdeğer stres dağılımı



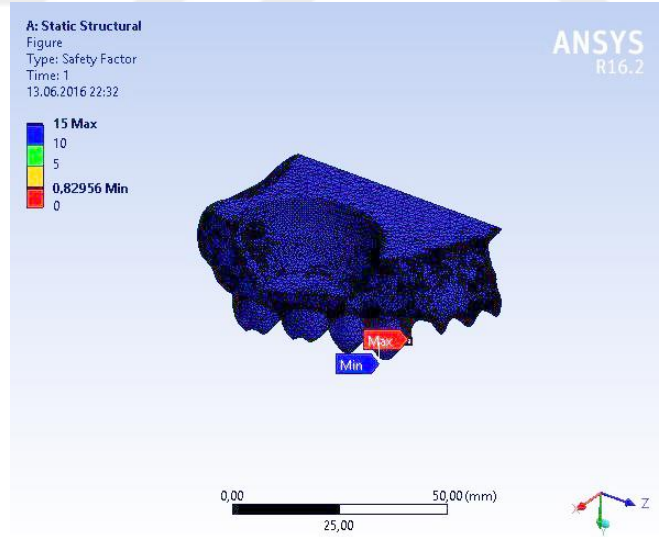
**Resim 53.** İkinci büyük azı implantta görülen eşdeğer stres dağılımı

15° açılı olarak kuvvet uygulaması sonucu porselen yapıda görülen asal stres değerleri 72,03 MPa ve -36,99 MPa arasında değişmektedir. En yüksek çekme stres değeri 72,03 MPa olarak birinci küçük azı restorasyonun distal fossa bölgesinde, en yüksek sıkışma değeri ise birinci küçük azı restorasyonun mezial bölgesinde görülmektedir (Resim 54).



**Resim 54.** Porselen yapıda görülen asal stres dağılımı

Materyallerin özellikleri dikkate alınarak elde edilen güvenlik faktörü değerlendirildiğinde en düşük değer 0,829 olarak birinci küçük azı yerine yapılan restorasyonun distal fossa bölgesinde belirlendi (Resim 55).

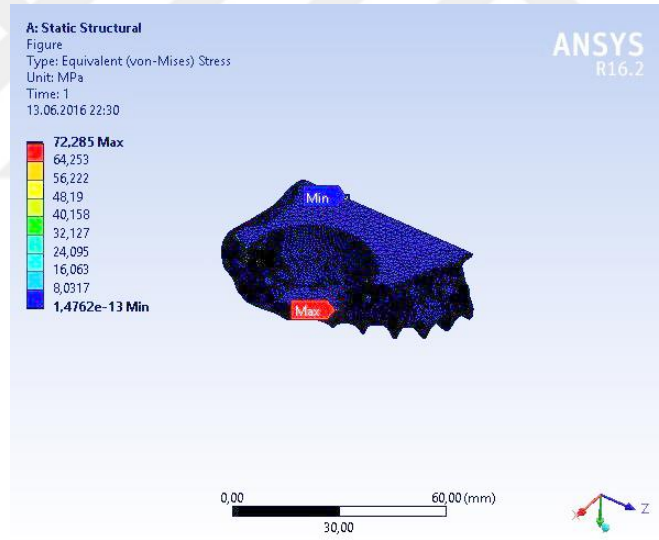


**Resim 55.** Güvenlik Faktörü

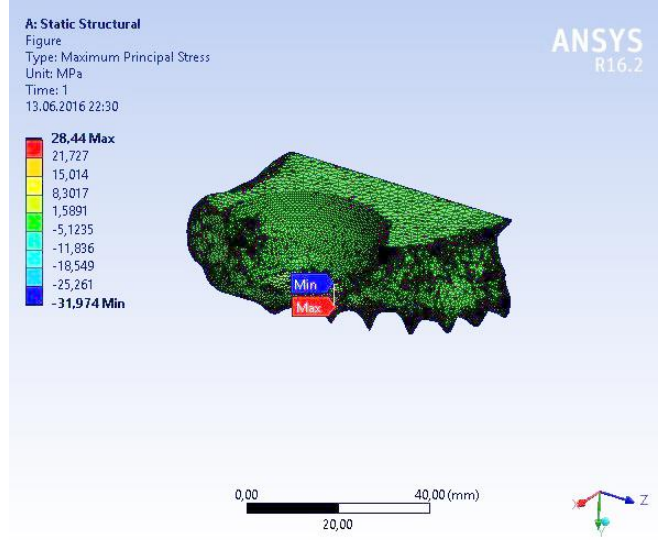
### 6.1.2.3. Zirkonyum Üst Yapı Tek Kron Restorasyonlarda Elde Edilen Bulgular

15° açılı kuvvet uygulanması sonucunda kemikte görülen eşdeğer stres değerleri 72,28 MPa ile 1,476 MPa arasında değişmektedir. En düşük eşdeğer stres 1,476 MPa olarak ikinci küçük azı yerine yapılan implantın palatinalindeki kemikte tespit edildi. Kemikteki en yüksek eşdeğer stres ise ikinci küçük azı ve birinci büyük azı yerine yapılan implantların arasındaki kemikte 72,28 MPa olarak belirlendi (Resim 56).

15° açılı kuvvet uygulanması sonucunda kemikte görülen asal stres değerleri 28,44 MPa ve -31,974 MPa arasında değişmektedir. Kemikteki en yüksek çekme stresi 28,44 MPa olarak ikinci küçük azı ve birinci büyük azı yerine yapılan implantların arasındaki kemikte, en yüksek sıkışma stresi -31,974 MPa olarak ikinci küçük azı ve birinci büyük azı yerine yapılan implantların arasındaki kemikte belirlendi (Resim 57).

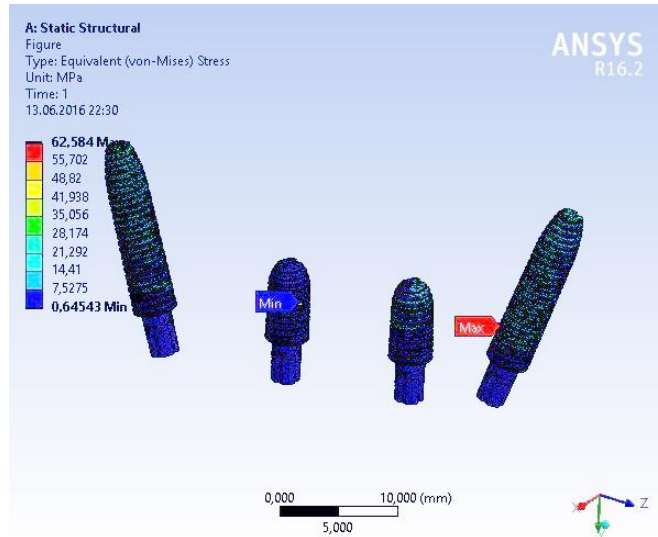


**Resim 56.** Kemikte görülen eşdeğer stres dağılımı

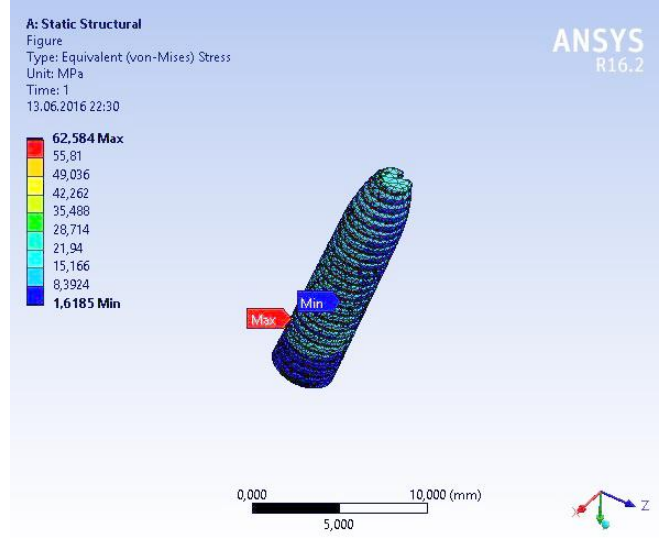


**Resim 57.** Kemik yapıdaki asal stres dağılımı

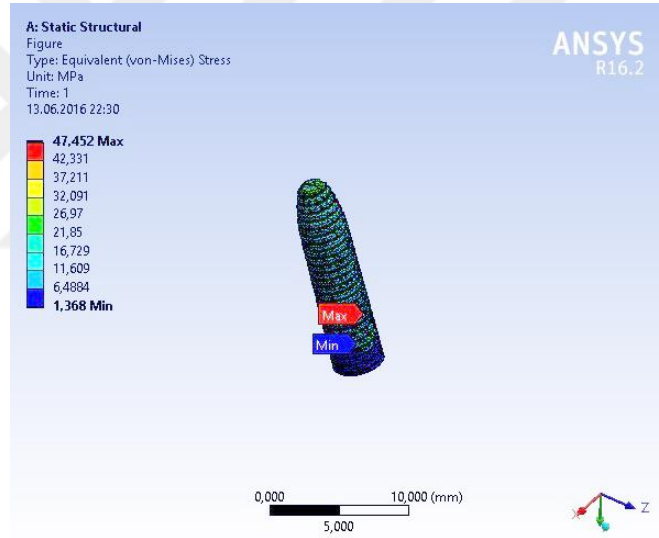
15° açılı kuvvet uygulaması sonucunda implantlarda görülen eşdeğer stres değerleri 62,584 MPa ile 0,645 MPa arasında değişmektedir (Resim 58). Birinci küçük azya yapılan implantın boyun bölgesinde en yüksek eşdeğer stresi 62,584 MPa olarak tespit edildi (Resim 59). İkinci büyük azya yerine yapılan implantın en yüksek eşdeğer stres değeri boyun bölgesinde 47,45 MPa olarak belirlendi (Resim 60).



**Resim 58.** İmplantlarda görülen eşdeğer stres dağılımı

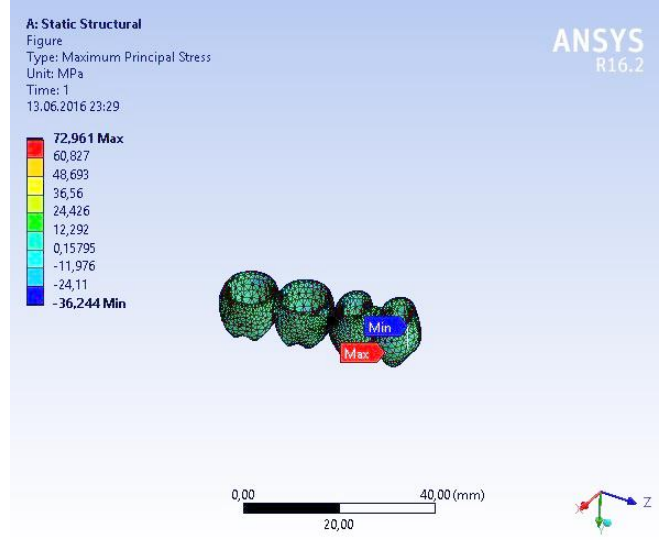


**Resim 59.** Birinci küçük azı implantta görülen eşdeğer stres dağılımı



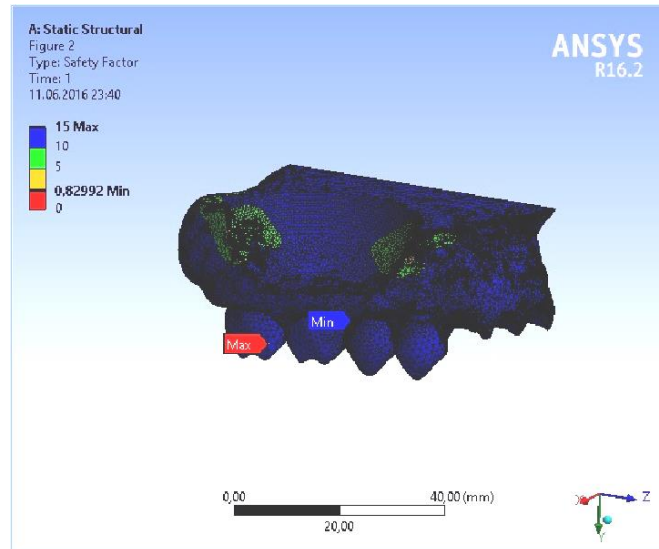
**Resim 60.** İkinci büyük azı implantta görülen eşdeğer stres dağılımı

15° açılı olarak kuvvet uygulaması sonucu zirkon yapıda görülen asal stres değerleri 72,961 MPa ve -36,244 MPa arasında değişmektedir. En yüksek çekme stresi 72,961 MPa olarak birinci küçük azı restorasyonun distal fossa bölgesinde, en yüksek sıkışma stresi değeri ise -36,244 MPa olarak restorasyonun mezial bölgesinde görülmektedir (Resim 61).



**Resim 61.** Zirkonyum yapıda görülen asal stres dağılımı

Materyallerin özellikleri dikkate alınarak elde edilen güvenlik faktörü değerlendirildiğinde en düşük değer 0,829 olarak birinci büyük azı ve ikinci küçük azı yerine yapılan implantların arasındaki kemik bölgesinde belirlendi (Resim 62).

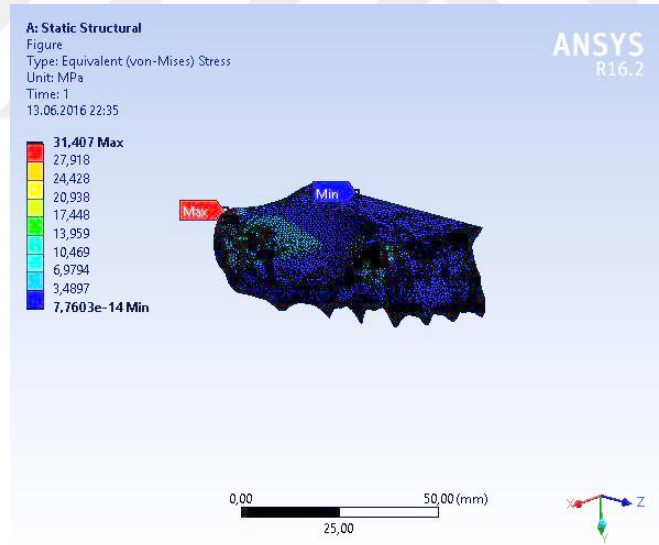


**Resim 62.** Güvenlik Faktörü

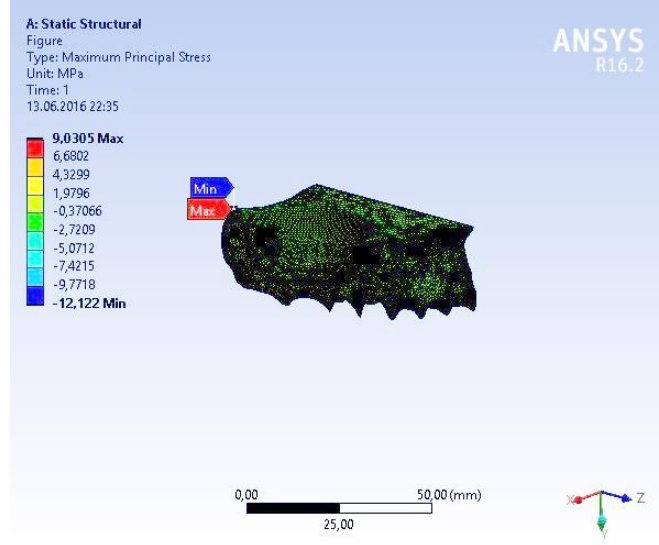
#### 6.1.2.4. Zirkonyum Üst Yapılı Birleşik Kron Restorasyonlarda Elde Edilen Bulgular

15° açılı kuvvet uygulanması sonucunda kemikte görülen eşdeğer stres değerleri 31,407 MPa ile 7,760 MPa arasında değişmektedir. En düşük eşdeğer stres değeri 7,760 MPa olarak ikinci küçük azı yerine yapılan implantın palatinalindeki kemikte tespit edildi. Kemikteki en yüksek eşdeğer stres değeri ise ikinci büyük azı yerine yapılan implantın apikal bölgesindeki kemikte 31,407 MPa olarak belirlendi (Resim 63).

15° açılı kuvvet uygulanması sonucunda kemikte görülen asal stres değerleri 9,030 MPa ve -12,122 MPa arasında değişmektedir. Kemikteki en yüksek çekme stresi 28,44 MPa ikinci büyük azı yerine yapılan implantın bukkalindeki kemikte, en yüksek sıkışma stresi -31,974 MPa olarak ikinci büyük azı yerine yapılan implantın bukkal bölgesindeki kemikte belirlendi (Resim 64).

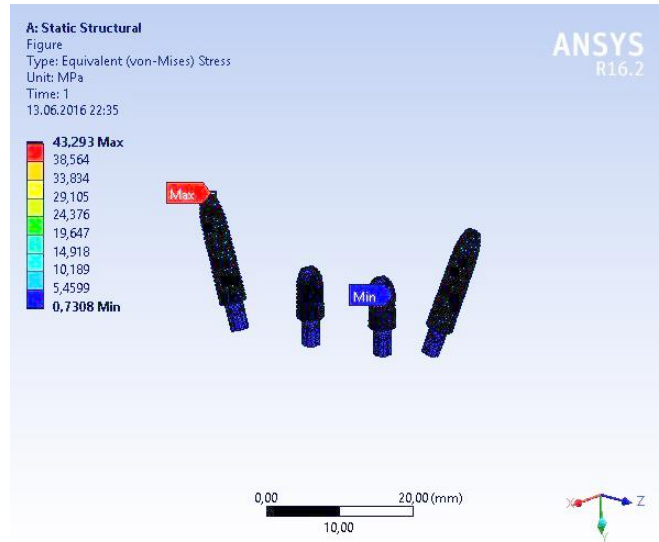


Resim 63. Kemikte görülen eşdeğer stres dağılımı



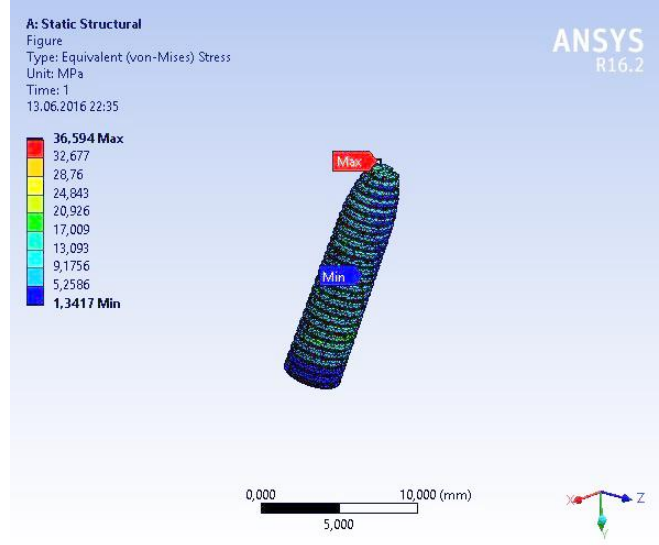
**Resim 64.** Kemikte görülen asal stres dağılımı

15° açılı kuvvet uygulaması sonucunda implantlarda görülen eşdeğer stres değerleri 43,29 MPa ile 0,730 MPa arasında değişmektedir (Resim 65). Birinci küçük azıya yapılan implantın apikal bölgesinde en yüksek eşdeğer stres 36,594 MPa olarak tespit edildi (Resim 66). İkinci büyük azı yerine yapılan implantın apikal bölgesinde en yüksek eşdeğer stres 43,293 MPa olarak belirlendi (Resim 67).

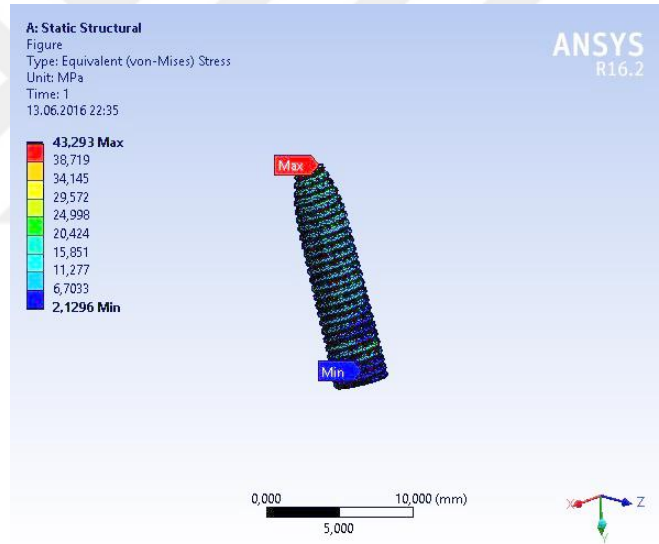


**Resim 65.** İmplantlarda görülen eşdeğer stres dağılımı



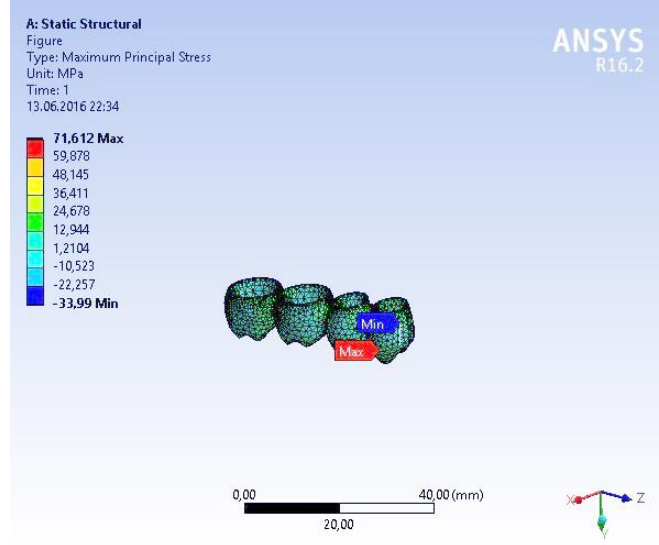


**Resim 66.** Birinci küçük azı implantta görülen eşdeğer stres dağılımı



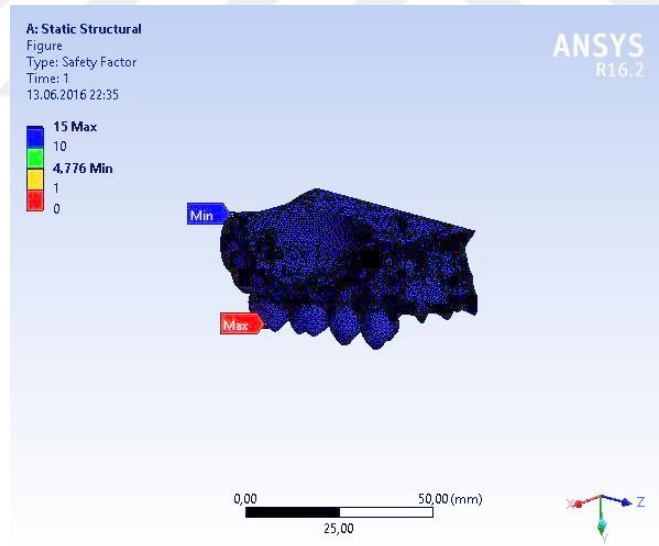
**Resim 67.** İkinci büyük azı implantta görülen eşdeğer stres değerleri

15° açılı olarak kuvvet uygulaması sonucu zirkon yapıda görülen asal stres değerleri 71,612 MPa ve -33,99 MPa arasında değişmektedir. En yüksek çekme stresi 71,612 MPa olarak birinci küçük azı restorasyonun distal fossa bölgesinde, en yüksek sıkışma stresi ise birinci küçük azı restorasyonun mezial bölgesinde görüldü (Resim 68).



**Resim 68.** Zirkonyum yapıda görülen eşdeğer stres dağılımı

Güvenlik faktörü değerlendirildiğinde en düşük değer 4,776 olarak ikinci büyük azı yerine yapılan implantın apikalindeki kemikte belirlendi (Resim 69).



**Resim 69.** Güvenlik Faktörü

D3 kemik varlığında, 15° açılı kuvvet uygulandığında tüm restorasyonlar için elde edilen veriler tablodaki gibidir (Tablo 5).

**Tablo 4.** D3 kemik varlığında 15° kuvvet uygulandığında elde edilen değerler

Restorasyon Tipi	Restorasyon Asal Stres Değeri	Kemikte En Yüksek Eşdeğer Stres	İmplantlarda En Yüksek Eşdeğer Stres	Güvenlik Faktörü
Zirkonyum Destekli Porselen (Ayrı)	74,04 MPa (Birinci küçük azı restorasyon)	70,69 MPa (Birinci büyük azı ve ikinci küçük azı arasında)	59,831 MPa (Birinci küçük azı)	0,79 (Birinci küçük azı restorasyon)
Zirkonyum Destekli Porselen (Birleşik)	72,03 MPa (Birinci küçük azı)	31,506 MPa (İkinci büyük azı)	43,33 MPa (İkinci büyük azı )	0,829 (Birinci küçük azı restorasyon)
Monolitik Zirkonyum (Ayrı)	72,961 MPa (Birinci küçük azı)	72,28 MPa (Birinci büyük azı ve ikinci küçük azı arasında)	62,584 MPa (Birinci küçük azı )	0,829 (Birinci büyük azı ve ikinci küçük azı arasındaki kemik)
Monolitik Zirkonyum (Birleşik)	71,612 MPa (Birinci küçük azı)	31,407 MPa (İkinci büyük azı)	43,293 MPa (İkinci büyük azı)	4,776 (İkinci büyük azı apikalindeki kemik)

## 6.2. D4 Kemik Varlığında Hazırlanan Modele Ait Bulgular

D4 kemik modeline birinci küçük azı ve ikinci büyük azı bölgelere sinüsten kaçınmak için 17° açılarla 15mm uzunluğunda iki implant, ikinci küçük azı ve birinci büyük azı yerlerine 7mm uzunluğunda iki implant olmak üzere dört implant yerleştirildi.

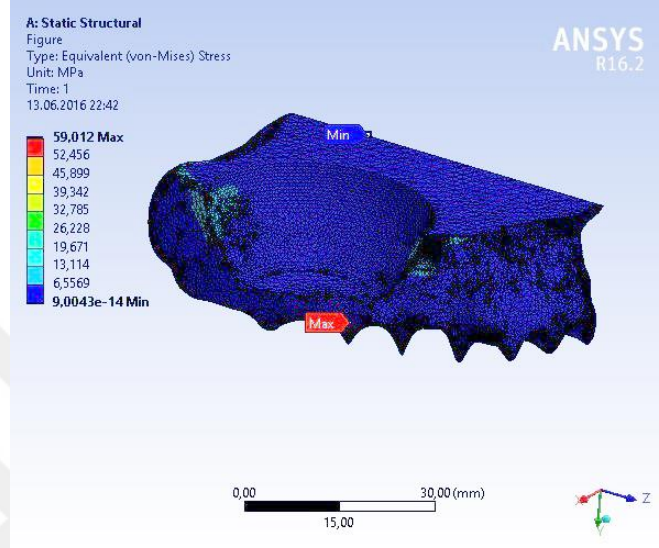
### 6.2.1. Dikey Yönde Yükleme Sonucu Elde Edilen Bulgular

#### 6.2.1.1. Zirkonyum Destekli Porselen Üst Yapılı Tek Kron Restorasyonlarda Elde Edilen Bulgular

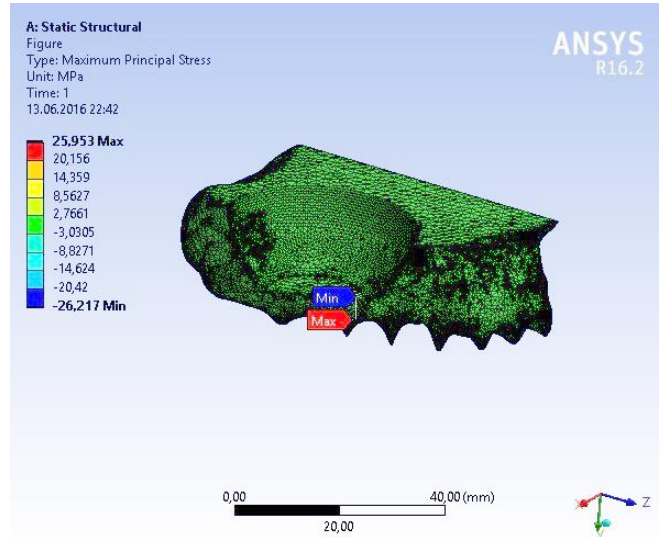
Dik kuvvet uygulanması sonucunda kemikte görülen eşdeğer stres değerleri 59,012 MPa ile 9,004 MPa arasında değişmektedir. En düşük eşdeğer stres 9,004 MPa olarak birinci küçük azı yerine yapılan implantın palatinal kemiğinde tespit edildi. Kemikteki en yüksek eşdeğer stres ise birinci büyük azı ve ikinci küçük azı yerine yapılan implantların arasındaki kemikte 59,012 MPa olarak belirlendi (Resim 70).

Dik kuvvet uygulanması sonucunda kemikte görülen asal stres değerleri 25,953 MPa ve -26,217 MPa arasında değişmektedir. En yüksek sıkışma stresi birinci büyük azı ve ikinci küçük azı yerine yapılan implantların arasındaki kemikte -26,217 MPa

olarak tespit edildi. Kemikteki en yüksek çekme stresi ise birinci büyük azı ve ikinci küçük azı yerine yapılan implantların arasındaki kemikte 25,953 MPa olarak belirlendi (Resim 71).



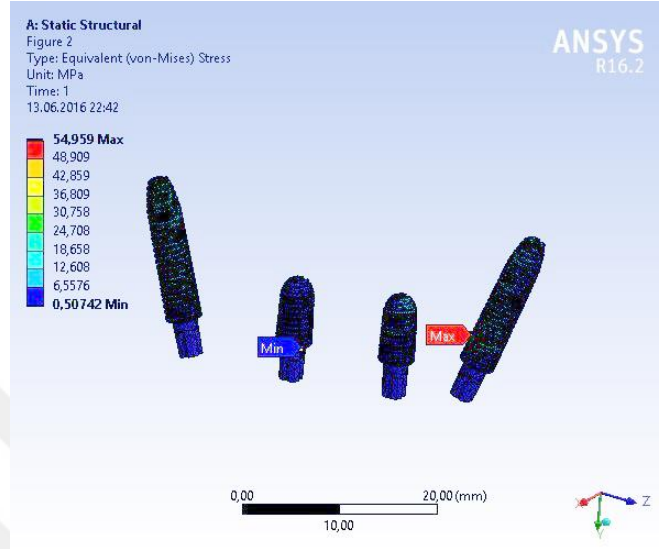
**Resim 70.** Kemikte görülen eşdeğer stres dağılımı



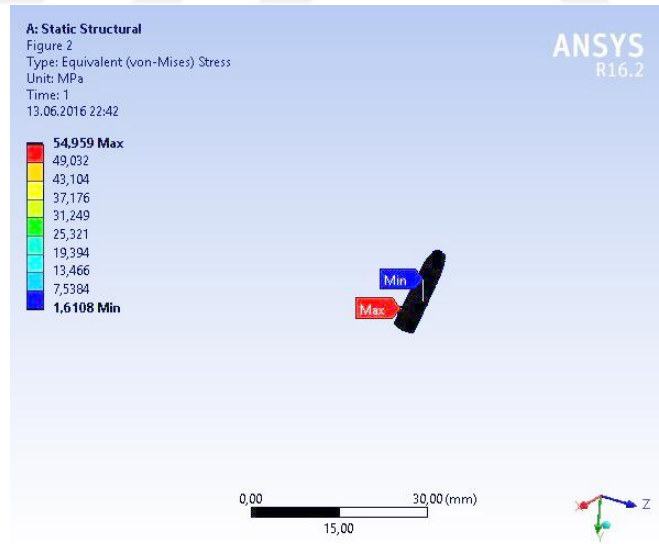
**Resim 71.** Kemikte yapıdaki asal stres dağılımı

Dik kuvvet uygulaması sonucunda implantlar değerlendirildiğinde eşdeğer stres değerleri 54,959 MPa ile 0,507 MPa arasında değişmektedir (Resim 72). En yüksek

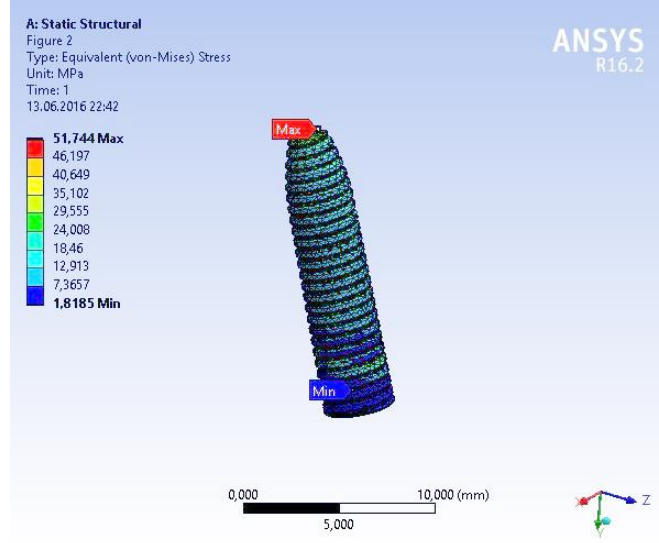
eşdeğer stresi birinci küçük azya yapılan implantın boyun bölgesinde 54,95 MPa olarak tespit edildi (Resim 73). İkinci büyük azy yerine yapılan implantın apikal bölgesinde en yüksek eşdeğer stres değeri 51,744 MPa olarak belirlendi (Resim 74).



Resim 72. İmplantlarda görülen eşdeğer stres dağılımı

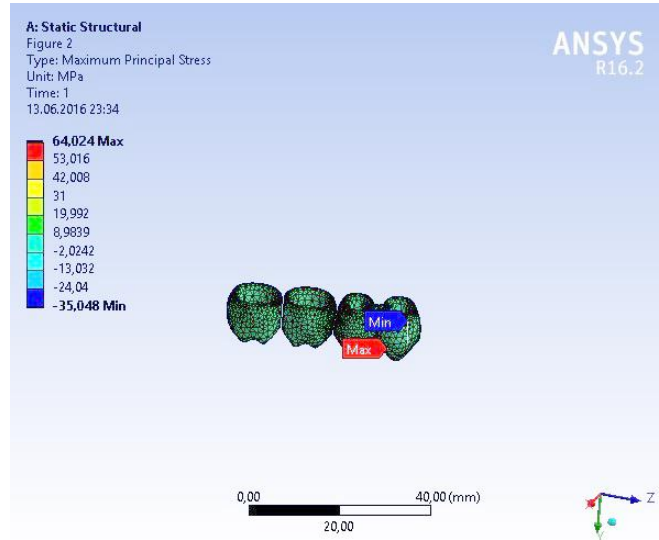


Resim 73. Birinci küçük azy implantta görülen eşdeğer stres dağılımı



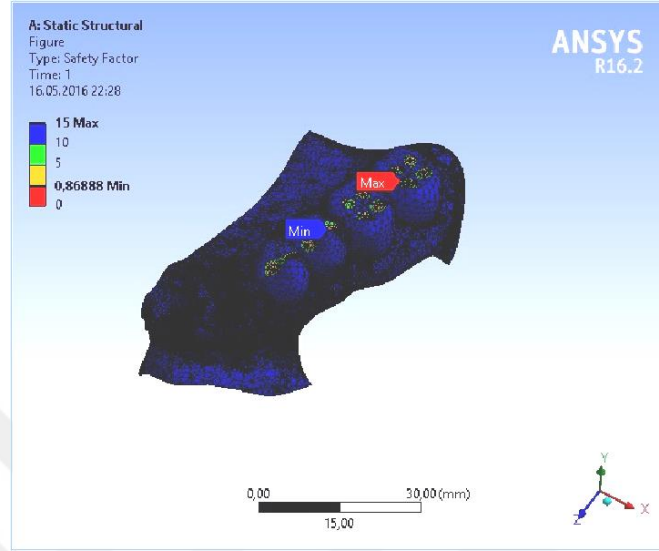
**Resim 74.** İkinci büyük azı implantta görülen eşdeğer stres dağılımı

Dik kuvvet uygulaması sonucu porselen yapıda görülen asal stres değerleri 64,024 MPa ve -35,48 MPa arasında değişmektedir. En yüksek çekme stresi 64,024 MPa olarak birinci küçük azı restorasyonun distal fossa bölgesinde, en yüksek sıkışma stresi ise -35,48 MPa olarak mezial bölgesinde görüldü (Resim 75).



**Resim 75.** Porselen yapıda görülen asal stres dağılımı

Materyallerin özellikleri dikkate alınarak elde edilen güvenlik faktörü değerlendirildiğinde en düşük değer 0,86 olarak birinci küçük azı yerine yapılan restorasyonun distal fossa bölgesinde belirlendi (Resim 76).

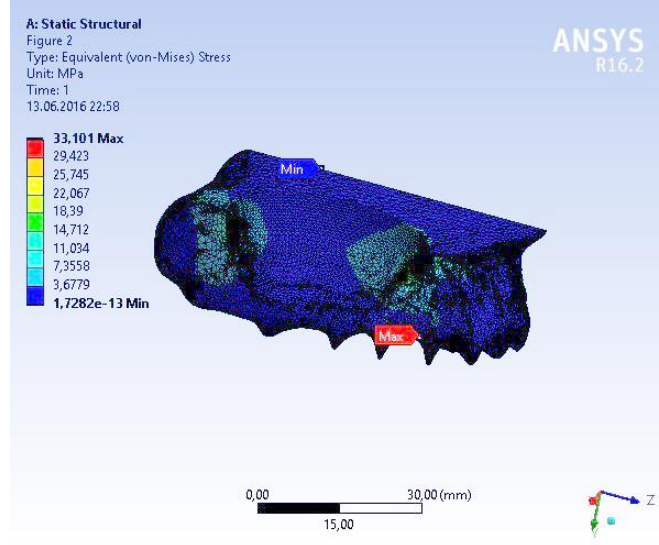


**Resim 76.** Güvenlik Faktörü

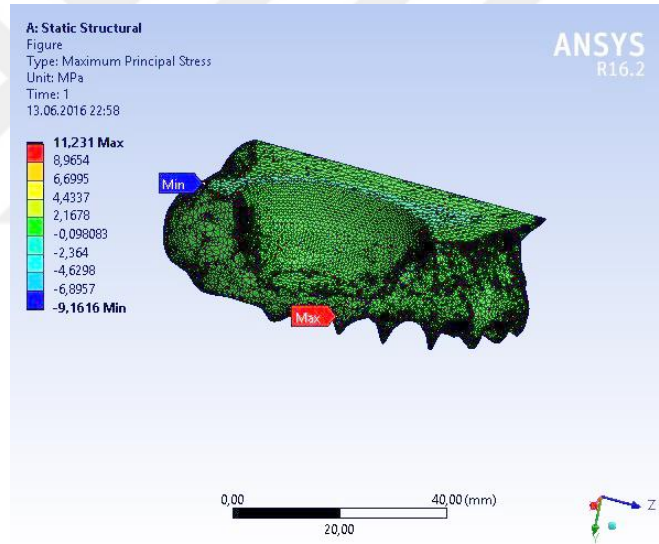
#### **6.2.1.2. Zirkonyum Destekli Porselen Üst Yapılı Birleşik Kron Restorasyonlarda Elde Edilen Bulgular**

Dik kuvvet uygulanması sonucunda kemikte görülen eşdeğer stres değerleri 33,101 MPa ile 1,728 MPa arasında değişmektedir. En düşük eşdeğer stresi 1,728 MPa olarak ikinci küçük azı yerine yapılan implantın palatinal kemiğinde tespit edildi. Kemikteki en yüksek eşdeğer stres değeri ise birinci küçük azı yerine yapılan implantın bukkalindeki kemikte 33,101 MPa olarak belirlendi (Resim 77).

Dik kuvvet uygulanması sonucunda kemikte görülen asal stres değerleri 11,231 MPa ve -9,167 MPa arasında değişmektedir. En yüksek çekme stres değeri 11,139 MPa olarak birinci büyük azı ve ikinci küçük azı yerine yapılan implantların arasındaki kemikte tespit edildi. Kemikteki en yüksek sıkışma stres değeri ikinci büyük azı yerine yapılan implantın apikalindeki kemikte -9,157 MPa olarak belirlendi (Resim 78).



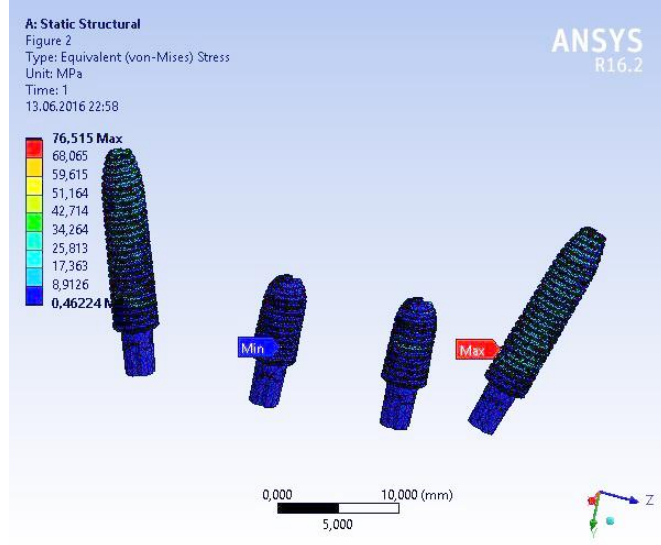
**Resim 77.** Kemikte görülen eşdeğer stres dağılımı



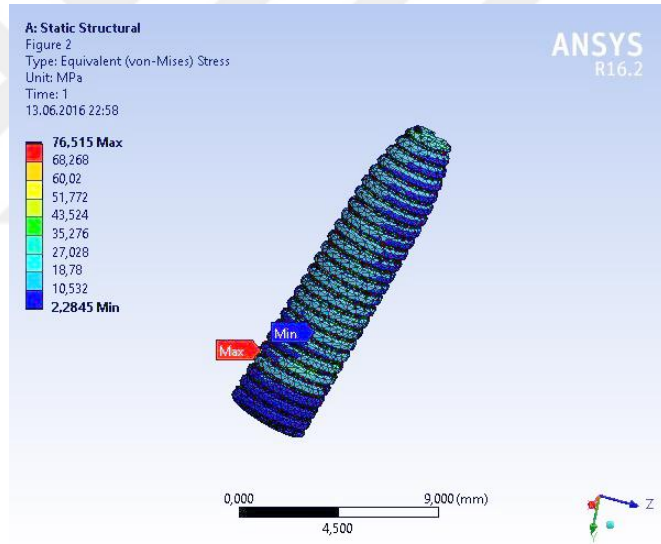
**Resim 78.** Kemikte yapıdaki asal stres dağılımı

Dik kuvvet uygulaması sonucunda implantlarda görülen eşdeğer stres değerleri 76,515 MPa ile 0,462 MPa arasında değişmektedir (Resim 79). Birinci küçük azya yapılan implantın boyun bölgesinde en yüksek eşdeğer stres değeri 76,515 MPa olarak tespit edildi (Resim 80). İkinci büyük azya yerine yapılan implantta en yüksek eşdeğer stres boyun bölgesinde 55,922 MPa olarak belirlendi (Resim 81).

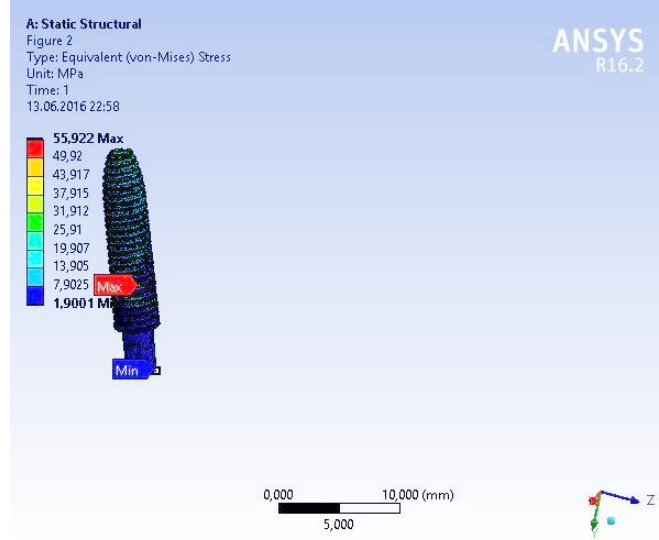




**Resim 79.** İmplantlarda görülen eşdeğer stres dağılımı

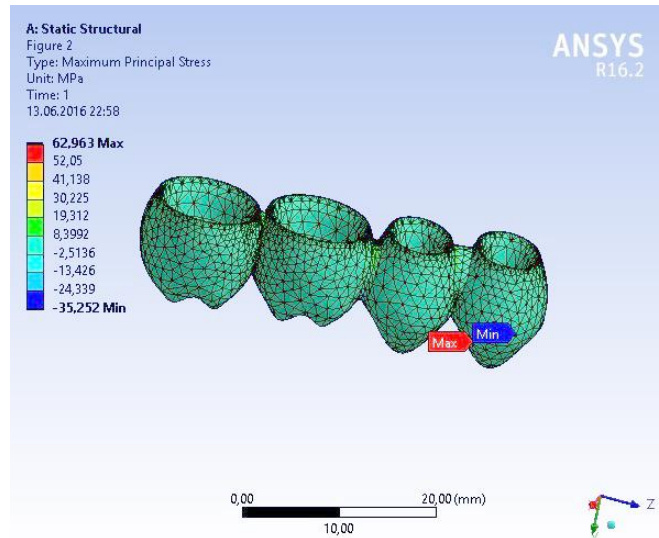


**Resim 80.** Birinci küçük azı implantta görülen eşdeğer stres dağılımı



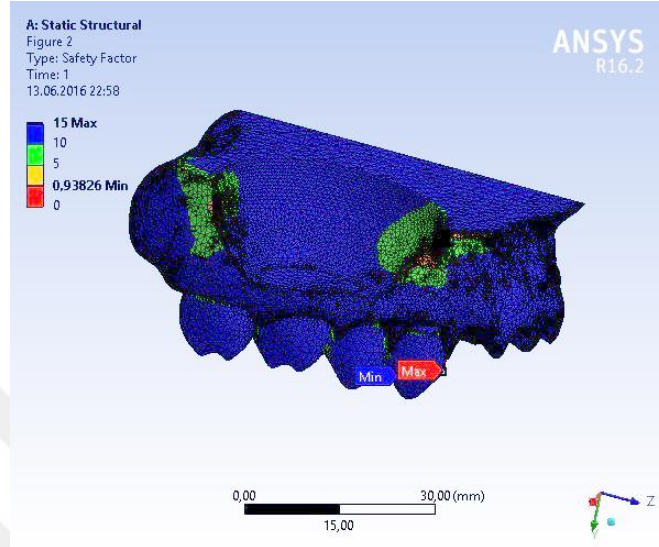
**Resim 81.** İkinci büyük azı implantta görülen eşdeğer stres dağılımı

Dik kuvvet uygulaması sonucu porselen yapıda görülen asal stres değerleri 62,963 MPa ve -35,252 MPa arasında değişmektedir. En yüksek çekme stres değeri 62,963 MPa olarak birinci küçük azı restorasyonun distal fossa bölgesinde, en yüksek sıkışma stres değeri ise -35,252 MPa olarak mezial bölgesinde görülmektedir (Resim 82).



**Resim 82.** Porselen yapıda görülen asal stres dağılımı

Materyallerin özellikleri dikkate alınarak elde edilen güvenlik faktörü değerlendirildiğinde en düşük değer 0,938 olarak birinci küçük azı yerine yapılan restorasyonun distal fossa kısmında belirlendi (Resim 83).

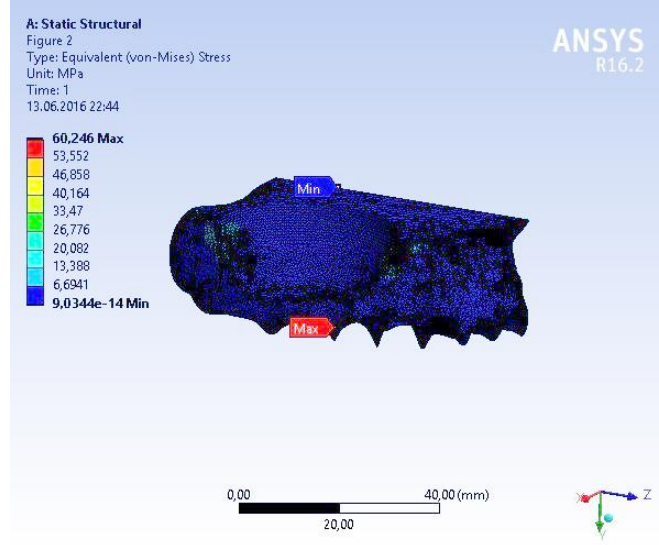


**Resim 83.** Güvenlik Faktörü

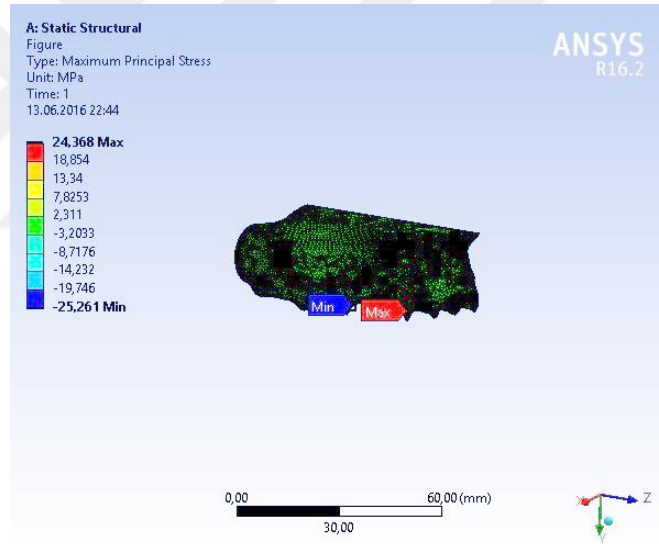
### **6.2.1.3. Zirkonyum Üst Yapılı Tek Kron Restorasyonlarda Elde Edilen Bulgular**

Dik kuvvet uygulanması sonucunda kemikte görülen eşdeğer stres değerleri 60,246 MPa ile 9,034 MPa arasında değişmektedir. En düşük eşdeğer stres 9,034 MPa olarak ikinci küçük azı yerine yapılan implantın palatinal kemiğinde tespit edildi. Kemikteki en yüksek eşdeğer stres değeri ise ikinci küçük azı ve birinci büyük azı yerine yapılan implantların arasındaki kemikte 60,246 MPa olarak belirlendi (Resim 84).

Dik kuvvet uygulanması sonucunda kemikte görülen asal stres değerleri 24,368 MPa ve -25,261 MPa arasında değişmektedir. En yüksek çekme stresi birinci küçük azı yerine yapılan implantın bukkalindeki kemikte 24,368 MPa olarak tespit edildi. Kemikteki en yüksek sıkışma stresi -25,261MPa olarak, birinci büyük azı ve ikinci küçük azı yerine yapılan implantların arasındaki kemikte belirlendi (Resim 85).

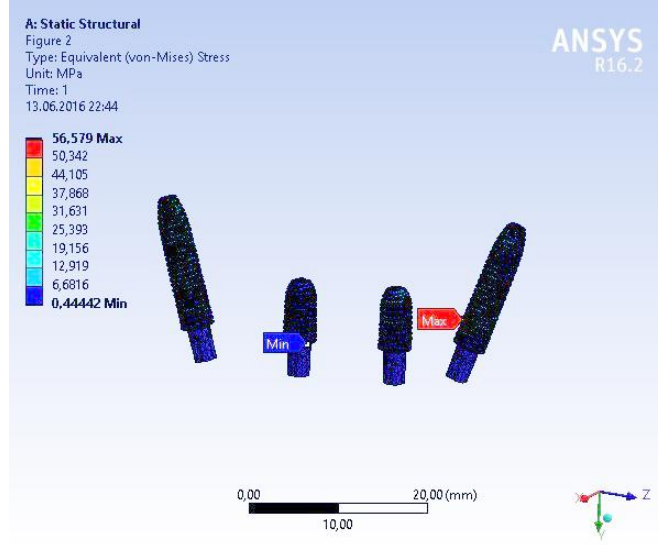


**Resim 84.** Kemikte görülen eşdeğer stres dağılımı

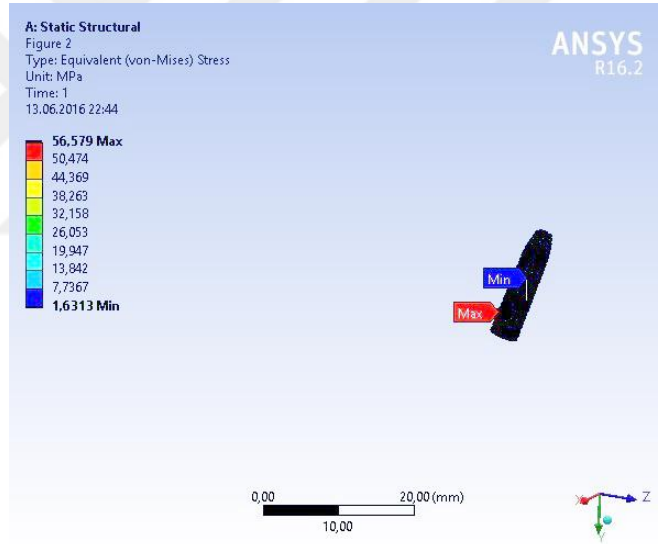


**Resim 85.** Kemik yapıdaki asal stres dağılımı

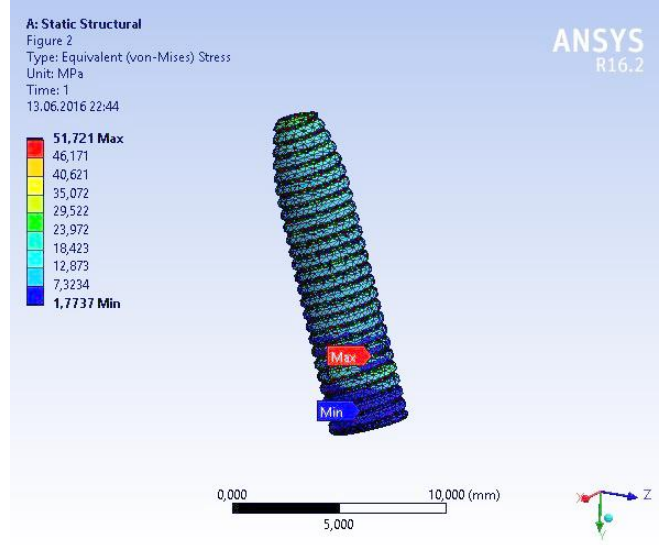
Dik kuvvet uygulaması sonucunda implantlar değerlendirildiğinde eşdeğer stres değerleri 56,579 MPa ile 0,444 MPa arasında değişmektedir (Resim 86). Birinci küçük azı yerine yapılan implantın boyun bölgesinde en yüksek eşdeğer stres değeri 56,579 MPa olarak tespit edildi (Resim 87). İkinci büyük azı yerine yapılan implantın boyun bölgesinde en yüksek eşdeğer stres değeri 51,721 MPa olarak belirlendi (Resim 88).



**Resim 86.** İmplantlarda görülen eşdeğer stres dağılımı

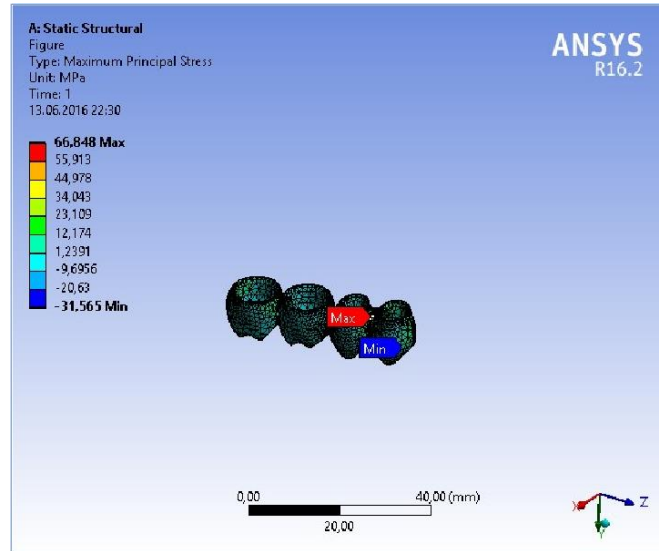


**Resim 87.** Birinci küçük azı implantta görülen eşdeğer stres dağılımı



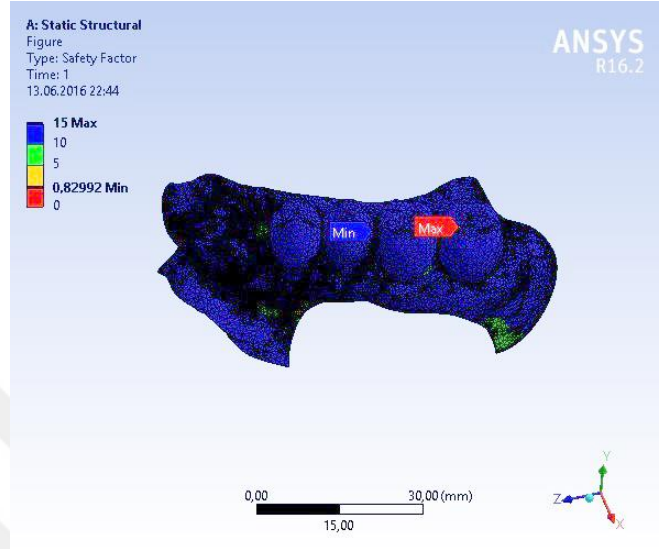
**Resim 88.** İkinci büyük azı implantta görülen eşdeğer stres dağılımı

Dik kuvvet uygulaması sonucu zirkonyum yapıda görülen asal stres değerleri 66,84 MPa ve -31,56 MPa arasında değişti. En yüksek çekme stresi 66,84 MPa birinci küçük azı restorasyonun distal fossa bölgesinde, en yüksek sıkışma stresi ise -31,56 MPa olarak restorasyonun mezial bölgesinde görüldü (Resim 89).



**Resim 89.** Zirkonyum yapıda görülen eşdeğer stres dağılımı

Materyallerin özellikleri dikkate alınarak elde edilen güvenlik faktörü değerlendirildiğinde en düşük değer 0,829 olarak ikinci küçük azı ve birinci büyük azı yerine yapılan implantların arasındaki kemik yapıda belirlendi (Resim 90).

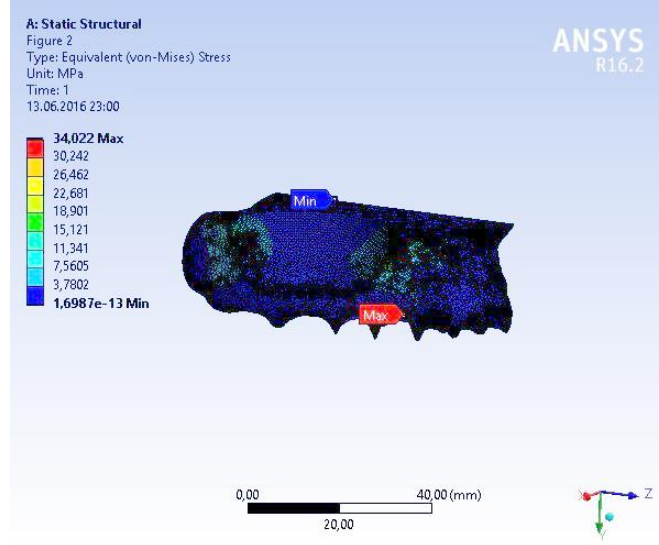


**Resim 90.** Güvenlik Faktörü

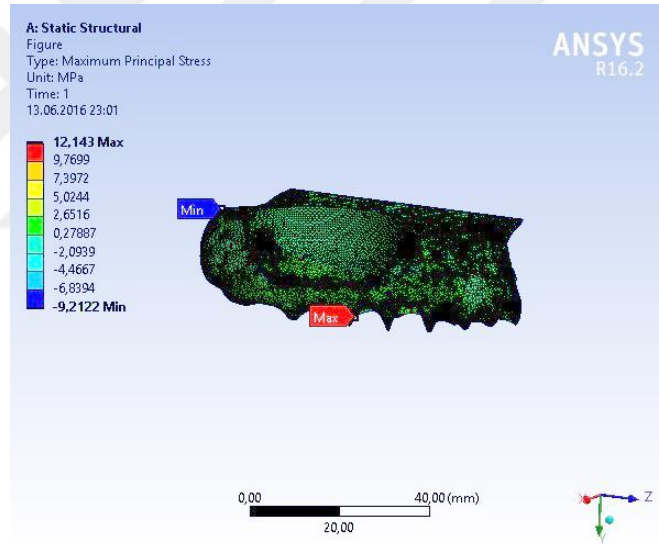
#### **6.2.1.4. Zirkonyum Üst Yapılı Birleşik Kron Restorasyonlarda Elde Edilen Bulgular**

Dik kuvvet uygulanması sonucunda kemikte görülen eşdeğer stres değerleri 34,022 Mpa ile 1,698 MPa arasında değişmektedir. En düşük stres değeri 1,698 MPa olarak ikinci küçük azı yerine yapılan implantın palatinal kemiğinde tespit edildi. Kemikteki en yüksek eşdeğer stres değeri ise birinci küçük azı yerine yapılan implantın bukkalindeki kemikte 34,022 MPa olarak belirlendi (Resim 91).

Dik kuvvet uygulanması sonucunda kemikte görülen asal stres değerleri 12,143 MPa ve -9,212 MPa arasında değişmektedir. En yüksek çekme stres değeri 12,143 MPa olarak birinci büyük azı ve ikinci küçük azı yerine yapılan implantların arasındaki kemikte tespit edildi. Kemikteki en yüksek sıkışma stres değeri ikinci büyük azı yerine yapılan implantın apikalindeki kemikte -9,212 MPa olarak belirlendi (Resim 92).



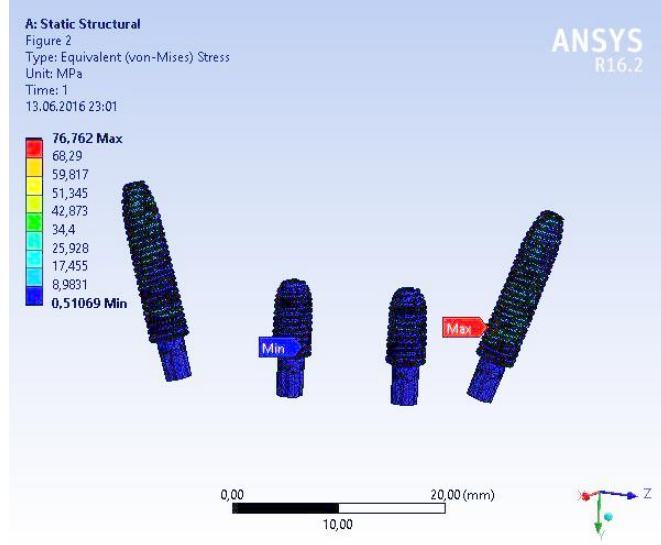
**Resim 91.** Kemikte görülen eşdeğer stres dağılımı



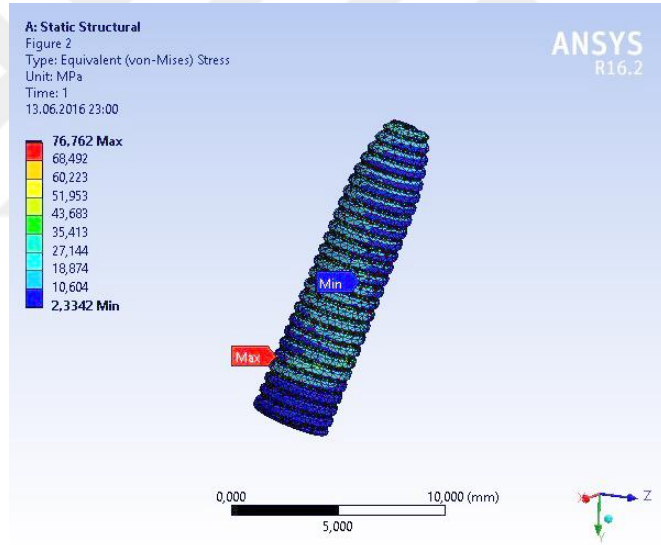
**Resim 92.** Kemik yapıdaki asal stres dağılımı

Dik kuvvet uygulaması sonucunda implantlar değerlendirildiğinde eşdeğer stres değerleri 76,762 MPa ile 0,510 MPa arasında değişmektedir (Resim 93). Birinci küçük azıya yapılan implantın boyun bölgesinde en yüksek eşdeğer stres değeri 76,762 MPa olarak tespit edildi (Resim 94). İkinci büyük azı yerine yapılan implantın boyun bölgesinde eşdeğer stres değeri 55,292 MPa olarak belirlendi (Resim 95).

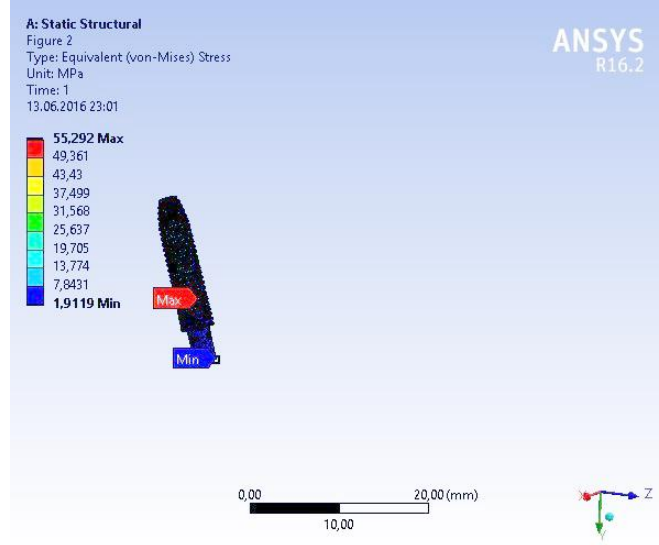




**Resim 93.** İmplantlarda görülen eşdeğer stres dağılımı

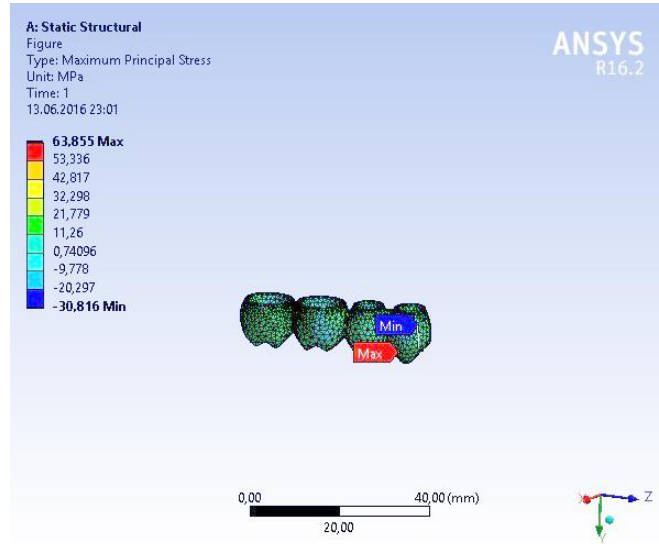


**Resim 94.** Birinci küçük azı implantta görülen eşdeğer stres dağılımı



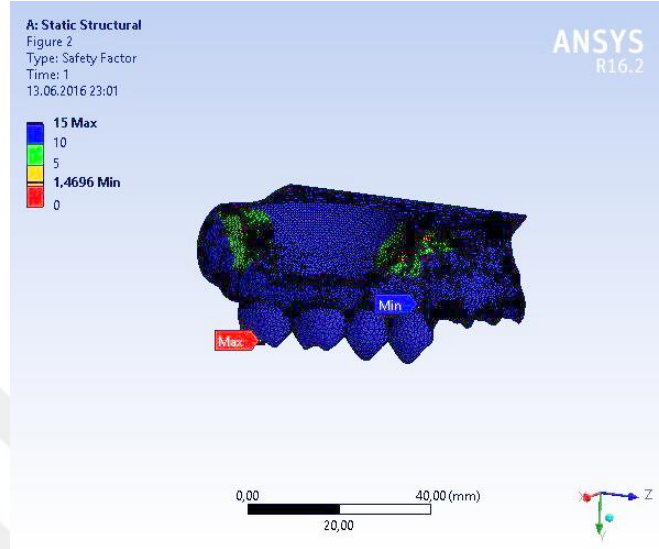
**Resim 95.** İkinci büyük azı implantta görülen eşdeğer stres dağılımı

Dik kuvvet uygulaması sonucu zirkonyum yapıda görülen asal stres değerleri 63,855 MPa ve -30,816 MPa arasında değişmektedir. En yüksek çekme değeri 63,855 MPa olarak birinci küçük azı restorasyonun distal fossa bölgesinde, en yüksek sıkışma değeri -30,816 MPa olarak restorasyonun mezial bölgesinde görülmektedir (Resim 96).



**Resim 96.** Zirkonyum yapıda görülen eşdeğer stres dağılımı

Materyallerin özellikleri dikkate alınarak elde edilen güvenlik faktörü değerlendirildiğinde en düşük değer 1,469 olarak birinci küçük azı yerine yapılan implantın bukkal kısmındaki kemikte belirlendi (Resim 97).



**Resim 97.** Güvenlik Faktörü

D4 kemik varlığında, dik kuvvet uygulandığında tüm restorasyonlar için elde edilen veriler tablodaki gibidir (Tablo 6).

**Tablo 6.** D4 kemik varlığında dik kuvvet uygulandığında elde edilen değerler

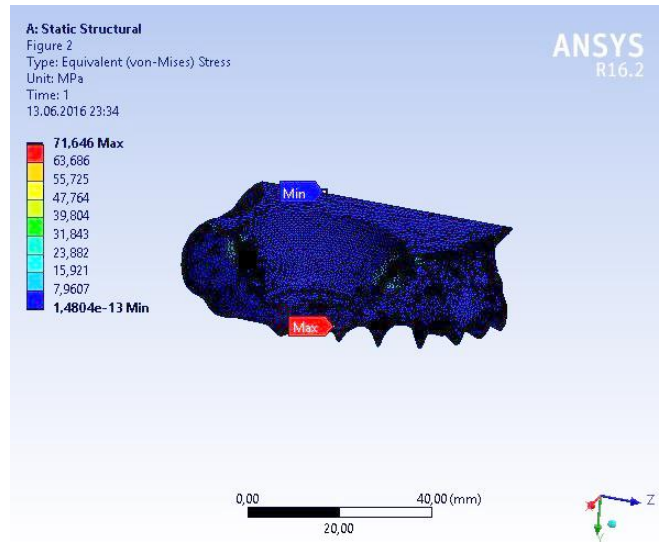
Restorasyon Tipi	Restorasyon Asal Gerilim Değeri	Kemikte Eşdeğer Stres	İmplantlarda Eşdeğer Stres	Güvenlik Faktörü
Zirkonyum Destekli Porselen (Ayrı)	64,02 MPa (Birinci küçük azı)	59,012 MPa (Birinci büyük azı ve ikinci küçük azı arasında)	54,959 MPa (Birinci küçük azı)	0,86 (Birinci küçük azı restorasyon)
Zirkonyum Destekli Porselen (Birleşik)	62,963 MPa (Birinci küçük azı)	33,101 MPa (Birinci küçük azı)	76,515 MPa (Birinci küçük azı)	0,938 (Birinci küçük azı restorasyon)
Monolitik Zirkonyum (Ayrı)	66,84 MPa (Birinci küçük azı)	60,246 MPa (Birinci büyük azı ve ikinci küçük azı arasında)	56,579 MPa (Birinci küçük azı)	0,829 (Birinci büyük azı ve ikinci küçük azı arasındaki kemik)
Monolitik Zirkonyum (Birleşik)	63,855 MPa (Birinci küçük azı)	34,022 MPa (Birinci küçük azı)	76,762 MPa (Birinci küçük azı)	1,469 (Birinci küçük azı bukkal kemik)

## 6.2.2. 15° Açılı Yükleme Sonucu Elde Edilen Bulgular

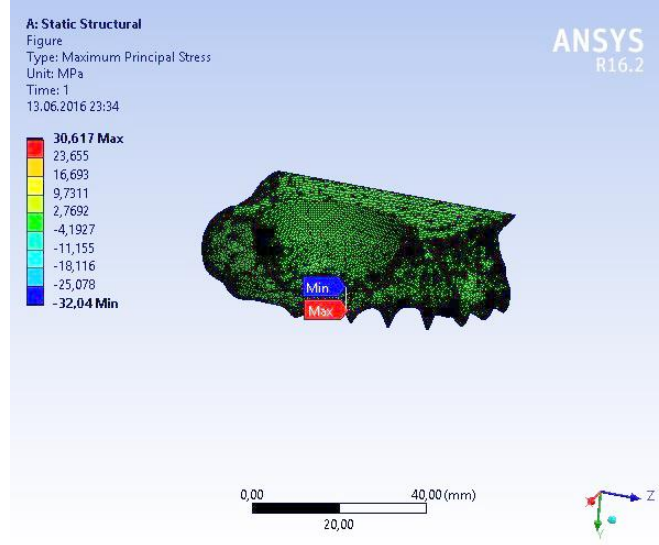
### 6.2.2.1. Zirkonyum Destekli Porselen Üst Yapılı Tek Kron Restorasyonlarda Elde Edilen Bulgular

15° açılı kuvvet uygulanması sonucunda kemikte görülen eşdeğer stres değerleri 71,646 MPa ile 1,480 MPa arasında değişmektedir. En düşük eşdeğer stres değeri 1,480 MPa olarak birinci küçük azı yerine yapılan implantın palatinal kemiğinde tespit edildi. Kemikteki en yüksek eşdeğer stres değeri ise birinci büyük azı ve ikinci küçük azı yerine yapılan implantların arasındaki kemikte 71,646 MPa olarak belirlendi (Resim 98).

15° açılı kuvvet uygulanması sonucunda kemikte görülen asal stres değerleri 30,617 MPa ve -32,04 MPa arasında değişmektedir. En yüksek sıkışma stresi birinci büyük azı ve ikinci küçük azı yerine yapılan implantların arasındaki kemikte -32,04 MPa olarak tespit edildi. Kemikteki en yüksek çekme stresi ise birinci büyük azı ve ikinci küçük azı yerine yapılan implantların arasındaki kemikte 30,617 MPa olarak belirlendi (Resim 99).

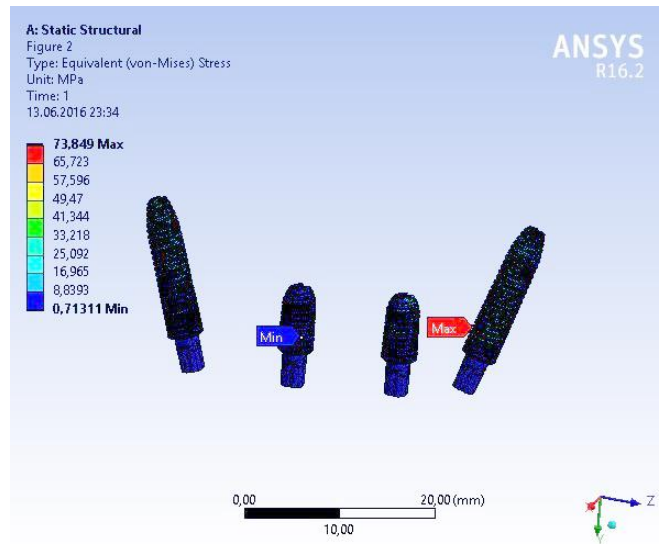


Resim 98. Kemikte görülen eşdeğer stres dağılımı

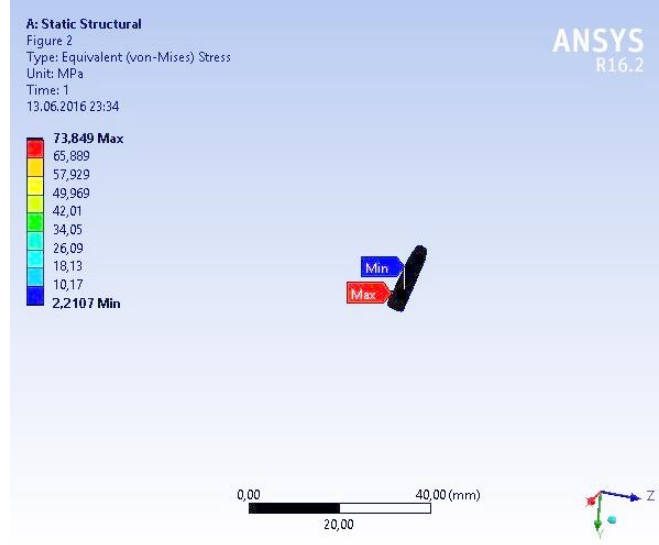


**Resim 99.** Kemik yapıdaki asal stres dağılımı

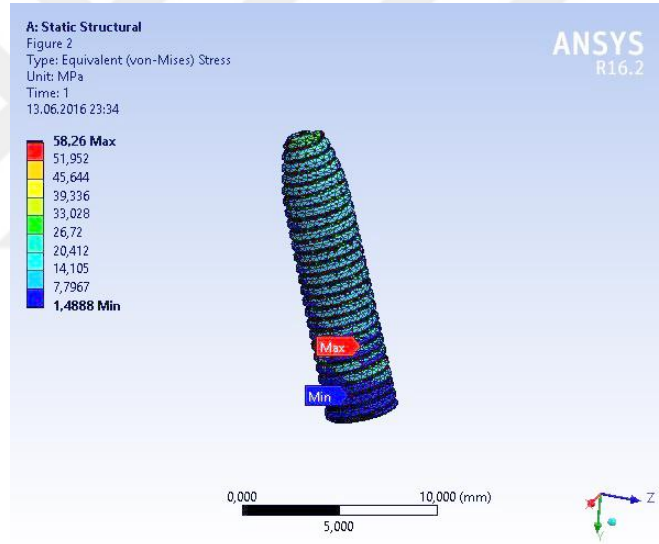
15° açılı kuvvet uygulaması sonucunda implantlar değerlendirildiğinde eşdeğer stres değerleri 73,849 MPa ile 1,488 MPa arasında değişmektedir (Resim 100). Birinci küçük azya yapılan implantın boyun bölgesinde en yüksek eşdeğer stres değeri 73,849 MPa olarak tespit edildi (Resim 101). İkinci büyük azı yerine yapılan implantın boyun bölgesinde en yüksek eşdeğer stres değeri 58,26 MPa olarak belirlendi (Resim 102).



**Resim 100.** İmplantlarda görülen eşdeğer stres dağılımı

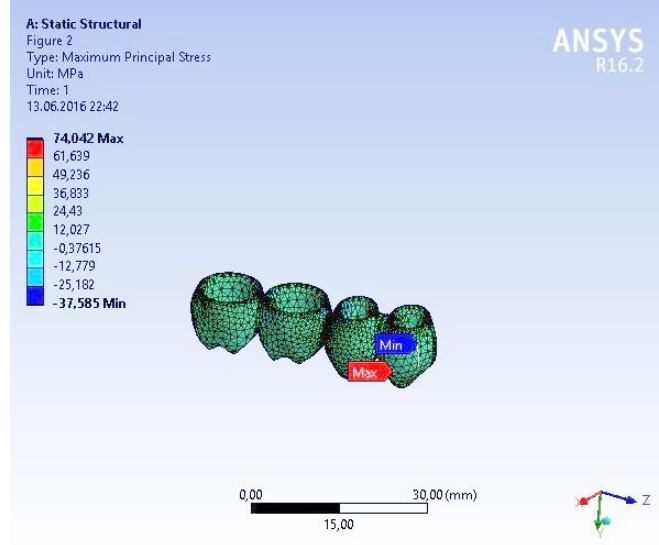


**Resim 101.** Birinci küçük azı implantta görülen eşdeğer stres dağılımı



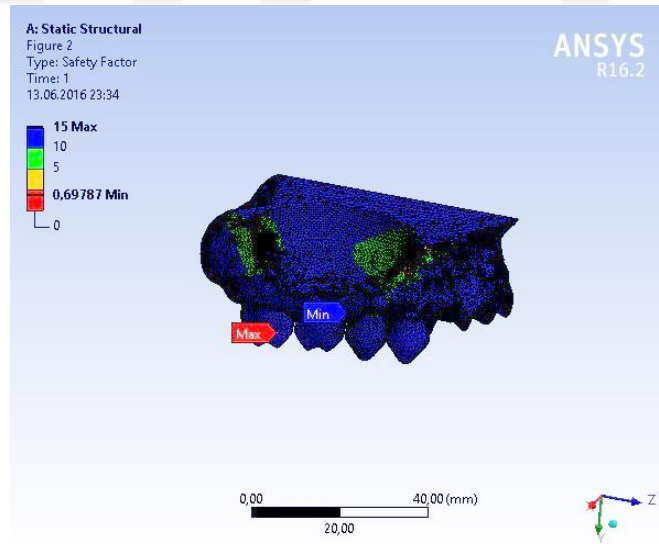
**Resim 102.** İkinci büyük azı implantta görülen eşdeğer stres dağılımı

15° açılı olarak kuvvet uygulaması sonucu porselen yapıda görülen asal stres değerleri 74,042 MPa ve -37,58 MPa arasında değişmektedir. En yüksek çekme stres değeri 74,042 MPa olarak birinci küçük azı restorasyonun distal fossa bölgesinde en yüksek sıkışma stresi değeri ise -37,58 MPa olarak restorasyonun mezial bölgesinde görülmektedir (Resim 103).



**Resim 103.** Porselen yapıda görülen asal stres dağılımı

Materyallerin özellikleri dikkate alınarak elde edilen güvenlik faktörü değerlendirildiğinde en düşük değer 0,697 olarak ikinci küçük azı ve birinci büyük azı yerine yapılan implantların arasındaki kemik bölgesinde belirlendi (Resim 104).

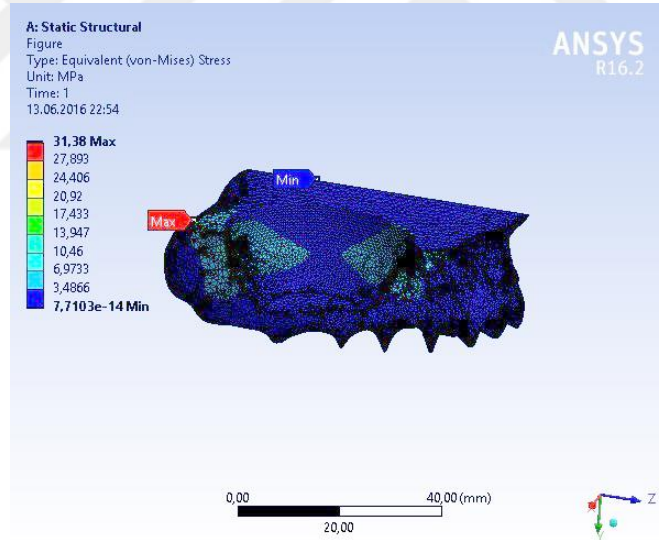


**Resim 104.** Güvenlik Faktörü

### 6.2.2.2. Zirkonyum Destekli Porselen Üst Yapılı Birleşik Kron Restorasyonlarda Elde Edilen Bulgular

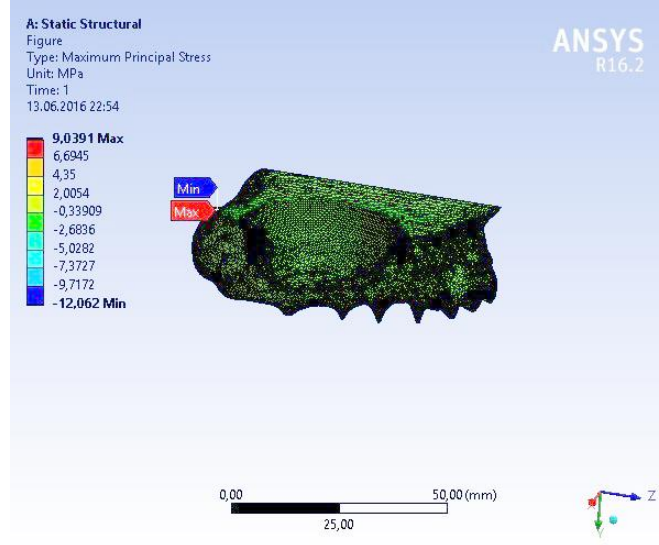
15° açılı kuvvet uygulanması sonucunda kemikte görülen eşdeğer stres değerleri 31,38 MPa ile 7,710 MPa arasında değişmektedir. En düşük eşdeğer stres 7,710 MPa olarak ikinci küçük azı yerine yapılan implantın palatinal kemiğinde tespit edildi. Kemikteki en yüksek eşdeğer stres ise ikinci büyük azı yerine yapılan implantın bukkalindeki kemikte 31,38 MPa olarak belirlendi (Resim 105).

15° açılı kuvvet uygulanması sonucunda kemikte görülen asal stres değerleri 9,039 MPa ve -12,062 MPa arasında değişmektedir. En yüksek sıkışma stres değeri -12,062 MPa olarak ikinci büyük azı yerine yapılan implantın palatinalindeki kemikte tespit edildi. Kemikteki en yüksek çekme stres değeri ise ikinci büyük azı yerine yapılan implantın apikalindeki kemikte 9,039 MPa olarak belirlendi (Resim 106).



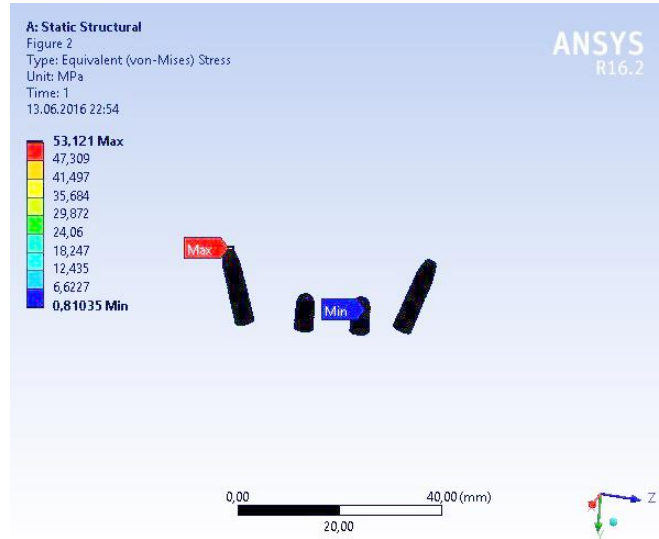
**Resim 105.** Kemikte görülen eşdeğer stres dağılımı



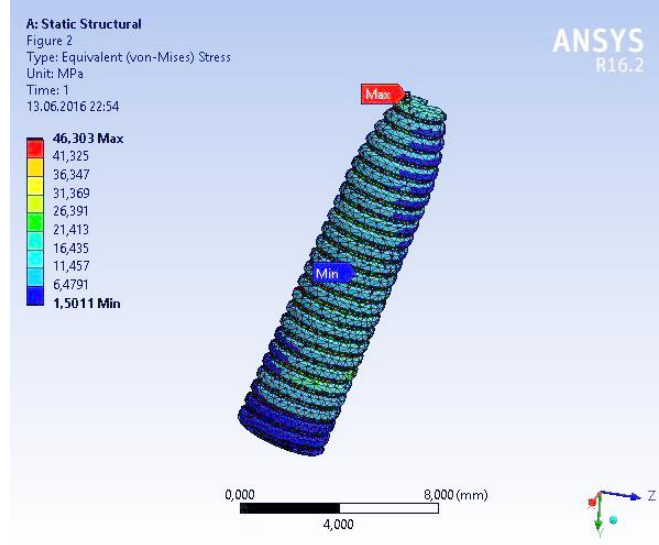


**Resim 106.** Kemikte görülen asal stres dağılımı

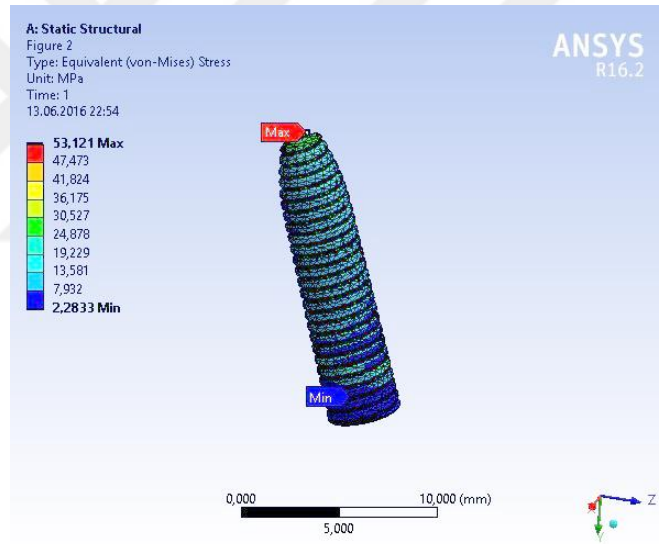
15° açılı kuvvet uygulaması sonucunda implantlar değerlendirildiğinde eşdeğer stres değerleri 53,121 MPa ile 0,810 MPa arasında değişmektedir (Resim 107). Birinci küçük azı yerine yapılan implantın apikal bölgesinde en yüksek eşdeğer stres değeri 46,303 MPa olarak tespit edildi (Resim 108). İkinci büyük azı yerine yapılan implantın apikal bölgesinde en yüksek eşdeğer stres değeri 53,121 MPa olarak belirlendi (Resim 109).



**Resim 107.** İmplantlarda görülen eşdeğer stres dağılımı

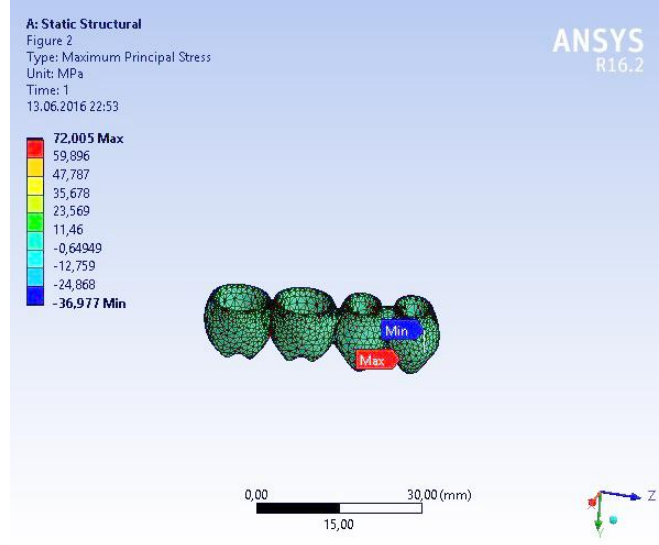


**Resim 108.** Birinci küçük azı implantta görülen eşdeğer stres dağılımı



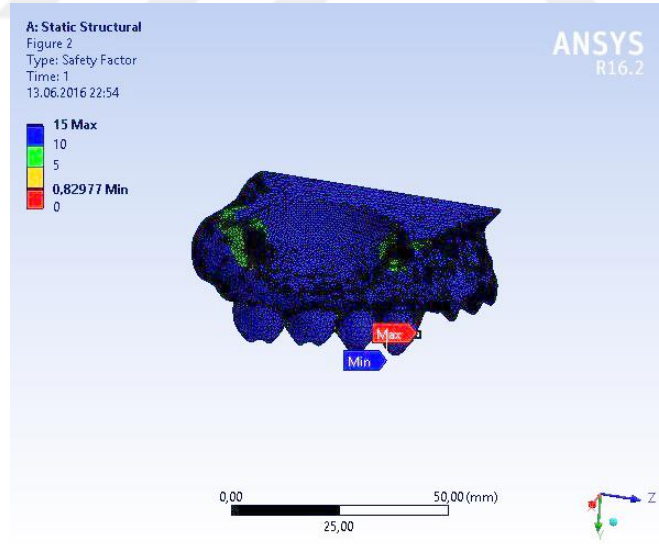
**Resim 109.** İkinci büyük azı implantta görülen eşdeğer stres dağılımı

15° açılı kuvvet uygulaması sonucu porselen yapıda görülen asal stres değerleri 72,005 MPa ve -36,977 MPa arasında değişmektedir. En yüksek çekme stresi 72,005 MPa olarak birinci küçük azı restorasyonun distal fossa bölgesinde, en yüksek sıkışma stresi -36,977 MPa olarak restorasyonun mezial bölgesinde görülmektedir (Resim 110).



**Resim 110.** Porselen yapıda görülen eşdeğer stres dağılımı

Materyallerin özellikleri dikkate alınarak elde edilen güvenlik faktörü değerlendirildiğinde en düşük değer 0,829 olarak birinci küçük azı yerine yapılan restorasyonun distal fossa kısmında belirlendi (Resim 111).

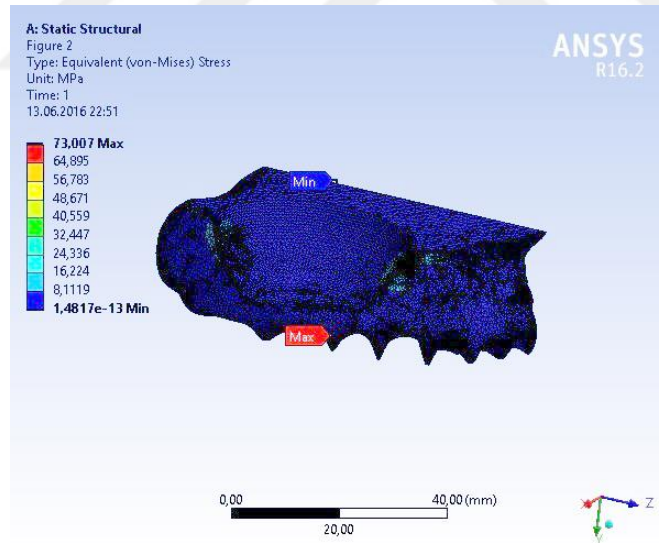


**Resim 111.** Güvenlik Faktörü

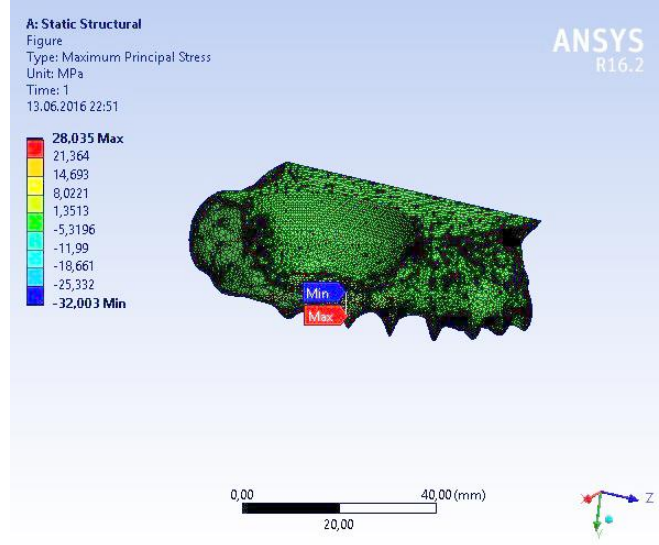
### 6.2.2.3. Zirkonyum Üst Yapılı Tek Kron Restorasyonlarda Elde Edilen Bulgular

15° açılı kuvvet uygulanması sonucunda kemikte görülen eşdeğer stres değerleri 73,00 MPa ile 1,481 MPa arasında değişmektedir. En düşük eşdeğer stres değeri 1,481 MPa olarak ikinci küçük azı yerine yapılan implantın palatinal kemiğinde tespit edildi. Kemikteki en yüksek eşdeğer stres değeri ise birinci büyük azı ve ikinci küçük azı yerine yapılan implantların arasındaki kemikte 73,00 MPa olarak belirlendi (Resim 112).

15° açılı kuvvet uygulanması sonucunda kemikte görülen asal stres değerleri 28,035 MPa ve -32,003 MPa arasında değişmektedir. En yüksek çekme stresi birinci büyük azı ve ikinci küçük azı yerine yapılan implantların arasındaki kemikte 28,035 MPa olarak tespit edildi. Kemikteki en yüksek sıkışma stresi -32,003 MPa olarak, birinci büyük azı ve ikinci küçük azı yerine yapılan implantların arasındaki kemikte belirlendi (Resim 113).

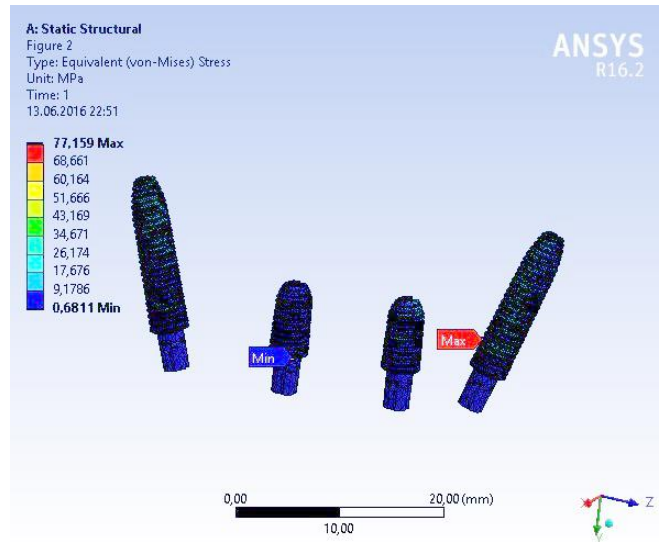


**Resim 112.** Kemikte görülen eşdeğer stres dağılımı

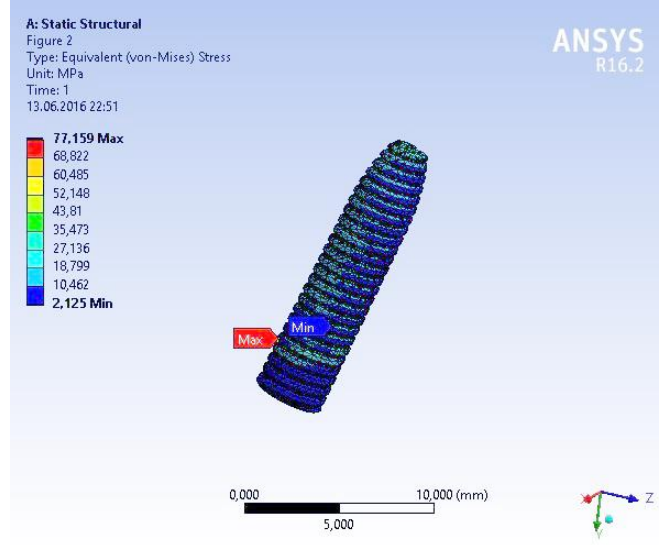


**Resim 113.** Kemik yapıdaki asal stres dağılımı

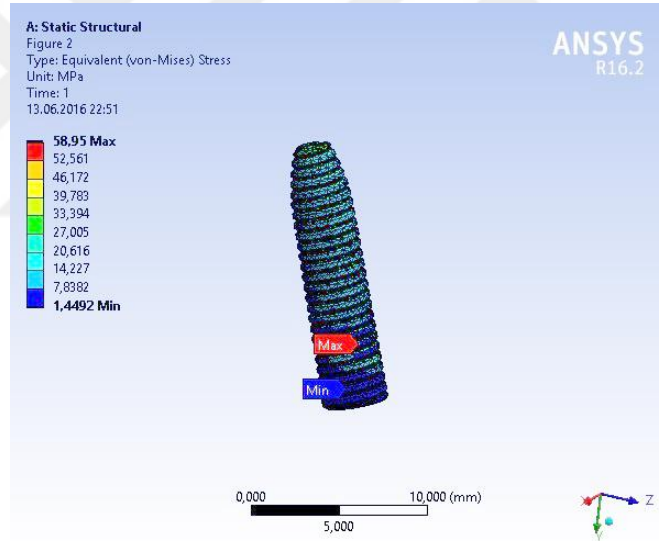
15° açılı kuvvet uygulaması sonucunda implantlar değerlendirildiğinde eşdeğer stres değerleri 77,159 MPa ile 0,681 MPa arasında değişmektedir (Resim 114). Birinci küçük azya yapılan implantın boyun bölgesinde en yüksek eşdeğer stres değeri 77,159 MPa olarak tespit edildi (Resim 115). İkinci büyük azı yerine yapılan implantın boyun bölgesinde en yüksek eşdeğer stres değeri 58,95 MPa olarak belirlendi (Resim 116).



**Resim 114.** İmplantlarda görülen eşdeğer stres dağılımı

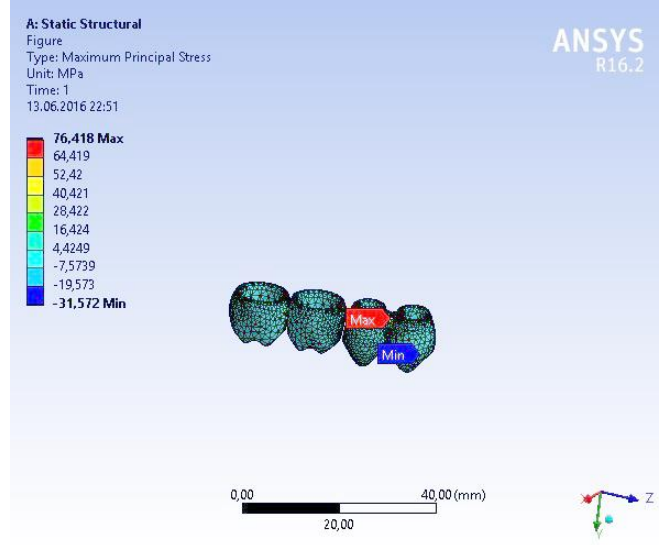


**Resim 115.** Birinci küçük azı implantta görülen eşdeğer stres dağılımı



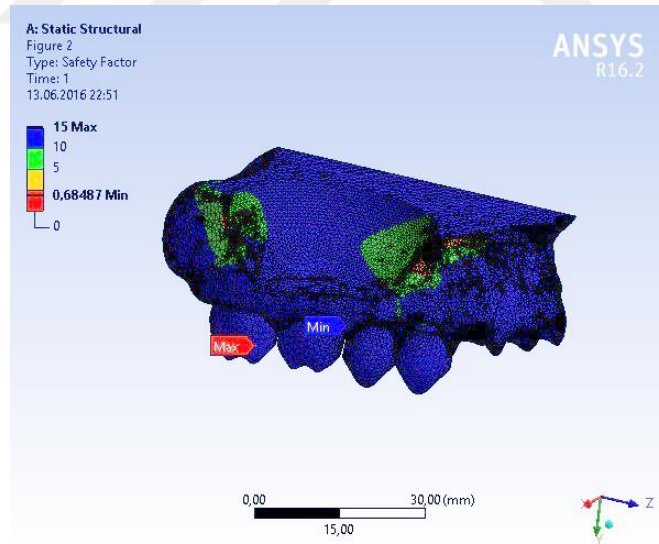
**Resim 116.** İkinci büyük azı implantta görülen eşdeğer stres dağılımı

15° açılı kuvvet uygulaması sonucunda zirkonyum üst yapı değerlendirildiğinde asal stres değerleri 76,418 MPa ile -31,572 MPa arasında değişmektedir. En yüksek çekme stres değeri 76,418 MPa olarak birinci küçük azı yerine yapılan restorasyonun distal fossa bölgesinde, en yüksek sıkışma stresi ise -31,572 MPa olarak restorasyonun mezial bölgesinde tespit edildi (Resim 117).



**Resim 117.** Zirkonyum üst yapıda asal stres dağılımı

Materyallerin özellikleri dikkate alınarak elde edilen güvenlik faktörü değerlendirildiğinde en düşük 0,684 olarak birinci küçük azı ve ikinci büyük azı yerine yapılan implantların arasındaki kemikte tespit edildi (Resim 118).

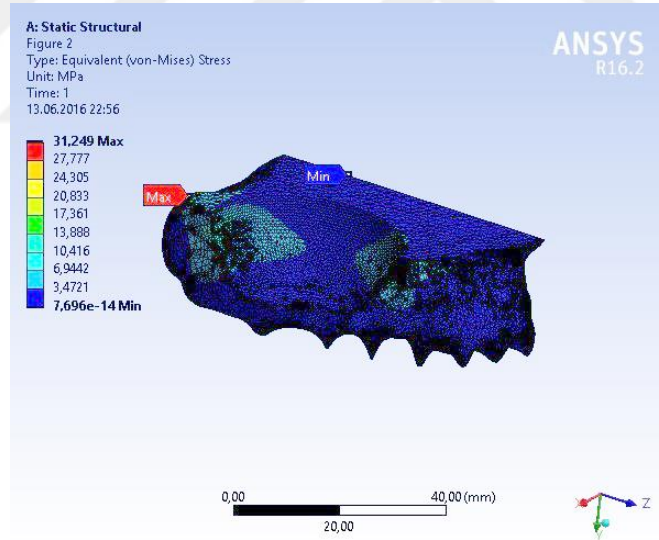


**Resim 118.** Güvenlik Faktörü

#### 6.2.2.4. Zirkonyum Üst Yapılı Birleşik Kron Restorasyonlarda Elde Edilen Bulgular

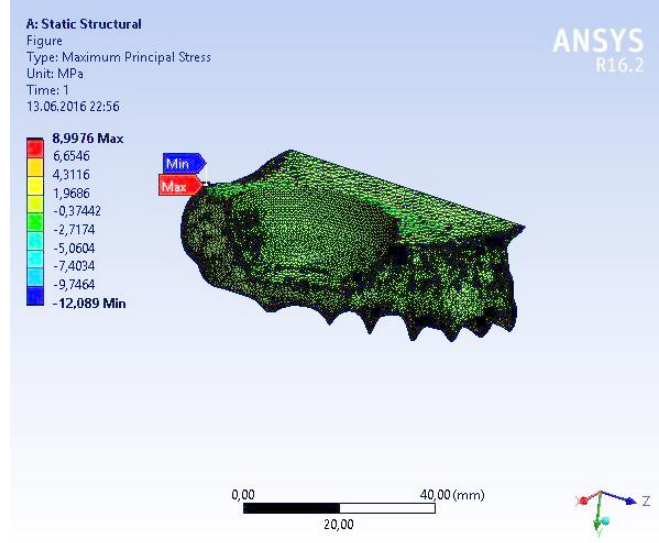
15° açılı kuvvet uygulanması sonucunda kemikte görülen eşdeğer stres değerleri 31,249 MPa ile 7,696 MPa arasında değişmektedir. En düşük eşdeğer stres değeri 7,696 MPa olarak ikinci küçük azı yerine yapılan implantın palatinal kemiğinde tespit edildi. Kemikteki en yüksek eşdeğer stres değeri ise ikinci büyük azı yerine yapılan implantın bukkalindeki kemikte 31,249 MPa olarak belirlendi (Resim 119).

15° açılı kuvvet uygulanması sonucunda kemikte görülen asal stres değerleri 8,997 MPa ve -12,089 MPa arasında değişmektedir. Kemikteki en yüksek çekme stresi 8,997 MPa ikinci büyük azı yerine yapılan implantın bukkalindeki kemikte , en yüksek sıkışma stresi -12,089 MPa olarak ikinci büyük azı yerine yapılan implantın bukkalindeki kemikte belirlendi (Resim 120).



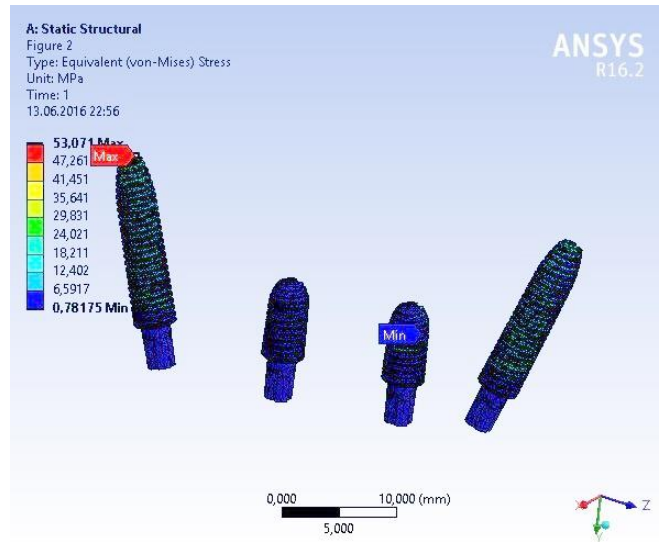
**Resim 119.** Kemikte görülen eşdeğer stres dağılımı



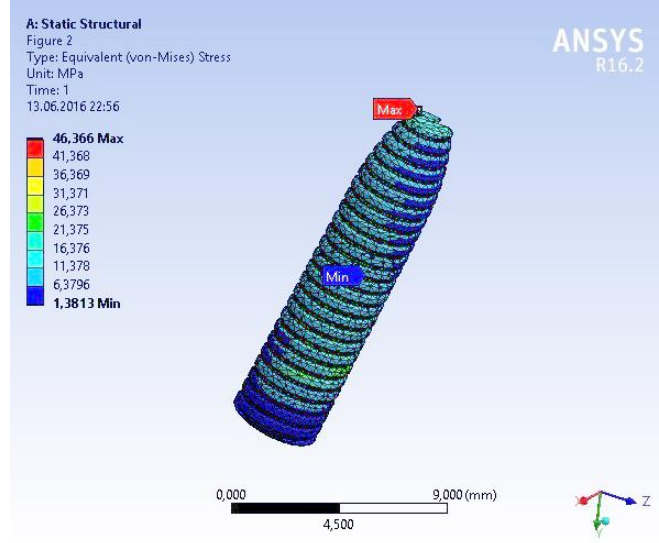


**Resim 120.** Kemik yapıdaki asal stres dağılımı

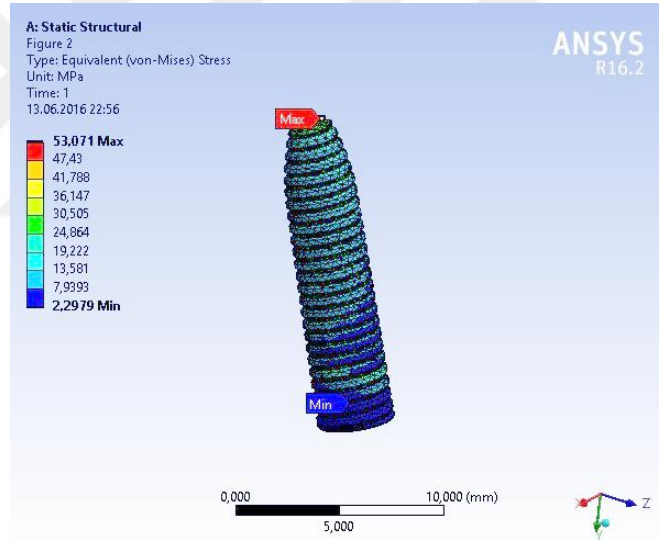
15° açılı kuvvet uygulaması sonucunda implantlar değerlendirildiğinde eşdeğer stres değerleri 53,071 MPa ile 0,781 MPa arasında değişmektedir (Resim 121). Birinci küçük azıya yapılan implantın apikal bölgesinde en yüksek eşdeğer stres değeri 46,366 MPa olarak, tespit edildi (Resim 122). İkinci büyük azı yerine yapılan implantın apikal bölgesinde en yüksek eşdeğer stres değeri 53,071 MPa olarak belirlendi (Resim 123).



**Resim 121.** İmplantlarda eşdeğer stres dağılımı

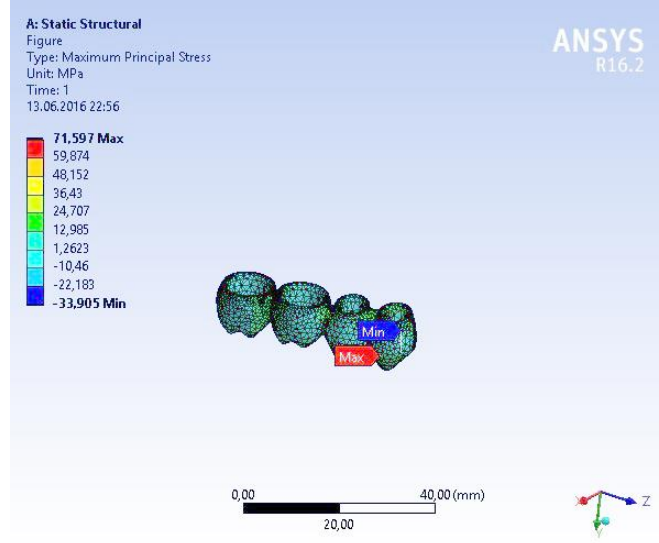


**Resim 122.** Birinci küçük azı implantta eşdeğer stres dağılımı



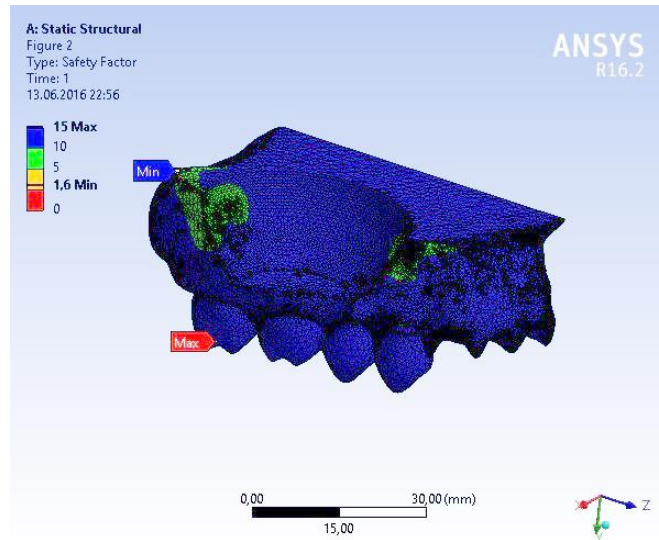
**Resim 123.** İkinci büyük azı implantta eşdeğer stres dağılımı

15° açılı kuvvet uygulaması sonucu zirkonyum yapıda görülen asal stres değerleri 71,597 MPa ve -33,905 MPa arasında değişmektedir. En yüksek çekme stres değeri 71,597 MPa olarak birinci küçük azı restorasyonun distal fossa bölgesinde en yüksek sıkışma stres değeri mezial bölgesinde -33,905 MPa olarak belirlendi (Resim 124).



**Resim 124.** Zirkonyum yapıda görülen eşdeğer stres dağılımı

Materyallerin özellikleri dikkate alınarak elde edilen güvenlik faktörü değerlendirildiğinde en düşük değer 1,6 olarak ikinci büyük azı yerine yapılan implantın apikalindeki kemikte tespit edildi (Resim 125).



**Resim 125.** Güvenlik Faktörü

D4 kemik varlığında, 15° açılı kuvvet uygulandığında tüm restorasyonlar için elde edilen veriler tablodaki gibidir (Tablo 7).

**Tablo 7.** D4 kemik varlığında 15° açılı kuvvet uygulandığında elde edilen değerler

<b>Restorasyon Tipi</b>	<b>Restorasyon Asal Gerilim Değeri</b>	<b>Kemikte Eşdeğer Stres</b>	<b>İmplantlarda Eşdeğer Stres</b>	<b>Güvenlik Faktörü</b>
Zirkonyum Destekli Porselen (Ayrı)	74,042 MPa (Birinci küçük azı)	71,646 MPa (Birinci büyük azı ve ikinci küçük azı arasında)	73,849 MPa (Birinci küçük azı)	0,697 (Birinci büyük azı ve ikinci küçük azı arasındaki kemik)
Zirkonyum Destekli Porselen (Birleşik)	72,005 MPa (Birinci küçük azı)	31,38 MPa (İkinci büyük azı)	53,121 MPa (ikinci büyük azı)	0,829 (Birinci küçük azı restorasyon)
Monolitik Zirkonyum (Ayrı)	72,961 MPa (Birinci küçük azı)	73,007 MPa (Birinci büyük azı ve ikinci küçük azı arasında)	77,159 MPa (Birinci küçük azı)	0,684 (Birinci büyük azı ve ikinci küçük azı arasındaki kemik)
Monolitik Zirkonyum (Birleşik)	71,597 MPa (Birinci küçük azı)	31,249 MPa (İkinci büyük azı)	53,071 MPa (İkinci büyük azı)	1,6 (İkinci büyük azı bukkal kemik)

## 7. TARTIŞMA

Kaybedilen doğal dişlerin fonksiyon ve estetik ihtiyaçlarını karşılamak için implant destekli restorasyonlar sıklıkla tercih edilmektedir. İmplantların başarıları klinik olarak biyolojik faktörlerle ilişkili olduğu kadar biyomekanik faktörlerle de ilgilidir (191).

Oklüzal kuvvetlerin klinik olarak doğal yönlerini ve şiddetlerini değerlendirebilmek zordur. İmplantların sağ kalım başarısı implantların boyun kısmındaki kemik miktarı ile ilişkilidir (192,193). Oklüzal kuvvetlerin bu çevre kemik miktarında etkili olduğu bilinmektedir. Hayvan deneylerinde yüksek stres altında kemik kaybında artış olduğu gösterilmiştir (194,195). Gelen oklüzal kuvvetler karşısında implant çevresindeki kemik yapıda meydana gelen stresleri klinik olarak belirleyebilmek zordur. Biyolojik yapılarda stres analizini gerçekleştirebilmek için gerçek yapıya benzer şekilde modellenme yapılmalıdır (157).

Mühendislik çalışmaları ile başlayan ve diş hekimliğinde de kullanılan sonlu elemanlar analizi ile biyolojik yapılar pratik bir şekilde taklit edilmektedir. İmplantların ve implant çevresindeki kemiğin oklüzal kuvvetlerle olan ilişkisini ve oluşan stres miktarlarının dağılımı bu analizle belirlenmiştir (21,25,49,168,196).

İki ve üç boyutlu matematiksel hesaplama ile ağız ortamı taklit edilerek, klinik uygulamalara yönelik fikirler elde edilir. Çalışmalar, üç boyutlu modelleme ile elde edilen implant ile çiğneme kuvvetleri arasındaki ilişkinin, iki boyutlu modellemeye göre klinik gerçekliğe daha yakın bulgular sağlayabildiğini belirtmektedir (197). Daha basit ve şematik bir model olan iki boyutlu sonlu elemanlar analizi ise kalitatif değerlendirme amacıyla kullanılabilir (49,168,196).

Bu araştırmada çalışma modelinde materyal çeşitliliği, yapının karmaşık olması sebeplerinden ve stres analizlerinin gerçekçi olabilmesi amacıyla üç boyutlu sonlu elemanlar analizi yöntemi kullanıldı.

Sonlu elemanlar analizi çalışmalarında, pratik olabilmesi için bilgisayarlı tomografiden elde edilen tam çene görüntüsü yerine değerlendirilecek alan belirlenerek hazırlanan modelde analiz başarıyla gerçekleştirilebilmektedir (170,198-201).

Hazırlanan çalışma modellerinde sınırlar ile kuvvet altında değerlendirilen noktalar arasında en az 4.2 mm<sup>2</sup>'lik bir alan olması gerektiği bildirilmektedir (202). Yeterli alanın sağlanmadığı durumlarda analiz verilerinin etkilenebildiği belirtilmektedir (49,198,202).

Çalışmamızda, sonlu elemanlar analizinin daha pratik olarak yapılabilmesi için tomografi verilerinden sağ üst çene bölgeyi, yapılan çalışmalara benzer şekilde modellendi. Bu modeli oluştururken modelin sınırları ve kuvvet altında değerlendirilecek alanlar arasında yeterli mesafenin olmasına dikkat edildi. Çalışmamızdaki modeli sınırlandırırken, üst santral dişlerin arasından geçen sagittal düzlem ile üst çenenin elmacık kemikleri hizasından geçen üst sınırındaki yatay düzlem kullanıldı.

Sonlu elemanlar analizi çalışmalarında hazırlanan modellerdeki eleman ve düğüm sayısının çalışmanın başarısı için önemli olduğu bildirilmektedir (203,204). Çalışmalarda oluşturulan eleman ve düğüm sayısı, kullanılan programın izin verdiği ölçüde yüksek sayıda hazırlanmaktadır. Çalışmalarda eleman ve düğüm sayıları birbirinden farklılık göstermektedir. Sonlu eleman modellerinde düğüm noktaları ve eleman sayılarının analizin hassasiyeti için yüksek tutulması gerekmektedir (23,32,170,183,205,206).

Çalışmamızdaki modellerde, kullandığımız analiz programının izin verdiği ölçüde düğüm noktaları ve eleman sayılarının yüksek değerde olmasına dikkat edildi. Bu şekilde yaptığımız analizin hassasiyetinin artması amaçlandı.

Kemik tipi ve özellikleri, implant stabilitesi ile başarısında etkili olan önemli bir faktördür (25). Goiato ve ark. yaptıkları araştırmada kemik tipine göre implant sağ kalım oranlarını değerlendiren 13 tane çalışmayı değerlendirmişlerdir (207). Sonuç olarak, implantların en düşük sağ kalım oranlarının, kemik yoğunluğunun düşük olduğu durumlarda görüldüğü belirlenmiştir (207-220).

Kemik yapının özellikleri çenelerde buldukları bölgelere göre farklılık göstermektedir. Misch, D3 kemik özelliğinin çoğunlukla küçük azılar bölgesinde olmakla beraber, üst çene arka bölgede %50 ye yakın oranda görülebildiğini

belirtmiştir. D4 kemik yapısının ise özellikle büyük azılar bölgesinde olmak üzere üst çenede %60 oranında bulunduğunu bildirmiştir (38,221-224).

Kemik yapıda bulunan kortikal ve trabeküler yapılar implanta gelen kuvvetlerin kemikte oluşturduğu stresler açısından önemlidir. Kortikal kemiğin varlığı ve kalınlığı çalışma sonuçlarını etkileyen önemli bir faktördür. Kortikal kemik, trabeküler kemiğe göre daha yüksek elastik modulusa sahip olduğundan daha güçlü ve deformasyona dayanıklıdır. Bundan dolayı, kortikal kemik, trabeküler kemikten daha yüksek kuvvetlere karşı direnç göstermektedir (225-230). Okumura ve ark. çalışmalarında, kortikal kemiğin implant stabilitesini önemli oranda etkilediğini bildirmiştir (231).

Holmes ve Loftus, implantlarda görülen kuvvet iletiminin kemik kalitesi ile olan ilişkisini sonlu elemanlar analizi ile incelemişlerdir. Bu çalışmanın sonucunda kalın kortikal kemiğin ve yüksek yoğunluktaki trabeküler kemiğin varlığında implantın hareketi ve stres yoğunluğunun azalacağı bildirilmiştir (229).

X.Yan ve ark. çalışmalarında, üst çene arka bölgede kortikal kemiğin implant hareketini ve stres dağılımına etkisini değerlendirdiklerinde streslerin esas olarak implantın etrafındaki kortikal kemikte yoğunlaştığını bildirmişlerdir. Sonuç olarak, kortikal kemik yapının implant hareketleri açısından önemli bir rol oynadığını bildirmişlerdir (23). Kortikal kemiğin implantların boyun kısmında tamamen rezorbe olduğu durumlarda stresler değerlendirildiğinde, stres değerlerinin titanyum alaşımının yorulma direncine daha yakın değerler gösterdiği bildirilmiş (232).

Tepper ve ark. yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmasında uygulanan kuvvetler altında kortikal kemiğin bulunmadığı modellerde, trabeküler yapıda eşdeğer stresin kortikal yapının bulunduğu modellere göre %50 oranında arttığını bildirmişlerdir. Araştırmacılar, D4 kemik yapısında karşılaşılabilen implant kayıplarının altında yatan faktörün bu olabileceğini belirtmişlerdir (233). Bununla beraber, D1 kemikte kalın kortikal yapı sebebiyle beslenmenin zor olduğu ve implant başarısızlığında etkisi olabileceği bildirilmektedir (38,226). Kemik karmaşık ve kişiden kişiye değişiklik gösteren bir anatomik yapıdır. Kortikal kemik her zaman yapıda bulunmayabilir. (170,208).

İmplant-kemik sistemini etkileyebilen kortikal yapı, ileri derecede rezorbe üst çene varlığında tamamen kaybolmuş olabilir (233). Yapılan sonlu elemanlar analizi modellerinde kortikal yapının varlığında eşdeğer stresin esas olarak kortikal yapıda biriktiği bildirilmektedir. Bu çalışmalarda trabeküler yapıda belirlenen eşdeğer stres kortikal yapıdakinden daha düşüktür (23,32,234,235). Dört farklı yoğunluğa sahip kemik tipinin (D1, D2,D3 ve D4) değerlendirildiği sonlu elemanlar analizi çalışmasında D3 ve D4 kemikte daha yüksek stres varlığı tespit edilmiştir. D4 kemik varlığında D3 kemiğe göre stres değerlerinin yükseldiği bildirilmiştir (185). D1, D2, D3 ve D4 kemik tipleri stres dağılımı yönünden incelenmiştir. Araştırmacılar en yüksek eşdeğer streslerini D3 ve D4 kemikteki implantlarda gözlemlemişlerdir (32). Kemik tiplerine göre streslerin değerlendirildiği başka bir çalışmada, tamamen dişsiz alt çenede yerleştirilen 4 implant üzerine sabit restorasyonlar hazırlanarak kortikal ve trabeküler yapılar için D1, D2, D3 ve D4 kemik tiplerinde oluşan stresler değerlendirilmiştir. En yüksek stres değerleri, D3 ve D4 kemikte belirlenmiştir (236).

Çalışmamızda üst çenede arka dişlerin kaybindan sonra görülebilen D3 ve D4 özellikte trabeküler kemiğin bulunduğu kortikal yapının rezorbe olduğu modeller değerlendirildi. Trabeküler yapıda elde edilen değerler, diğer sonlu elemanlar analizi çalışmalarındaki trabeküler yapıda elde edilen stres değerlerinden yüksektir. Bu durum, kortikal kemiğin varlığının olamayıp trabeküler yapının fazla olmasından kaynaklanmaktadır. Bu çalışmada, restorasyon özellikleri ve yükleme koşulları aynı olduğunda özellikle tek olarak hazırlanan restorasyonların varlığında D4 tipi kemik olarak hazırlanan modeldeki kemikte ve implantlarda elde edilen eşdeğer stres değerlerinin D3 tipi kemikten daha fazla olduğu belirlenmiştir. Bu durumun D4 kemikte tanımlanan daha yoğun trabeküler kemik yapıdan kaynaklandığı düşünüldü.

İmplantlar üzerinde stres dağılım alanlarının kemik yapısından etkilenebileceği belirtilmektedir (237). Kortikal kemik varlığında implant etrafındaki stres birikiminin genel olarak boyun kısmında yoğunlaştığı görülürken, homojen olarak tanımlanan trabeküler kemik varlığında implantınapikalinde daha yoğun stres varlığı belirlendiği bildirilmiştir (238). Lin ve ark. araştırmalarında D1, D2 ve D3 kemik varlığında implantın yoğun stresleri boyun kısmında, D4 kemik yapısı varlığında ise apikalde tespit ettiklerini belirtmişlerdir (239).



Çalışmamız implantlarda görülen en yüksek stres alanlarının yerleri açısından araştırmalarla benzer ve farklı yönler içermektedir. Modellerimiz trabeküler yapı olmasına rağmen, stres alanları implantların boyun bölgesinde ve daha az sayıda olmak üzere apikal bölgesinde belirlendi. Bununla beraber, en yüksek stres değerleri apikalde belirlenen implantların, D4 kemikte D3 kemiğe göre daha fazla olduğu belirlendi. Bu durumun kemik yapısından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Çene kemikleri, implant planlamasını sınırlayan anatomiye sahip olabilmektedirler. Dişlerin kaybindan sonra üst çene arka bölgede görülen ileri derece kemik kaybı, sinüsün hacminin artarak sarkması ile implant uygulanacak kemik seviyesini azaltarak primer stabiliteyi olumsuz etkileyebilir. Bu bölgede yapılan implant uygulamalarında sinüs lift, greft uygulama gibi cerrahi işlemlerle mesafe arttırılması amaçlanır. Bununla beraber, bu işlemler vakit alan ve komplikasyon riski olan işlemlerdir. İleri cerrahi işlemlere alternatif olarak kısa implant seçilmesi veya sinüse müdahale edilmesine gerek kalmayacak şekilde uzun implantların açılı yerleştirilmesinin uygun olabileceği belirtilmiştir (10,23,240, 241).

Genel olarak, üst çene arka bölgede kalan kemik yüksekliğinin 10mm'den az olduğu vakalarda sinüs lift işleminin gerekebileceği bildirilmiştir (242).

Çalışmamızda, kısa implant ve uzun açılı implantların kullanımının sinüs lift işlemine alternatif olarak tercih edilebileceği tedavi seçeneği hazırlandı. Bundan dolayı, sonlu elemanlar analizinin yapılacağı modeli oluşturmak için bilgisayarlı tomografi görüntülerinden kalan kret mesafesi 10 mm 'den az olan bir üst çene görüntüsü seçildi.

İmplant-kemik yüzeyi ve devamlılığı dental implantların uzun dönem başarısının değerlendirilmesinde önemli rol oynar. Genel olarak, tedavinin başarısını etkileyen faktörlerden biri kemik-implant yüzeyidir (25). Yetersiz kemik varlığında tercih edilebilen kısa implantların kemik ile temas yüzeyleri az olduğundan destek dokulara daha fazla stres iletildiği ve bundan dolayı destek dokuların sağlıklı olduğu durumlarda tercih edilmesi gerektiği bildirilmektedir (25,243). İmplant boylarının implant başarısındaki etkisini anlayabilmek için çeşitli çalışmalar yapılmıştır. Farklı boylarda olmak üzere toplam 1395 implantın değerlendirildiği bir çalışmada, kısa implantların sağ kalım oranı başarılı bulunmuştur. Üst çenede yetersiz kemik varlığında

kısa implant uygulamasının, implant başarısızlığında tek sebep olarak belirtilemeyeceğini bildirmişlerdir (244). İmplant başarısının, implant boyu ile olan ilişkisini değerlendiren bir meta-analiz çalışması yayınlanmıştır. Üst çene ve alt çene arka bölgelere uygulanan kısa (8 mm ve daha kısa) implantlar ile standart (8 mm'den uzun) implantlar değerlendirilmiştir. Sonuç olarak, kısa implantların arka bölgede kullanılmasının kabul edilebileceği bildirilmiştir. Bununla beraber, kısa implantların başarısızlık riski daha fazla olduğu için doğru endikasyonda tercih edilmeleri önerilmiştir (245). Srinivasan ve ark. alt ve üst çeneye uygulanan 8 mm'den kısa implantları değerlendirdiklerinde sağ kalım oranlarını %92,2-%100 arasında bulmuşlardır. Kısa implantların sağ kalım oranlarında implant boyu dışında birçok faktörün etkili olduğu sonucuna ulaşmışlardır (246).

Annibeli ve ark. üst ve alt çenelere uygulanan kısa implantları değerlendirdikleri çalışmalarında %99,1 sağ kalım oranı ile kısa implantları başarılı bulmuşlardır (247). Başka bir çalışmada, yetersiz kemik varlığında uygulanan kısa implantların uzun dönem takiplerinde yüksek sağ kalım oranları gösterdiği belirtilmiştir (248).

İmplant boylarının destek dokulardaki etkilerini anlayabilmek için yapılan stres analizi çalışmaları da bulunmaktadır.

Sonlu elemanlar analizi yöntemi ile 6 mm, 8 mm, 10 mm ve 13 mm boyundaki implantlara uygulanan kuvvetlerin etkileri değerlendirilmiştir. Kemiğe en fazla stresin 6 mm boyundaki implantın ilettiği bildirilmiştir (249).

Tonillo ve ark. 11 mm 'den kısa olan implantları değerlendirdiklerinde kortikal kemikte %50 ve trabeküler kemikte %80 daha fazla strese neden oldukları sonucuna ulaşmışlardır (250). 6 mm ve 10 mm'lik iki implantın kuvvetler altında meydana gelen kemik-implant ara yüzeyindeki stres dağılımı değerlendirmiş. Çalışmada 6 mm implantın etrafındaki stres dağılımı 10 mm implantın etrafında ki kemiğe göre daha yüksek bulunmuştur (72).

Şeker ve ark. yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmasında, kısa implantlarda daha düşük eşdeğer stres değerleri belirlediklerini ve kısa implantların stresleri destek dokulara daha fazla ilettiklerini bildirmişlerdir (198).

Araştırmalarla uyumlu olarak, uygulanan kuvvetler altında implantlarda oluşan stresler değerlendirildiğinde birinci büyük azı ile ikinci kk azı yerine yapılan kısa implantlarda uzun implantlara göre daha düşük stresler belirlendi. Bununla beraber, tek restorasyon varlığında kemikteki en yüksek stres değerleri kısa implantların arasındaki bölgede tespit edildi. Uyumlu olarak, güvenlik faktörünün en düşük değerleri de kısa implantların arasındaki kemikte belirlendi. Bu farklılığın, kısa implantların kemik ile daha az temas yüzeyi sağlayarak kuvvetleri destek dokuya daha fazla iletmesinden kaynaklandığı düşünüldü.

Uzun implantların implant-kemik yüzeyini arttırdıkları için kısa implantlara göre avantajlı oldukları belirtilmektedir (170,251,252). Sinse yakın kemik mesafesinde uzun implantların açılı olarak yerleştirilmesi ileri cerrahi uygulamalara gerek kalmadan başarılı sonuçlar sağlar (17,253-255). Özellikle Malo'nun 2003'te all-on-four konseptini tanıtmasından sonra açılı implantların başarılı sonuçlar verdiğini bildiren başka çalışmalar da yapılmıştır (4,254,256,257). İmplantların açılı uygulamaları distale eğimli implantların protezi destekleyecek şekilde yerleştirilmesi ile kantilevere gerek kalmamasını sağlar. Böylece, tam ark sabit protezlerde distalde açılı uzun implantların kullanılmasının biyomekanik avantaj sağlamaktadır (258). İmplantların açılı olmasının kemik rezorbsiyonunu arttıran bir etkide bulunmadığı bildirilmiştir (4). Bununla beraber, implantların açılı veya dik olarak yerleştirilmelerinin başarı oranı üzerindeki etkisini karşılaştıran çalışmalarda istatistiksel olarak bir fark görülmediğini belirtilmiştir (11,259,260).

Testori ve ark. implant sağ kalım oranlarını değerlendirdikleri çalışmalarında dik ve açılı implantları karşılaştırmışlardır. Kemik kaybını değerlendirdiklerinde iki implant grubu arasında anlamlı bir fark olmadığını tespit etmişlerdir (11). Alt ve üst çeneye uygulanan dik ve açılı implantların değerlendirildiği başka bir çalışmada, implantlar 5 yıl sreye kadar düzenli aralıklarla değerlendirilmiş. Dik ve açılı implantların arasında kemik kaybı açısından anlamlı bir fark olmadığı bildirilmiştir (261). Bununla beraber, implantın eğimli olmasının kemik-implant ara yüzeyinde oluşan stresi arttırabileceği belirtilmektedir (170,198,252,262). Almeida ve ark. yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmasında tam dişsiz rezorbe üst çenede mezialde vertikal ve distalde açılı implantlar ile sabit protezler planlanmıştır. Çalışmada kuvvet uygulamaları değerlendirildiğinde

distallere yerleştirilmiş olan açılı implantlarda daha yüksek eşdeğer stresleri belirlenmiştir (170). Benzer şekilde, yayınlanan bir sonlu elemanlar analizi çalışmasında, tam dişsiz bir çenede restorasyonu destekleyen implantların dik ve açılı oldukları durumlar için oluşan stresler değerlendirilmiştir. Dik implantlar ile hazırlanan restorasyon varlığında, distalde açılı olan implantlarla hazırlanan restorasyonlara göre daha fazla stres tespit edilmiştir (263). Başka bir çalışma, tam dişsiz bir üst çenede restorasyonu destekleyen eğimli implantlarda açının  $0^{\circ}$ - $45^{\circ}$  olduğu modelleri değerlendirmiştir. Açı arttıkça stres seviyesindeki azalmanın arttığı bildirilmiştir (258).

Çalışmalarda üst çenede uygulanacak implantların  $30^{\circ}$ - $35^{\circ}$ lik eğimleri kabul edilebilir bir değer olarak bildirilmektedir (17,264). İmplantların açılı yerleştirilmesinde en yüksek değer  $45^{\circ}$  olarak dikkate alınmasını bildiren çalışmalar bulunmaktadır (253,263).

Bu bilgiler doğrultusunda, çalışmamızda birinci küçük azı ve ikinci büyük azı yerine yapılan uzun implantların,  $17^{\circ}$  açılı olarak yerleştirilmelerini planladık. Çalışmamızda tüm restorasyon şekillerinde implantlardaki en yüksek stres değerlerini eğimli implantlarda tespit ettik. Tek olarak hazırlanan restorasyonlarda eğimli implantların etrafındaki kemikte kısa implantlara göre daha düşük stres değerleri belirlendi. Ancak birleşik restorasyonlarda kemikte görülen yüksek stres değerleri uzun açılı implantların etrafında belirlendi. Bu farkın restorasyon tipinden kaynaklandığı düşünülmektedir.

İmplant üstü restorasyon materyali olarak rijit materyallerin alt yapı olarak kullanıldıklarında daha iyi stres dağılımı gösterdikleri bildirilmektedir. Bundan dolayı, rijit materyaller komplikasyonları önlemek için önerilmektedir (29,265). Bununla beraber, implant destekli restorasyonlarda farklı metal alt yapılar ile stres dağılımı arasındaki ilişki değerlendirilmiştir. İmplant çevresindeki kemik kaybını etkilemediği bildirilmiştir (265,266).

Günümüzde hastaların protezlerinin hem dayanıklı hem estetik olmasını istemeleri metal destekli porselen restorasyonlar yerine daha estetik olan zirkonyum materyallerin öne çıkmasında etkili olmuştur. Bununla beraber, diş dokusunu daha iyi taklit edebilme, iyi biyouyumluluk, yüksek dayanıklılık ve kuvvete karşı dirençli olma gibi avantajları

da zirkonyum materyallerin kullanımlarını artırmaktadır (267-270). Zirkonyum yüksek mekanik özellikleri ile alt yapı olarak kullanılmaktadır (271-272). Üst yapıyı oluşturan porselen materyali zirkonyuma göre daha düşük elastik modülüsü göstermektedir (152,188). Porselenin stresi yapısında absorbe edip dağıtarak implant ve kemiğe daha az stres geçişi sağladığı belirtilmiştir (273). Zirkonyum alt yapıli porselen restorasyonlar veneer hazırlanabilmesi için en düşük 2 mm kalınlıkta olmalıdır. Zirkonyum alt yapının yeterli desteği sağlayabilmesi için en az 1 mm kalınlıkta olması gerektiği bildirilmektedir. (191,274,275). Bununla beraber, bu restorasyonlarda üst yapı olarak kullanılan porselende chipping adı verilen kırılmalar meydana gelebilir (276). Bu komplikasyonlardan kaçınmak için monolitik zirkonyum restorasyonların kullanımı tanıtılmıştır (277,278). Monolitik zirkonyumlar, daha iyi estetik özellikler göstermekle beraber mekanik özellikler açısından da konvansiyonel zirkonyumlara göre daha avantajlıdır (152,188,189,276). Monolitik zirkonyum ile zirkonyum destekli porselen restorasyonların kırılma dayanıklılıklarının karşılaştırıldığı çalışmada, zirkonyum destekli porselen restorasyonlara göre monolitik zirkonyum daha yüksek kırılma dayanıklılığı göstermiştir (279). Monolitik zirkonyumlar, mekanik başarıları ile tek üye restorasyondan, implant üstü tam ark sabit restorasyonların yapımına geniş bir endikasyon aralığında tercih edilebilmektedirler (280). Yapılan bir çalışmada monolitik zirkonyumun kırılma direnci değerlendirildiğinde materyal kalınlığının en az 0,8 mm olarak hazırlanması gerektiği belirtilmiştir (152).

Monolitik zirkonyum kullanılarak yapılan tam ark sabit restorasyonlar, klinik takiplerle değerlendirilmiştir. Yüksek başarı oranı göstermeleri ile beraber, az sayıda kırılma komplikasyonlarının görüldüğü belirtmiştir. Ancak, monolitik zirkonyum restorasyonların uzun dönem etkilerinin değerlendirildiği klinik çalışmalar yeterli sayıda değildir (153).

Çalışmamızda avantajları ile öne çıkan zirkonyum destekli porselen restorasyonlar ve monolitik zirkonyum restorasyonları yapıda oluşan stresler açısından karşılaştırmayı amaçladık.

Çalışmamızda araştırmaları ve klinik bilgilerimizi dikkate alarak, restorasyonları veneer porselen yapı 1,5 mm ve zirkonyum alt yapı 1 mm olmak üzere toplam 2,5 mm

kalınlıktan planladık. Monolitik zirkonyum restorasyonlarda kalınlık aynı şekilde hazırlanarak analiz verilerinin kalınlıktan etkilenmemesi amaçlandı.

Çalışmamızda diğer şartların aynı olduğu durumlarda üst yapılar karşılaştırıldığında porselen ve monolitik zirkonyum için aynı bölgelerde asal stres değerlerinin yoğunlaştığını ve streslerin birbirine yakın değerlerde olduğunu belirledik.

Monolitik zirkonyum restorasyon varlığında, aynı şartlarda porselen üst yapı varlığına göre, implant ve kemik yapıda daha çok stres görülebildiği belirlendi. Güvenlik faktörlerinin de bu veriyi desteklediği tespit edildi. Monolitik zirkonyum restorasyonların varlığında en düşük güvenlik faktörü değerleri kemik yapıda belirlendi. Porselen üst yapı varlığında ise, en düşük değerler porselen yapıda bulundu.

Çalışmamızda elde edilen verilere göre tek hazırlanmış monolitik zirkonyum restorasyonlarda üst yapıda herhangi bir komplikasyon riski, kemikte rezorbsiyon görülme riskinden daha düşük ihtimal olarak gözükmektedir.

Porselen ile monolitik zirkonyumun analizdeki bu farklılıkların mekanik özelliklerin farklılıklarından kaynaklandığı düşünülmektedir.

İmplant üstü monolitik zirkonyum restorasyonlarla ilgili uzun süreli klinik takibi belirten çalışmalar henüz çok fazla sayıya ulaşmadığından monolitik zirkonyum restorasyonların kemik ile arasındaki direk ilişki ile ilgili yorum yapmak zordur.

Farklı materyaller kullanılarak planlanabilen implant üstü restorasyonlar tek veya birleşik olarak planlanabilmektedir. İki restorasyon şeklide sağladıkları avantajlar ile klinikte tercih edilebilmektedir. Özellikle implant uzunluğu, implant açısı, zayıf kemik varlığı, oklüzyon ve vida gevşemesi riski gibi faktörlerin varlığında restorasyonlar birleşik olarak planlanabilmektedir. Böylece restorasyonlar birleştirilerek alanı arttırarak yapıya gelen stresi azaltmak ve kuvvet dağılımı sağlayabilmek amaçlanmaktadır (281-283). Bu faktörlerin riskli olmadığı durumlarda restorasyonlar birleştirilmeden planlanabilmektedir. Tek olarak hazırlanan restorasyonlarda, alt yapının pasifliği, estetik ve hijyenin daha rahat sağlanabilmesi gibi avantajlar elde edilebilmektedir (282,283).

İmplant üstü restorasyonların birleşik olarak hazırlanmasının biyomekanik olarak avantaj sağladığı belirtilmektedir (284). Yapılan çeşitli çalışmalarda restorasyonları birleştirmenin, implantlara gelen fonksiyonel kuvvetleri dağıtmasına yardımcı olduğu ve marjinal kemik kaybını azalttığı bildirilmiştir (285-288). Yayımlanan bir sonlu elemanlar analizi çalışmasında alt çenede sağ ikinci küçük azı ve birinci büyük azı yerine yapılan implantlar birleşik ve tek restorasyon varlığında değerlendirilmiştir. Birleşik restorasyon hazırlandığında, implant çevresindeki kemikte stresin azaldığı ve kemik kaybı, klinik komplikasyon yaşanma riskinin azalacağını bildirmiştir (289).

Yang ve ark. çalışmalarında, uzun ve kısa implantları oluşan stresler açısından planlanan restorasyon şekline göre değerlendirmişlerdir. Kısa implantları, kısa implantlarla veya uzun implantlarla restorasyonlar aracılığı ile birleştirdiklerinde tek olarak restore edilen implantlara göre stres değerlerinin azaldığını belirtmişlerdir. Restorasyonların birleştirilmesinin biyomekanik avantaj sağladığı sonucuna ulaşmışlardır (290). Yapılan bir çalışmada tek kron olarak hazırlanan implantların marjinlerinde, birleşik olarak hazırlanan restorasyonlara göre daha fazla stres varlığı bildirilmiştir (291).

Guichet ve ark. birleşik olarak hazırlanan simante restorasyonların tek olarak hazırlanan restorasyonlara göre daha iyi kuvvet dağılımı gösterdiğini bildirmişlerdir (292).

Bahat yaptığı çalışmada, başarısız olan kısa implantların %60 nın tek olarak restore edildiği ve restorasyonları birleştirmenin implant sağkalım oranı açısından avantaj sağladığı belirtilmiştir (208).

Misch ve Steigenga kısa implantların standart implantlar veya kısa implantlarla birleştirildiklerinde tek olarak restore edilen implantlara göre daha yüksek başarı oranı gösterdiklerini bildirmişlerdir (293).

Bevilacqua ve ark. yaptıkları çalışmada eğimli implantların üst yapı ile birleştirildiğinde kemik dokuda ve restorasyon yapıda stresi azaltarak daha iyi sonuçlar verdiğini bildirmiştir (294).

Açılı implantların dik implantlarla restorasyon ile birleştirilmesinin stres değerleri dikkate alındığında daha iyi sonuçlar elde edildiğini bildiren çalışmalar vardır (258,262, 297).

Çalışmamızda benzer şekilde birleşik olarak hazırladığımız restorasyonlara uyguladığımız kuvvetler değerlendirildiğinde, kemikte görülen streslerin azaldığı belirlendi. Birleşik olarak hazırladığımız restorasyonlarda, tek restorasyonlarda kısa implantların arasındaki kemikte görülen yüksek stres miktarları azalmıştır. Araştırmamızın verileri, implantların restorasyonlar ile birleştirilmesinin kemikte görülen stresleri olumlu etkileyeceğini bildiren çalışmalar ile uyum göstermektedir.

İmplant üstü protezlerin tek olarak hazırlanması veya birleştirilmesi ile ilgili farklı görüşler bildiren çalışmalar da vardır (299-303).

Bender yaptığı çalışmada tek olarak hazırlanmış simante restorasyonlarda birleşik olarak hazırlanan simante restorasyonlara kıyasla daha yüksek başarı oranı bildirmiştir. Tek olarak hazırlanan restorasyonun destek dokulara en iyi şekilde stres transferine izin verdiği sonucuna ulaşmıştır (304). Yapılan başka bir çalışmada, üst çene de implant üstü restorasyonların birleşik ve tek olarak hazırlandığı hastalar değerlendirilmiştir. Abutment ve restorasyonlar yerleştirildikten 5 yıl sonra birleşik restorasyonlar için kemik kaybı  $-0,7\pm 0,2$  mm iken, tek olarak hazırlanmış restorasyonlar için  $-0,8\pm 0,2$  mm olarak bildirilmiştir. Gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bildirilmemiştir (305). Birleşik restorasyonlar ve tek restorasyonların implantlarda görülen başarı oranları açısından değerlendirildiği bir çalışma yapılmıştır. Başarı oranları sırasıyla birleşik restorasyonlar için %97,1 ve tek restorasyonlar için %94,3 olarak bulunmuştur. Birleşik restorasyonlar daha başarılı bulunmakla beraber, iki restorasyon tipinde başarı açısından belirlenen farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı bildirilmiştir (303).

Huang yaptığı çalışmada implantların çapları aynı olduğunda restorasyonların tek veya birleşik olmasının kemikte oluşan stres açısından anlamlı bir fark oluşturmadığını bildirmiştir (306).

Birleşik restorasyonun varlığında implantlara gelen kuvvetlerin farklı yönlerde moment oluşturduğunu bildiren çalışmalarda vardır. Bu moment kuvvetlerinin uygulanan kuvvetten daha büyük değerlere ulaştığı da bildirilmektedir (170,299,



307,308). Benzer şekilde, restorasyon tiplerini değerlendiren çalışmada, birleşik restorasyonların varlığında tek restorasyonlara göre implant etrafında daha büyük oranda kemik kaybı tespit edilmiştir (309).

Çalışmamızdaki modeller değerlendirildiğinde, birleşik olarak hazırlanan restorasyonların varlığında kemik dokuda daha az stres görülmektedir. Tek olarak hazırladığımız restorasyonlarda kuvvet uygulamalarında kemikteki eşdeğer ve asal stres değerleri kısa implantlar arasında yoğun olarak görülürken, birleşik restorasyonların varlığında kemikteki stres birikimleri farklı alanlarda olmaktadır.

Dik kuvvet uygulamalarında birleşik restorasyonlarda stres birinci küçük azı implant bölgesinde yoğunlaşırken, oblik kuvvet uygulamasında ikinci büyük azı implant bölgesinde yoğunluk göstermektedir. Bu durum birleşik restorasyonların stres seviyelerini azalttığı ve kuvvetin yönüne göre farklı kuvvet momentleri oluşturduğu görüşleri ile uyum göstermektedir. Bununla beraber, güvenlik faktörü değerlendirildiğinde birleşik restorasyonların varlığında kemikte görülen yüksek streslerin risk oluşturmadığı belirlendi.

Çiğneme işlemi sırasında oluşan oklüzal kuvvetlerin ve dağılımlarının implant destekli restorasyonların başarısında etkili olduğu bildirilmektedir (310). Kuvvet iletimi, implant-kemik arasındaki yapısal ve fonksiyonel ilişki ile direkt ilgilidir. İmplant-kemik arasında belirli oranda fizyolojik denge için stres olmalıdır. Tolere edilemeyen aşırı kuvvetler, oluşturdukları stresler ile kemik kaybına veya implantın yorulmasına sebep olarak implantın başarısını olumsuz etkilemektedir (311). Bununla beraber, az orandaki kuvvetlerin, kemiğin kullanılmama atrofisine neden olarak kemik kaybına neden olabildikleri belirtilmektedir (72,312). Frost, stres ve kemikte yeniden yapılanma ilişkisi ile ilgili olarak farklı mikro-gerinim seviyelerine göre kemiğin hücresel yanıtlarını değerlendirmiştir. 4.000 mikro-gerinim seviyesinde ise kemik hücreleri sitokinlerin rezorbsiyona başlamalarını uyarırken, 10.000 ila 20.000 mikro-gerinim seviyesinde kemikte kırılma meydana geldiğini belirtmiştir. Frost'un teorisinde kemikte şekil değişimine neden olan yükün miktarı önemlidir. Bu durumda, kemiğin fizyolojik sınırlarını aşan oklüzal yüklerin, kemikte rezorbsiyona neden olabilecek büyük bir gerinim oluşturabilmeleri teorisi hücre biyomekaniği ile desteklenmektedir (38,313,314).

Oklüzal kuvvetler implantlarda, doğal dişlerden farklı etkiler göstermektedir. Doğal dişlerde periodontal ligamanlar kuvvetlere karşı tampon görevi görürken implantta oklüzal kuvvetler implantı çevreleyen kemiğe direkt olarak geçer. Doğal dişlerde bulunan periodontal ligamanlar kuvvet dağılımı sağlarken, implantlarda kuvvet büyük oranda dağılmayıp kret tepesinde yoğunlaşır. Bunun sonucunda; implant çevresindeki kemikte istenmeyen rezorbsiyonlar veya kemik-implant ara yüzeyinde ayrılmalar gibi problemler ortaya çıkabilmektedir (315,316).

Çiğneme kuvvetleri çenelerin bölgelerine göre farklılık göstermekle beraber kişiden kişiye göre de değişmektedir (38). Bununla beraber, yapılan bir çalışmada cinsiyete göre de çiğneme kuvvetlerinin farklılık gösterdiği bildirilmektedir. Yapılan bir çalışmada, doğal dişlerin varlığında kadınlarda ve erkeklerde ısırma kuvvetleri değerlendirilmiştir. Kadınlarda ortalama 383.6N olarak belirlenen çiğneme kuvveti, erkeklerde 545.6 N olarak tespit edilmiştir (317). Çiğneme kuvveti değerlerinin, çenenin ön bölgesinden arka bölgesine doğru arttığı ve 100-2440 N gibi geniş bir aralıkta değiştiği gösterilmiş (318,319). Çenelerin arka bölgesinde anatomik olarak doğal dişlerin varlığında ve implant üstü protezlerin varlığındaki yüklemeler değerlendirildiğinde doğal dişlerde 390 N ve 880 N arasında değişen değerlerin, implant üstü protezlerde 42 N ve 412 N arasında değiştiği bildirilmiştir (152). Çalışmamızda kliniği taklit edebilmek için 300 N olarak kuvvet uygulamayı tercih ettik.

Çiğneme kuvvetleri fizyolojik olarak her zaman implantların uzun akslarına paralel gelmemektedir. Dik kuvvetlerin yanı sıra kombine özellikte olan oblik kuvvetler de görülmektedir (191,320). Bu kuvvetler yönleri sebebiyle implant ve kemik yapıda stres artışına neden olabilmektedir (321). Bundan dolayı, sonlu elemanlar analizi çalışmalarında oblik kuvvet uygulamaları farklı açılarla gerçekleştirilerek fizyoloji taklit edilmeye çalışılır (152,322). Böylece implantların stres analizi çalışmalarında gerçeğe yakın veriler elde edilmesi amaçlanmaktadır (157).

Çalışmamızda, elde edilen verilerin kliniğe yakın şartlarda değerlendirilebilmesi için modellere oblik kuvvet uygulandı. Bununla beraber, kuvvet yönünün etkisini karşılaştırabilmek için aynı değerde dik kuvvet uygulandı.

İmplantlarda stres analizlerinin yapıldığı çalışmalarda oblik kuvvet uygulamalarının, dik kuvvet uygulamalarına göre daha yüksek eşdeğer stres değerleri gösterdiği belirtilmiştir (170,323,324). Dikey yükleme ve oblik kuvvetlerin karşılaştırıldığı bir çalışmada implant ve kemik yapıda oluşan stres değerleri incelenmiş. Açılı kuvvetlerin kemik yapıda, implantlarda ve restorasyonda daha yüksek stres değerleri oluşturduğu bildirilmiştir (236).

Desai ve ark. açılı ve dik kuvvet uygulandığında implant ve kemikte oluşan stresleri değerlendirmişler. İmplant kemik arayüzünde oblik kuvvetlerde daha yüksek stresler değerleri belirlemişlerdir (72).

Yapılan sonlu elemanlar analizi çalışmalarında implant üstü restorasyon olarak hazırlanan zirkonyum alt yapı değerlendirilmiştir. Farklı açılarda uygulanan kuvvetlerin yapıda oluşturduğu stresler incelenmiştir. Uygulanan kuvvetler açının artışıyla beraber yapıda daha fazla stres meydana gelmesine neden olmuşlardır (191). Monolitik zirkonyumların implant üstü restorasyon olarak hazırlandığı başka bir çalışmada sonlu elemanlar analizi ile stresler değerlendirilmiştir. Monolitik zirkonyumlarda oblik kuvvetlerde dik kuvvetlere göre daha yüksek stres değerleri belirlenmiştir (152).

Çalışmamızda bu çalışmalarla uyumlu olarak, zirkonyum alt yapı destekli ve monolitik zirkonyum restorasyonlarda oblik kuvvetler altında dik kuvvetlere göre daha yüksek stres değerleri belirlendi.

Fizyolojik olarak tüberkül-marjinal sırt ve tüberkül-fossa olmak üzere iki farklı oklüzal ilişki planı tanımlanmıştır. Doğal dentisyonda yüksek oranda tüberkül-marjinal sırt ilişkisi görülmektedir (325,326). Yapılan bir stres analizi çalışmasında farklı oklüzal temas tiplerine göre kuvvetler değerlendirildiğinde, tüberkül-marjinal temasının dengeli bir oklüzyon sağladığı ve kuvvet vektörü oluşturmadığı bildirilmiş (327). Restorasyonların üzerine gelen kuvvetler incelendiğinde, oklüzal tabladaki temas noktalarının artması ile yapıda oluşan streslerin azaldığı belirtilmiş (322).

Çalışmamızda da tüberkül-marjinal kenar ilişkisinde ve kuvvetler oklüzal tablada birden fazla noktada uygulandı. Kuvvetler, küçük azı dişlerinde iki noktaya, büyük azı dişlerinde dört noktaya eşit büyüklüklerde dağıtıldı.

Çiğneme işleminin büyük bir kısmı fizyolojik olarak küçük azı ve büyük azıların bulunduğu bölgede gerçekleşmektedir (328). Uygulanan kuvvetin küçük azılarda büyük azılara kıyasla daha fazla stres oluşturduğu bildirilmiştir. Bu durumun, kuvvetin küçük azılarda daha küçük bir alanda toplanmasından kaynaklandığı belirtilmiştir (308).

Çalışmamızda, üst yapı restorasyonları oluştururken dişlerin oklüzal taslaklarını şekil estetiği olarak çizimleri yaptığımız bilgisayar ortamında oluşturduk. Bu işlemi yaparken, arka bölge dişlerin özellikleri dikkate alındı. Bundan dolayı, benzer şekilde üst yapı restorasyonlarındaki asal stres değerleri incelendiğinde en yüksek çekme ve sıkışma stres değerlerinin tüm uygulamalarda birinci küçük azı restorasyonda yoğunlaştığı belirlendi.

Sonlu elemanlar analizi biyomekanik değerlendirmelerde başarıyla kullanılan bir yöntem olması ile beraber kısıtlamaları olan bir yöntemdir. Analizin yapılacağı modellerin canlı dokuların özelliklerinden farklı olarak homojen, izotropik ve linear elastik olarak kabul edilmesi gerekmektedir. Canlı dokulardan farklı olan bu durum yöntemin limitasyonu olarak düşünülmelidir (230). Canlı dokulardan farklı olarak , çalışmalarda genellikle implantların kemiğe %100 osseointegre olduğu kabul edilerek inceleme yapılmaktadır. Bu durum klinik gerçekliği yansıtmadığından yöntemin diğer bir limitasyonudur (32,198,249,329) . Çalışmalarda klinikten farklı olan diğer bir unsur, çiğneme kuvvetlerinin özelliğidir. Çiğneme sırasında dinamik kuvvetler oluşurken analizde değerlendirilen kuvvetler statik özelliktedir. Statik kuvvetlerin değerlendirilmesi daha kolay olmakla beraber klinik gerçekliği yansıtmayan diğer bir limitasyondur (330). Benzer şekilde klinikte var olan mukoza ve siman kalınlığı faktörleri düşük mekanik özellikleri nedeniyle çalışmalarda genellikle ihmal edilmektedir. Bu durum çalışmanın klinikten farklılık gösteren diğer bir limitasyonudur (32,196,198,249,329).

Sonlu elemanlar analizinde kullanılan modellerde birden fazla materyal bir arada değerlendirilmektedir. Modelin her seviyesindeki materyaller ve özelliklerin farklı olmasına bağlı olarak stres dağılımlarının birbirinden farklı olması da çalışmanın diğer bir kısıtlaması olarak dikkate alınmalıdır (180).

Çalışmamızda benzer çalışmalarda olduğu gibi implantların kemiğe %100 osseointegre oldukları varsayılarak analizleri yapıldı. Çalışmamızda sonlu elemanlar analizini gerçekleştirebilmek için tüm materyaller homojen, izotropik ve lineer elastik olarak tanımlandı.

Çalışmamızda statik özellikteki kuvvetleri değerlendirmemiz çalışmamızın diğer bir limitasyonudur. Klinikten farklı olarak hazırladığımız modelde yapılan mukoza ve siman kalınlığı ihmal edilerek değerlendirme gerçekleştirildi.

Çalışmamız *in vivo* bir çalışma olmamasına rağmen elde ettiğimiz veriler kliniğe yönelik önemli fikirler vermektedir. Bununla beraber, çalışmamızdan elde edilen bulguların ileri klinik çalışmalarla desteklenmesi gerekmektedir.

## 8. SONUÇLAR

Çalışmamızın imkanları dahilinde sonuçlar aşağıdaki gibi özetlenebilir:

1. Tek restorasyonların varlığında, D4 kemikte ve implantta görülen stresle özellikle D3 kemikteki değerlerden yüksek bulundu.
2. Stresler genel olarak uzun ve açılı implantlarda kısa implantlara göre daha fazla yoğunluk göstermektedir.
3. İmplantlarda görülen stres alanları, kemik tipine, restorasyon şekline ve kuvvet yönüne bağlı olarak değişebilmektedir.
4. Kısa implantlarda uzun implantlara göre daha düşük eşdeğer stresleri belirlenirken, tek olarak planlanan restorasyonlarda kısa implantlar arasındaki kemikte daha yüksek stres değerleri tespit edildi.
5. Düşük kalite kemik varlığında restorasyonların birleşik olarak hazırlanması streslerin azaltılmasında daha etkili bulundu.
6. Restorasyonların birleşik olarak hazırlanması, hem zirkonyum destekli porselenlerde hem de zirkonyumlarda oblik kuvvetlerde daha az stres dağılımı gösterdi.
7. Uygulanan dik ve oblik kuvvetlerde porselen ve monolitik zirkonyum üst yapılar değerlendirildiğinde asal streslerin birinci küçük azı bölgesinde yoğunlaştığı gözlenmiştir.
8. Birleşik monolitik zirkonyum restorasyonlarda genel olarak diğer restorasyon planlamalarına göre yüksek güvenlik faktörü değerleri belirlendi ve bu değerler kemik yapıda görüldü.
9. Monolitik zirkonyum üst yapı kullanıldığında restorasyonların birleşik olarak hazırlanması kemik yapıda oluşan stresin azaltılmasında daha etkilidir.
10. Birleşik restorasyonların varlığında çiğneme kuvvetleri kuvvetin yönüne göre farklı dağılım göstererek kısa implantların arasındaki kemikte oluşan stres azalmaktadır.

## 9. KAYNAKLAR

1. van Staden RC, Li X, Guan H, Johnson NW, Reher P, Loo YC. A finite element study of short dental implants in the posterior maxilla. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29:147-54.
2. Jemt T, Johansson J. Implant treatment in the edentulous maxillae: a 15-year follow up study on 76 consecutive patients provided with fixed prostheses. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2006;8:61-9.
3. Al-Dajani M. Recent Trends in Sinus Lift Surgery and Their Clinical Implications. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2016;18:204-12.
4. Spinelli D, Ottria L, DE Vico G, Bollero R, Barlattani A, Bollero P. Full rehabilitation with Nobel clinician and procera implant bridge : Case Report . *Oral Implantol*. 2013; 6:25-36.
5. Nedir R, Nurdin N, Khoury P, El Hage M, Abi Najm S, Bischof M. Paradigm shift in the management of the atrophic posterior maxilla. *Case Rep Dent*. 2014;2014: 1-7.
6. Verri FR, Santiago Júnior JF, Almeida DA, Verri AC, Batista VE, Lemos CA, Noritomi PY, Pellizzer EP. Three-Dimensional Finite Element Analysis of Anterior Single Implant Supported Prostheses with Different Bone Anchorages *Scientific World Journal*. 2015;2015:1-10.
7. Wallace SS, Froum SJ. Effect of maxillary sinus augmentation on the survival of endosseous dental implants. A systematic review. *Ann Periodontol*. 2003; 8:328–43.
8. Del Fabbro M, Testori T, Francetti L, Weinstein R. Systematic review of survival rates for implants placed in the grafted maxillary sinus. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2004; 24:565-77.
9. Tuna T, Yorgidis M, Strub JR. Prognosis of implants and fixed restorations after lateral sinus elevation: a literature review. *J Oral Rehabil*. 2012; 39:226–238.
10. Shi JY, Gu YX, Qiao SC, Zhuang LF, Zhang XM, Lai HC. Clinical evaluation of short 6-mm implants alone, short 8-mm implants combined with osteotome sinus floor elevation and standard 10-mm implants combined with osteotome

sinus floor elevation in posterior maxillae: study protocol for a randomized controlled trial. *Trials*. 2015;16:324-9.

11. Testori T, Del Fabbro M, Capelli M, Zuffetti F, Francetti L, Weinstein RL. Immediate occlusal loading and tilted implants for the rehabilitation of the atrophic edentulous maxilla: 1-year interim results of a multicenter prospective study. *Clin Oral Implants Res*. 2008;19:227–32.
12. Yerit KC, Posch M, Guserl U, Turhani D, Schopper C, Wanschitz F, Wagner A, Watzinger F, Ewers R. Rehabilitation of the severely atrophied maxilla by horseshoe Le Fort I osteotomy (HLFO). *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2004;97: 683–92.
13. Atieh MA, Zadeh H, Stanford CM, Cooper LF. Survival of short dental implants for treatment of posterior partial edentulism: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012;27:1323-31.
14. Zinser MJ, Randelzhofer P, Kuiper L, Zöller JE, De Lange GL. The predictors of implant failure after maxillary sinus floor augmentation and reconstruction: a retrospective study of 1045 consecutive implants. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*. 2013;115: 571-82.
15. Renouard F, Nisand D. Short implants in the severely resorbed maxilla: a 2-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2005;7:104-10.
16. Krekmanov L. Placement of posterior mandibular and maxillary implants in patients with severe bone deficiency: a clinical report of procedure. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15:722–30.
17. Aparicio C, Perales P, Rangert B. Tilted implants as an alternative to maxillary sinus grafting: a clinical, radiologic, and periotest study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2001;3:39–49.
18. Fortin Y, Sullivan RM, Rangert BR. The Marius implant bridge: surgical and prosthetic rehabilitation for the completely edentulous upper jaw with moderate to severe resorption: a 5-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2002;4:69–77.
19. Rossetti PH, Bonachela WC, Rossetti LM. Relevant anatomic and biomechanical studies for implant possibilities on the atrophic maxilla: critical appraisal and literature review. *J Prosthodont*. 2010;19:449-57.



20. Sun HL, Huang C, Wu YR, Shi B. Failure rates of short ( $\leq 10$  mm) dental implants and factors influencing their failure: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011;26:816–25.
21. Şahin S, Çehreli MC, Yalçın E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant supported prostheses a review *J Dent.* 2002;30:271-82.
22. Iplikçioğlu H, Akça K, Çehreli MC, Şahin S. Comparison of non-linear finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on a Morse taper implant. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003;18:258-65.
23. Yan X, Zhang X, Chi W, Ai H, Wu L. Comparing the influence of crestal cortical bone and sinus floor cortical bone in posterior maxilla bi cortical dental implantation: a three-dimensional finite element analysis. *Acta Odontol Scand.* 2015 ;73:312-20.
24. Fanuscu MI, Vu HV, Poncelet B. Implant biomechanics in grafted sinus: A finite element analysis. *J Oral Implantol.* 2004;30:59-68.
25. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2001;85:585-98.
26. Li T, Yang X, Zhang D, Zhou H, Shao J, Ding Y, Kong L. Analysis of the biomechanical feasibility of a wide implant in moderately atrophic maxillary sinus region with finite element method. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* 2012; 114:1–8.
27. Schuller-Gotzburg P, Entacher K, Petutschnigg A, Pomwenger W, Watzinger F. Sinus elevation with a cortical bone graft block: a patient-specific three-dimensional finite element study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012;27:359- 68.
28. Pattijn V, Van Lierde C, Van der Perre G, Naert I, Vander Sloten J. The resonance frequencies and mode shapes of dental implants: rigid body behaviour versus bending behaviour. A numerical approach. *J Biomech.* 2006;39:939–47.
29. Rubo JH, Capello Souza EA. Finite-element analysis of stress on dental implant prosthesis. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2010; 12:105-13.
30. Junqueira LC, Carneiro J, Kelly RO. *Basic Histology.* 7th ed. USA: Appleton and Lange. 170-175, 1992.

31. Fernández-Tresguerres-Hernández-Gil I, Alobera-Gracia MA, del-Canto-Pingarrón M, Blanco-Jerez L. Physiological bases of bone regeneration I. Histology and physiology of bone tissue. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2006;11:47-51.
32. Premnath K, Sridevi J, Kalavathy N, Nagaranjani P, Sharmila MR. Evaluation of stress distribution in bone of different densities using different implant designs: a three-dimensional finite element analysis. *J Indian Prosthodont Soc*. 2013;13:555-9.
33. Fanuscu MI, Chang TL. Three-dimensional morphometric analysis of human cadaver bone: microstructural data from maxilla and mandible. *Clin Oral Implants Res*. 2004 ;15:213-8.
34. Lindhe J, Bressan E, Cecchinato D, Corrá E, Toia M, Liljenberg B. Bone tissue in different parts of the edentulous maxilla and mandible. *Clin Oral Implants Res*. 2013;24 :372-7.
35. Schropp L, Wenzel A, Kostopoulos L, Karring T. Bone healing and soft tissue contour changes following single-tooth extraction: a clinical and radiographic 12-month prospective study. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2003;23:313-23.
36. Linkow LI, Chercheve R: Theories and techniques of oral implantology, vol 1, St Louis, 1970, Mosby. (Ed: Tulunoğlu İF) Ankara 134-137, 2011.
37. Lekholm U, Zarb GA: Patient selection and preparation. In Branemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T, editors: Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry, Chicago, 1985, Quintessence. (Ed: Tulunoğlu İF) Ankara 134-137, 2011.
38. Misch CE. Contemporary Implant Dentistry. Günümüz Diş Hekimliğinde İmplantoloji. 3rd ed. Çeviren: Tulunoğlu İF, Atlas Kitapçılık Tic. Ltd. Şti., Ankara, 3-4, 17-18, 31, 133-137, 163-164, 391, 546-548, 647-663, 2011.
39. Misch CE, Degidi M. Five-year prospective study of immediate/early loading of fixed prostheses in completely edentulous jaws with a bone quality-based implant system. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2003;5:17-28.
40. Güven O, Kaymak TE. İmplantolojide maksiller sinüsün önemi ve sinüs lifting işlemleri. *Türkiye Klinikleri J Dental Sci-Special Topics*. 2010;1:31-9.

41. Drake RL. Gray's Anatomy. Gray's Anatomi Atlası. 4th ed. Çeviren: İlgi S, Yıldırım M, Güneş Tıp Yayıncılık Ltd. Şti., Ankara,972, 2007.
42. Sheid RC.Woelfel's Dental Anatomy.Woelfel'in Diş Anatomisi.7th ed.Çeviren: İlgi S, Güneş Tıp Yayıncılık Ltd.Şti., Ankara,19, 2010.
43. Rajkumar GC, Aher V, Ramaiya S, Manjunath GS, Kumar DV. Implant placement in the atrophic posterior maxilla with sinus elevation without bone grafting: a 2-year prospective study. Int J Oral Maxillofac Implants. 2013;28:526-30.
44. Ahn SJ, Leesungbok R, Lee SW, Heo YK, Kang KL. Differences in implant stability associated with various methods of preparation of the implant bed: an in vitro study. J Prosthet Dent . 2012;107:366-72.
45. Balshi TJ, Wolfinger GJ, Balshi SF 2nd. Analysis of 356 pterygomaxillary implants in edentulous arches for fixed prosthesis anchorage. Int J Oral Maxillofac Implants 1999; 14:398-406.
46. Herrmann I, Lekholm U, Holm S, Kultje C. Evaluation of patient and implant characteristics as potential prognostic factors for oral implant failures. Int J Oral Maxillofac Implants. 2005;20:220-30.
47. Jung JH, Choi BH, Jeong SM, Li J, Lee SH, Lee HJ. A retrospective study of the effects on sinus complications of exposing dental implants to the maxillary sinus cavity. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2007;103: 623-25.
48. Woo I, Le BT. Maxillary sinus floor elevation: review of anatomy and two techniques. Implant Dent. 2004;13:28-34.
49. Kim S, Kim S, Choi H, Woo D, Park YB, Shim JS, Kim HS, Lee KW. A three-dimensional finite element analysis of short dental implants in the posterior maxilla. Int J Oral Maxillofac Implants. 2014;29:155-64.
50. Karabudak F,Zamanlou H,Yeşildal R, Bayındır F,Şen S. Düz ve açılı abutmentlere sahip titanyum ve zirkonyum dental implantların gerilme analizlerinin karşılaştırılması Mühendis ve Makine. 2014; 55: 34-42.
51. The glossary of prosthodontic terms. J Prosthet Dent. 2005;94:10-92.
52. Dağ M, Karaçaylı Ü. Dental implantlarda yapısal ve yüzey özellikleri. Atatürk Üniv. Diş Hek Fak Derg. 2015;25: 119-27.

53. Jokstad A, Braegger Urs, Brunski J.B, Carr A.B, Naert I, Wennerberg A. Quality of dental implants. *Int Dent J.* 2003;6:409-43.
54. Ben Hadj Hassine M , Bucci P, Gasparro R, Di Lauro AE, Sammartino G. Safe approach in "All-on-four" technique: a case report. *Ann Stomatol (Roma).* 2015;5:142-5.
55. Abdulhadi LM. Prosthetic management and analysis of combined extraoral-intraoral maxillofacial defects complicated with microstomia. A report of three cases. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 2014;22:167-73.
56. Sullivan RM. Implant dentistry and the concept of osseointegration: a historical perspective. *J Calif Dent Assoc.* 2001;29:737-45.
57. Gaviria L, Salcido JP, Guda T, Ong JL. Current trends in dental implants. *J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg.* 2014;40:50-60.
58. Abraham CM. A brief historical perspective on dental implants, their surface coatings and treatments. *Open Dent J.* 2014;8:50-5.
59. Atilla G. A rare find in Anatolia--a tooth implant (mid-sixth century B.C.). *J Oral Implantol.* 1993;19 :54-7.
60. Tez Z. *Tıbbın Gizemli Tarihi. İkinci baskı. Hayykitap yayıncılık, İstanbul; 242,2010.*
61. Linkow LI, Miller RJ. Immediate loading of endosseous implants is not new, *Journal of Oral Implantol.*2004;30:314-7.
62. Şahin C, Korkmaz C,Uzun G.Osseointegrasyon,yüzey pürüzlülüğü ve nanoteknoloji derleme Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg. 2015;13:174-181.
63. Ataoğlu H. Kemik içi dental implantların klinik radyolojik ve mikrobiyolojik olarak incelenmesi. Doktora tezi, Selçuk Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü Konya, 2005.
64. Harford JE, Islam S. Adult oral health and dental visiting in Australia : results from the National Dental Telephone Interview Survey 2010 1st ed. Canberra: Australian Institute of Health and Welfare, Australia; 27-31 ,2013.
65. Baran İ, Bulut AC. Geriatrik hastalarda protetik tedavi alternatifleri. *Turkish J Geriatrics.* 2009; 13: 67-72.
66. Haştar E, Yılmaz HH, Orhan H. Dişsiz yaşlı hastalarda panoramik radyografik bulguları. *SDÜ Sağlık Bil Ens Derg.* 2010; 1: 82-87.

67. Akşit S, Mandalı G, Biçer AZ. Geriatrik hastalar ve implant Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg. 2012;5 :52-57.
68. Türker M, Yücetaş Ş. Ağız ,Diş ve Çene Hastalıkları Cerrahisi. Üçüncü baskı. Matbaacılık Özyurt Hizmetleri, Ankara;501-506,2004.
69. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. Int J Oral Maxillofac Implants. 1986 ;1:11-25.
70. Geng JP, Ma QS, Xu W, Tan KB, Liu GR. Finite element analysis of four thread-form configurations in a stepped screw implant. J Oral Rehabil. 2004;31:233-9.
71. Şenel FV, Soydan SS, Ersöz E, Yılmaz D. Farklı tipte endosteal implantların, farklı kuvvetler altında çevre kemikte oluşturduğu değişikliklerin üç boyutlu modelleme ve sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmesi. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg. 2010;20:25-33.
72. Desai SR, Singh R, Karthikeyan I. 2D FEA of evaluation of micromovements and stresses at bone-implant interface in immediately loaded tapered implants in the posterior maxilla. J Indian Soc Periodontol. 2013;5:637-43.
73. Jackson BJ. Small diameter implants: specific indications and considerations for the posterior mandible: a case report. J Oral Implantol. 2011;37:156-64.
74. Morand M, Irinakis T. The challenge of implant therapy in the posterior maxilla: Providing a rationale for the use of short implants. J Oral Implantol. 2007;33:257-66.
75. Griffin TJ, Cheung WS. The use of short, wide implants in posterior areas with reduced bone height: a retrospective investigation. J Prosthet Dent. 2004;92:139-44.
76. Renouard F, Nisand D. Impact of implant length and diameter on survival rates. Clin Oral Implants Res. 2006;17:35-51.
77. Ferrigno N, Laureti M, Fanali S, Grippaudo G. A long-term follow-up study of non-submerged ITI implants in the treatment of totally edentulous jaws. Part I: Ten-year life table analysis of a prospective multicenter study with 1286 implants. Clin Oral Implants Res. 2002;13: 260-73.

78. Guljé F, Abrahamsson I, Chen S, Stanford C, Zadeh H, Palmer R. Implants of 6 mm vs.11 mm lengths in the posterior maxilla and mandible:a 1-year multi center randomized controlled trial. *Clin Oral Implants Res.* 2013 ;24:1325-31.
79. Smith DC. Dental implants: materials and design considerations. *Int J Prosthodont.* 1993;6:106-17.
80. Sykaras N, Lacopino AM, Marker VA, Triplett RG, Woody RD. Implant materials, designs, and surface topographies: their effect on osseointegration. A literature review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15,:675–90.
81. Osman RB , Swain MV. A critical review of dental implant materials with an emphasis on titanium vs zirconia. *Materials.* 2015;8:932-58.
82. Uzun İH, Bayındır F. Dental uygulamalarda titanyum ve özellikleri. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.*2010;20:213-20.
83. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Brånemark PI, Jemt T. Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int. J. Oral Maxillofac Implants.* 1990: 5:347-59.
84. Niinomi M. Mechanical properties of biomedical titanium alloy. *Mat Sci Eng A .* 1998;243: 231-6.
85. Wang RR, Fenton A. Titanium for prosthodontic applications: a review of the literature. *Quintessence Int.* 1996 ;27:401-8.
86. Duymuş ZY, Güngör H. Dental implant materyalleri. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.*2013;23:145-52.
87. Lacefield WR. Current status of ceramic coatings for dental implants. *Implant Dent.* 1998;7:315-22.
88. Duraccio D, Mussano, Faga MG. Biomaterials for dental implants: current and future trends. *J Mater Sci.* 2015;14: 4779-812.
89. Koçak A, Türker ŞB. Diş hekimliğinde Zirkonyum. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2006;16:41-45.
90. Schultze-Mosgau S, Schliephake H, Radespiel Tröger M, Neukam W. Osseointegration of endodontic endosseous cones. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2000;89:91-8.
91. Boening KW, Wolf BH, Schmidt AE, Kästner K, Walter MH. Clinical fit of Procera All Ceram crowns. *J Prosthet Dent.* 2000;84:419-24.

92. Boundrias P, Shoghiikian E, Morin E, Hutnik P. Esthetics option for the implant- supported single- tooth restoration-treatment sequence with a ceramic abutment. *J Can Dent Assoc.* 2001;67:508-14
93. Saldana JM, Ramirez H, Vigueras DJ, Iga T, Schneider GA. Mechanical properties and lowtemperature aging of tetragonal zirconia polycrystals processed by hot isostatic pressing. *J Mater Res* 2003;18: 2415-26.
94. Stach RM, Kohles SS. A meta-analysis examining the clinical survivability of machined-surfaced and osseotite implants in poor-quality bone. *Implant Dent.* 2003; 12:87–96.
95. Al-Nawas B, Hangen U, Duschner H, Krummenauer F, Wagner W. Turned, machined versus double-etched dental implants in vivo. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2007;9: 71–8.
96. Buser D, Schenk RK, Steinmann S, Fiorellini JP, Fox C, Stich H. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. *J Biomed Mater Res.* 1991;25:889-902.
97. Ellingsen JE, Thomsen P, Lyngstadaas SP. Advances in dental implant materials and tissue regeneration. *Periodontol 2000.* 2006;41:136–56.
98. Bagnò A, Di Bello C. Surface Treatments roughness properties of Ti-based biomaterials. *J Mater Sci Mater Med.* 2004;15:935-49.
99. Novaes AB Jr, de Souza SL, de Barros RR, Pereira KK, Iezzi G, Piattelli A. Influence of Implant Surfaces on Osseointegration. *Braz Dent J.* 2010; 21:471-81.
100. Le Guéhennec L, Soueidan A, Layrolle P, Amouriq Y. Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dental Mater.* 2007;23:844–54.
101. Kim KH, Ramaswamy N. Electrochemical surface modification of titanium in dentistry. *Dent Mater J.* 2009;28:20-36.
102. Rautray TR, Narayanan R, Kwon TY, Kim KH. Surface modification of titanium and titanium alloys by ion implantation. *Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2010 ;93:581-91.

103. Palmquist A, Omar OM, Esposito M, Lausmaa J, Thomsen P. Titanium oral implants: surface characteristics, interface biology and clinical outcome. *J R Soc Interface*. 2010;7:515–27.
104. Lee Y, Cui D, Jeon H, Chung H, Park Y, Kim O, Kim Y. Surface characteristics of thermally treated titanium surfaces. *J Periodontal Implant Sci* 2012;42:81-7.
105. Cooper LF. Biologic determinants of bone formation for osseointegration: clues for future clinical improvements. *J Prosthet Dent*. 1998; 80:439-49.
106. Hansson HA, Albrektsson T, Brånemark PI. Structural aspects of the interface between tissue and titanium implants. *J Prosthet Dent*. 1983 ;50:108-13.
107. Chang PC, Seol YJ, Kikuchi N, Goldstein SA, Giannobile WV. Functional apparent moduli as predictors of oral implant osseointegration dynamics. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2010;94:118-26.
108. Albrektsson T. Hard tissue implant interface. *Australian Dent J*. 2008;53:34–8.
109. Gonçalves TM , Vilanova LS, Gonçalves LM, Rodrigues Garcia RC. Effect of complete and partial removable dentures on chewing movements. *J Oral Rehabil*. 2014;41:177-83.
110. Davarpanah M, Martinez H. *Clinical Manual of Implant Dentistry. Oral İmplantoloji Klinik El Kitabı*. 3rd ed. Çeviren: Pamuk S, Anıl A., Quintessence Yayıncılık Ltd. Şti., İstanbul, 18, 2004.
111. Holst S, Blatz MB, Hegenbarth E, Wichmann M, Eitner S. Prosthodontic considerations for predictable single-implant esthetics in the anterior maxilla. *J Oral Maxillofac Surg* .2005; 63: 89–96.
112. Levin L, Pathael S, Dolev E, Schwartz-Arad D. Aesthetic versus surgical success of single dental implants: 1- to 9-year follow-up. *Pract Proced Aesthet Dent* .2005; 17: 533–8.
113. Ozkurt Z, Kazazoğlu E. Clinical success of zirconia in dental applications. *J Prosthodont*. 2010;19:64-8.
114. Ardlin BI. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low temperature aging on the flexural strength and surface structure. *Dent Mater* .2002;18:590-95.



115. Mitsias ME, Silva NR, Pines M, Stappert C, Thompson VP. Reliability and fatigue damage modes of zirconia and titanium abutments. *Int J Prosthodont.* 2010;23:56-9.
116. Millen C, Brägger U, Wittneben JG. Influence of prosthesis type and retention mechanism on complications with fixed implant-supported prostheses: a systematic review applying multivariate analyses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2015 ;30:110-24.
117. Sailer I, Muhlemann S, Zwahlen M, Hammerle CH, Schneider D. Cemented and screw-retained implant reconstructions: A systematic review of the survival and complication rates. *Clin Oral Implants Res.*2012;23:163–201.
118. Wittneben JG, Millen C, Brägger U. Clinical performance of screw versus cement-retained fixed implant-supported reconstructions: A systematic review. *Int J Oral Maxillofac.* 2014;29:84-98.
119. Shadid R, Sadaqa N. A comparison between screw- and cement retained implant prostheses. A literature review. *J Oral Implantol.* 2012;38:298-307.
120. White SN, Zhao XY, Zhaokun Y, Li ZC. Cyclic mechanical fatigue of a feldspathic dental porcelain. *Int J Prosthodont.* 1995;8(5):413-20.
121. Gökçe HS, Beydemir B. Yüksek dirençli seramik sistemlerin dayanıklılığı. *Gülhane Tıp Derg.* 2002;44: 457-463.
122. Walton TR. A 10-year longitudinal study of fixed prosthodontics: clinical characteristics and outcome of single unit metal-ceramic crowns. *Int J Prosthodont.* 1999;12:519-26.
123. Wildgoose DG, Johnson A, Winstanley RB. Glass/ceramic/refractory techniques their development and introduction into dentistry: A historical literature review. *J Prosthet Dent.* 2004;91:136-43.
124. Antunes RP, Magalhaes F, Matsumoto W, Orsi IA. Anterior esthetic rehabilitation of all-ceramic crowns: a case report. *Quintessence Int.* 1998, 29: 38-40.
125. Oktay HG. Tüm Seramik Sistemler. *E Ü Diş Hek Fak Derg.* 2003;24:11-16.
126. Beydemir B, Dalkız M. Dişhekimliğinde Laboratuvar Uygulamaları dördüncü baskı GATA Basımevi ;Ankara; 94-95,2003.

127. Yıldırım MP. Farklı Kuron Alt Yapı Tasarımlarının Marjinal Uyumlarının Karşılaştırılması Ve İnternal Uyumlarının Değerlendirilmesi. Atatürk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Erzurum, 2013.
128. Yavuzyılmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam Porselen Sistemleri I. GÜ Dişhek Fak Derg. 2005;22 :41-48.
129. Coşkun A. Farklı Metal Desteksiz Porselen Sistemlerinin Kenar Uyumu ve Mikrosızıntıya Etkisi ile Eğilme Dayanıklılıklarının İncelenmesi, Doktora Tezi, Cumhuriyet Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Sivas, 2002.
130. Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. J Am Dent Assoc. 1997;128: 297-30.
131. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in Dentistry: historical roots and current perspectives. J Prosthet Dent. 1996;75:18-32.
132. Giordano R, McLearn EA. Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. Compend Contin Educ Dent. 2010;31:195-203.
133. Shenoy A, Shenoy N. Dental Seramics: an update. J Conserv Dent. 2010;13:195-203.
134. Dong JK, Luthy H, Wohlwend A, Schärer P. Heat-pressed ceramics: technology and strength. Int J Prosthodont. 1992; 5: 9-16.
135. Kelly JR. Dental Ceramics: current thinking and trends. Dent Clin North Am. 2004; 48:513-530.
136. Vagkopoulou T, Koutayas SO, Koidis P, Strub JR. Zirconia in dentistry: part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. Eur J Esthet Dent 2009;4:130-51.
137. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. Dent Mater. 2008;24:299-307.
138. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. J Prosthet Dent. 2007;98:389-404.
139. Hisbergues M, Vendeville S, Vendeville P. Zirconia: established facts and perspectives for a biomaterial in dental implantology. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2009;88:519-29.

140. Triwatana P, Nagaviroj N, Tulapornchai C. Clinical performance and failures of zirconia-based fixed partial dentures: a review literature. *J Adv Prosthodont.* 2012;4:76-83
141. Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *J Dent.* 2007;35:819-26.
142. Çelik M, Bural C, Bayraktar G. Diş hekimliğinde zirkonya uygulamaları Atatürk Üniv Derg. 2014;8:106-16.
143. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness, and microstructure of a selection of all-ceramic materials: part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater.* 2004;20:449–56.
144. Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dent Mater* 2008;24:289-98.
145. Raigrodski AJ, Hillstead MB, Meng GK, Chung KH. Survival and complications of zirconia-based fixed dental prostheses: a systematic review. *J Prosthet Dent.* 2012 ;107: 170-7.
146. Al-Amleh B, Lyons K, Swain M. Clinical trials in zirconia: a systematic review. *J Oral Rehabil.* 2010; 37:641–52.
147. Bremer F, Grade S, Kohorst P, Stiesch M. In vivo biofilm formation on different dental ceramics. *Quintessence Int.* 2011;42:565-74.
148. Zhang Y, Lee JJ, Srikanth R, Lawn BR. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dent Mater.* 2013;29:1201-8.
149. Guess PC, Bonfante EA, Coelho P, Ferencz JL, Silva NR. All ceramic systems: laboratory and clinical performance. *Dent Clin North Am.* 2011;55:333–52.
150. Nordhal N, Vult von Steyern P, Larsson C. Fracture strength of ceramic monolithic crown systems of different thickness. *J Oral Sci.* 2015;57: 255-61.
151. Borelli B, Sorrentino R, Goracci C, Amato M, Zarone F, Ferrari M. Evaluating residual dentin thickness following various mandibular anterior tooth preparations for zirconia full-coverage single crowns: an in vitro analysis. *Int J Periodontics Restor Dent.* 2015;35: 41-7.
152. Lan TH, Liu PH, Chou MM, Lee HE. Fracture resistance of monolithic zirconia crowns with different occlusal thicknesses in implant prostheses. *J Prosthet Dent.* 2016;115:76-83.

153. Abdulmajeed AA, Lim KG, Närhi TO, Cooper LF. Complete-arch implant-supported monolithic zirconia fixed dental prostheses: A systematic review. *J Prosthet Dent.* 2016 ;115:672-7.
154. Peck CC. Biomechanics of occlusion--implications for oral rehabilitation. *J Oral Rehabil.* 2016 ;43:205-14.
155. Baggi L, Cappelloni I, Maceri F, Vairo G. Stress-based performance evaluation of osseointegrated dental implants by finite-element simulation. *Simulation Modelling Practice and Theory.* 2008;16: 971-87.
156. Okumura N, Stegaroiu R, Nishiyama H, Kurokawa K, Kitamura E, Hayashi T, Nomura S. Finite element analysis of implant embedded maxilla model from CT data: comparison with the conventional model. *J Prosthodont Res.* 2011;55:24-31.
157. Soykan E, Ünsal E, Eskitaşçıoğlu G, Bağış N. Dental implantların biyomekaniği ve sonlu elemanlar stres analiz yöntemi uygulamaları *A Ü Diş Hek Fak Derg.* 2013;39: 87-95.
158. Assunção WG, Barão VA, Tabata LF, Gomes EA, Delben JA, dos Santos PH. Biomechanics studies in dentistry : bioengineering applied in oral implantology *The journal of craniofacial surgery* 2009;20:1173-7 .
159. Nalban L .Bar ve topuz ara bağlayıcı kullanılan,vida tip silindirik implant destekli total protezlerde kemikteki kuvvet dağılımının fotoelastik yöntem ile araştırılması. *GÜ Dişhek Fak Derg.* 1998;15:115-9.
160. Korkmaz T. Dişhekimliğinde holografi .*Atatürk Üniv Diş Derg.* 1998;2:81-5.
161. Puškar T, Jevremović D, Blažić L,Vasiljević D , Pantelić D, Murić B, Trifković B. Holographic interferometry as a method for measuring strain caused by polymerization shrinkage of dental composite . *Contemp mater.* 2010;1:105-11.
162. Çömlekoğlu E. Güçlendirilmiş dental seramiklerin vickers sertlikleri ve yük altında kırılma davranışları. *Cumhuriyet Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2009;12: 119-23.
163. Wang XG, Crupi V, Guo X.L, Zhao YG. Quantitative thermographic methodology for fatigue assessment and stress measurement. *Int J of Fatigue.* 2010;30:1970-6.

164. Alnıaçık G, Tak Ö, Sarıdağ S. Dişhekimliğinde kullanılan stres analiz yöntemleri. Dicle Dişhek Derg. 2013;2:272-8.
165. Fish J, Belytschko T. A First Course in Finite Elements. 1th ed. John Wiley & Sons, Chichester, England, 1-9,222-225, 2007.
166. Güler MS, Şen S. Sonlu Elemanlar yöntemi hakkında genel bilgiler Ordu Üniv Bil Tek Derg. 2015;5: 56-66.
167. Alkan I , Sertgöz A, Ekici B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. J Prosthet Dent. 2004;91:319-25.
168. Yang HS , Lang LA, Molina A, Felton DA. The effects of dowel design and load direction on dowel-and-core restorations. J Prosthet Dent. 2001;85:558-67.
169. Gokhale NS, Practical finite element analysis, Finite to Infinite,1-140,2008.
170. Almeida EO, Rocha EP, Freitas Júnior AC, Anchieta RB, Poveda R, Gupta N, Coelho PG. Tilted and short implants supporting fixed prosthesis in an atrophic maxilla:a 3D-FEA biomechanical evaluation. Clin Implant Dent Relat Res.2015;17:332-42.
171. Ramoğlu S,Ozan O. Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analizi yöntemi. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg. 2014;9:175-80.
172. Şahin MK. Dört farklı cam fiber postun *in vitro* bükülme dirençlerinin ve sonlu eleman metodu ile stres dağılımlarının analizi. Doktora tezi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 2008.
173. Adıgüzel Ö. Sonlu elemanlar analizi. Dicle Diş Hek Derg. 2010;11:18-22.
174. Koçak A.Cercon Zirconia sistemi ile yapılan posterior sabit protezlerin uzun dönem klinik başarılarının incelenmesi. Doktora Tezi, Marmara Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 2006.
175. Şeker E. Greftlenmiş ve greftlenmemiş posterior maksillada uygulanan implant destekli farklı tasarımlı sabit protezlerin destek dokulardaki etkilerinin üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmesi. Doktora Tezi, Yakın Doğu Üniversitesi , Sağlık Bilimleri Enstitüsü,Lefkoşe, 2011.

176. Lee JY, Ryu HR, Park YT. Finite element implementation for computer-aided education of structural mechanics: Mohr's circle and its practical use. *Comp Applic Eng Educ.* 2014;22:494-508.
177. Greaves GN, Greer AL, Lakes RS, Rouxel T. Poisson's ratio and modern materials. *Nat Mater.* 2011;10:823-37.
178. Çelik G, Uludağ B. Photoelastic Stress Analysis of various retention mechanisms on 3-implant-retained mandibular overdentures. *J Prosthet Dent.* 2007;97:229-35.
179. Pegoretti A, Fambri L, Zappini G, Bianchetti M. Finite element analysis of a glass fibre reinforced composite endodontic post. *Biomaterials.* 2002; 23: 2667-82.
180. Amornvit P, Rokaya D, Keawcharoen K, Thongpulsawasdi N. Stress distribution in implant retained finger prosthesis: a finite element study. *J Clin Diagn Res.* 2013; 7:2851-4.
181. Özdemir NÖ. Sonlu Elemanlar Yöntemi İle Yorulma Mekanik ve Uygulamaları. Bitirme Tezi, Karadeniz Teknik Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Trabzon, 2009.
182. Pençe E. Eğitim Amaçlı ANSYS öğretimi ve uygulama örnekleri .Bitirme Tezi Zonguldak 2007 Bitirme Çalışması, Zonguldak Karaelmas Üniversitesi, Karabük Teknik Eğitim Fakültesi, Zonguldak ,2009.
183. Bölükbaşı N. Anterior maksillada farklı lokalizasyonlarda uygulanan dental implantların çene kemiğindeki kuvvet dağılımına etkisinin sonlu elemanlar analizi yöntemi ile incelenmesi. Doktora tezi, İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 2008.
184. Magne P. Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data. *Dent Mater.* 2007;23:539-48.
185. Sevimay M, Turhan F, Kılıçaslan MA, Eskitaşçıoğlu G. Three-dimensional finite element analysis of the different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *J Prosthet Dent.* 2005; 93: 227–34.
186. Çağlar A, Aydın C, Yılmaz C, Korkmaz T. Effects of mesio distal inclination of implants on stress distribution in implant-supported fixed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 2006;21:36–44.

187. Barbier L, Vander Sloten J, Krzesinski G, Schepers E, Van der Perre G. Finite element analysis of non-axial versus axial loading of oral implants in the mandible of the dog. *J Oral Rehabil.* 1998; 25: 847-858.
188. Michailidis N, Karabinas G, Tsouknidas A, Maliaris G, Tsipas D, Koidis P. A FEM based endosteal implant simulation to determine the effect of peri-implant bone resorption on stress induced implant failure. *Biomed Mater Eng.* 2013; 23: 317-27.
189. Boschian Pest L, Guidotti S, Pietrabissa R, Gagliani M. Stress distribution in a post-restored tooth using the three-dimensional finite element method. *J Oral Rehabil.* 2006; 33: 690-7.
190. Roychowdhury A, Pal S, Saha S. Stress analysis of an artificial temporal mandibular joint. *Crit Rev Biomed Eng .* 2000; 28: 411-20.
191. Sannino G, Pozzi A, Schiavetti R, Barlattani A. Stress distribution on a three-unit implant-supported zirconia framework. A 3D finite element analysis and fatigue test. *Oral Implantol (Rome).* 2012 ;5:11-20.
192. Misch CE, Perel ML, Wang HL, Sammartino G, Galindo-Moreno P, Trisi P, Steigmann M, Rebaudi A, Palti A, Pikos MA, Schwartz-Arad D, Choukroun J, Gutierrez-Perez JL, Marenzi G, Valavanis DK. Implant Success, Survival, and Failure: The International Congress of Oral Implantologists(ICOI) Pisa Consensus Conference. *Implant Dent.* 2008;17:5-15.
193. Karthik K , Sivakumar, Sivaraj, Thangaswamy V. Evaluation of implant success: a review of past and present concepts. *J Pharm Bioallied Sci.* 2013;5:117-9.
194. Isidor F. Influence of forces on peri-implant bone. *Clinic Oral Implant Res.* 2006;2: 8–18.
195. Hobkirk JA, Wiskott HW. Biomechanical aspects of oral implants: consensus report of working group 1. *Clin Oral Implants Res.* 2006 ;17:52-4.
196. Ozen J, Caglar A, Beydemir B, Aydin C, Dalkiz M. Three-dimensional finite element stress analysis of different core materials in maxillary implant-supported fixed partial dentures. *Quintessence Int.* 2007 ;38:355-63.
197. Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis—a two

- dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *J Oral Implantol.* 1998;24:80-8.
198. Şeker E, Ulusoy M, Ozan O, Doğan DÖ, Seker BK. Biomechanical effects of different fixed partial denture designs planned on bicortically anchored short, graft-supported long, or 45-degree–inclined long implants in the posterior maxilla: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014;29:1-9.
199. Frisardi G , Barone S, Razionale AV, Paoli A, Frisardi F, Tullio A, Lumbau A, Chessa G. Biomechanics of the press-fit phenomenon in dental implantology: an image-based finite element analysis. *Head Face Med.* 2012 ;29:8-18.
200. Schwitalla AD, Abou-Emara M, Spintig T, Lackmann J, Müller WD. Finite element analysis of the biomechanical effects of PEEK dental implants on the peri-implant bone. *J Biomech.* 2015;48:1-7.
201. Meijer HJ, Starmans FJ, Bosman F, Steen WH. A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *J Oral Rehab.* 1993;20:147-57.
202. Sato Y, Teixeira ER, Shindoi N, Wadamoto M, Akagawa Y. Effect of bone length on stress distribution in implant finite element analysis. *J Dent Res.* 1997; 76:32-8.
203. De Tolla DH, Andreana S, Patra, A, Buhite R, Comella B. The role of the finite element model in dental implants. *J Oral Implant.* 2000;26: 77-81.
204. Kitagawa T, Tanimato Y, Nemoto K, Aida M. Influence of cortical bone quality on stress distribution in bone around dental implant. *Dent Mater J,* 2005; 24: 219-24.
205. Sağat G. Üst çene total dişsizlik vakaları için implant destekli sabit protez uygulamalarında farklı alveol ark formları ve implant pozisyonlarının implantlar çevresindeki stres dağılımına olan etkisinin fem analiz yöntemiyle araştırılması. Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi ,Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 2002.



206. Freedman M, Ring M, Stassen LF. Effect of alveolar bone support on zygomatic implants in an extra-sinus position--a finite element analysis study *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2015 ;44:785-90.
207. Goiato MC, dos Santos DM, Santiago JF Jr , Moreno A, Pellizzer EP. Longevity of dental implants in type IV bone: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2014 ;43:1108-16.
208. Bahat O. Bra°nemark system implants in the posterior maxilla: clinical study of 660 implants followed for 5–12 years. *Int J Oral Maxillofac Implant.*2000;15: 646-53.
209. Alsaadi G, Quirynen M, Komarek A, van Steenberghe D. Impact of local and systemic factors on the incidence of oral implant failures, up to abutment connection. *J Clin Periodontol.* 2007;34:610–7.
210. Fischer K, Backstrom M, Sennerby L. Immediate and early loading of oxidized tapered implants in the partially edentulous maxilla: a 1-year prospective clinical, radiographic, and resonance frequency analysis study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2009;11:69–80.
211. Bergkvist G, Sahlholm S, Nilner K, Lindh C. Implant-supported fixed prostheses in the edentulous maxilla. A 2-year clinical and radiological follow-up of treatment with non-submerged ITI implants. *Clin Oral Implants Res.* 2004; 15:351-9.
212. Collaert B, DeBruyn H. Immediate functional loading of TiOblast dental implants in fullarch edentulous maxillae: a 3-year prospective study. *Clin Oral Implants Res.* 2008;19:1254–60.
213. Friberg B, Ekstube A, Sennerby L. Clinical outcome of Bra°nemark system implants of various diameters: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 2002;17: 671–7.
214. Friberg B, Dahlin C, Widmark G, Ostman PO, Billstrom C. One-year results of a prospective multicenter study on Bra°nemark system implants with a Ti Unite surface. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2005;7:70-5.
215. Ganeles J, Zollner A, Jackowski J, ten Bruggenkate C, Beagle J, Guerra F. Immediate and early loading of Straumann implants with a chemically modified surface (SLActive) in the posterior mandible and maxilla: 1-year

- results from a prospective multicenter study. *Clin Oral Implants Res.* 2008;19:1119–28.
216. Glauser R, Ruhstaller P, Windisch S, Zembic A, Lundgren A, Gottlow J, et al. Immediate occlusal loading of Brånemark system TiUnite implants placed predominantly in soft bone: 4-year results of a prospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7:52–9.
  217. Grunder U, Polizzi G, Goene´ R, Hatano N, Henry P, Jackson WJ, et al. A 3-year prospective multicenter follow-up report on the immediate and delayed-immediate placement of implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;4:210-6.
  218. Ivanoff CJ, Grondahl K, Sennerby L, Bergstrom C, Lekholm U. Influence of variations in implant diameters: a 3- to 5-year retrospective clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 1999;14:173–80.
  219. Johns RB, Jemt T, Heath MR, Hutton JE, McKenna S, McNamara DC, et al. A multicenter study of overdentures supported by Brånemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:513–22 .
  220. Raghoobar GM, Friberg B, Grunert I, Hobkirk JA, Tepper G, Wendelhag I. Three-year prospective multicenter study on one-stage implant surgery and early loading in the edentulous mandible. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2003;5:39–46.
  221. Jaffin R, Berman CL. The excessive loss of Brånemark fixtures in type IV bone: a 5 year analysis. *J Periodontol.*1991; 62: 2–4.
  222. Engquist B, Bergendal T, Kallus T, Linden U. A retrospective multicenter evaluation of osseointegrated implants supporting overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implant.*1988; 3:129-34.
  223. Friberg B, Jemt T, Lekholm U. Early failures in 4,641 consecutively placed Branemark dental implants: a study from stage I surgery to the connection of completed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 1991;6: 142-6
  224. Orenstein IH, Synan WJ, Truhlar RS, Bone quality in patients receiving endosseous dental implants, DICRG Interim Report No 1. *Implant Dent.* 1994;3:90-94.

225. Esposito M, Hirsch J, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (II). Etiopathogenesis. *Eur J Oral Sci.* 1998; 106:721-64.
226. Esposito M, Hirsch J, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (I). Success criteria and epidemiology. *Eur J Oral Sci.* 1998; 106:527-51.
227. Friberg B, Nilson H, Olsson M, Palmquist C. The self-tapping Branemark implant: 5-year results of a prospective 3-center study. *Clin Oral Implants Res.* 1997;8:279-85.
228. Buser D, Mericske-Stern R, Bernard JP, Behneke A, Behneke N, Hirt HP, Belser UC, Lang NP. Long-term evaluation of non-submerged ITI implants. Part-1: 8-year life table analysis of prospective multi-center study with 2359 implants. *Clin Oral Implants Res.* 1997;8:161-172.
229. Holmes DC, Loftus JT. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. *J Oral Implantol.* 1997;23:104– 11.
230. Cochran DL. The scientific basis for and clinical experiences with Straumann implants including the ITI dental implant system: a consensus report. *Clin Oral Implants Res.* 2000;11:33–58.
231. Okumura N, Stegaroiu R, Kitamura E, Kurokawa K, Nomura S. Influence of maxillary cortical bone thickness, implant design and implant diameter on stress around implants: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthodont Res.* 2010;54:133–42.
232. Terzioğlu H, Kurşunoğlu S. Osseoentegre implantlarda; implant boyu ve çapının stres dağılımı üzerine etkisinin 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile incelenmesi. Bilimsel Araştırma Projesi, Ankara Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Ankara, 2011.
233. Tepper G, Haas R, Zechner W, Krach W, Watzek G. Three-dimensional finite element analysis of implant stability in the atrophic posterior maxilla: a mathematical study of the sinus floor augmentation. *Clin Oral Implants Res.* 2002;13:657-65.
234. Abuelenain DA, Ajaj R, El-Bab EI, Hammouda MM. Comparison of stresses generated within the supporting structures of mandibular second molars

- restored with different crown materials: 3-D finite element analysis (FEA). *J Prosthodont.* 2015;24:484-93.
235. Balkaya MC. *Implant Dent.* 2014;23:716-22. Investigation of influence of different implant size and placement on stress distribution with 3-dimensional finite element analysis.
236. Almeida EO, Rocha EP, Freitas AC Jr, Freitas MM Jr. Finite element stress analysis of edentulous mandibles with different bone types supporting multiple-implant superstructures. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 2010; 25:1108-14.
237. Bholla P, Jacob Jo L, Vamsi K, Ariga P. Influence of occlusal loading on stress patterns at the bone-implant interface by angulated abutments in the anterior maxilla: A three-dimensional finite-element study. *Journal of Dent Implant.* 2014;4:3-10.
238. Clelland NL, Lee JK, Bimbenet OC, Gilat A. Use of an axisymmetric finite element method to compare maxillary bone variables for a loaded implant. *J Prosthodont.* 1993;2:183-9.
239. Lin CL, Wang JC, Ramp LC, Liu PR. Biomechanical response of implant systems placed in the maxillary region under various conditions of angulation, bone density, and loading. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 2008;23:57-64.
240. Ostman PO, Hellman M, Sennerby L. Direct implant loading in the edentulous maxilla using a bone density-adapted surgical protocol and primary implant stability criteria for inclusion. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2005;7:60-9.
241. Rocci A, Martignoni M, Gottlow J. Immediate loading in the maxilla using flapless surgery, implants placed in predetermined positions, and prefabricated provisional restorations: a retrospective 3-year clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2003;5:29-36.
242. Fermergård R, Åstrand P. Osteotome sinus floor elevation without bone grafts—a 3-year retrospective study with Astra Tech implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012;14:198-205.
243. Tada S, Stegaroiu R, Kitamura E, Miyakawa O, Kusakari H. Influence of implant design and bone quality on stress/ strain distribution in bone around

- implants: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 2003; 18:357-68.
244. Pabst AM, Walter C, Ehbauer S, Zwiener I, Ziebart T, Al-Nawas B, Klein MO. Analysis of implant-failure predictors in the posterior maxilla: a retrospective study of 1395 implants. *J Craniomaxillofac Surg.* 2015;43:414-20.
  245. Lemos CA, Ferro-Alves ML, Okamoto R, Mendonça MR, Pellizzer EP. Short dental implants versus standard dental implants placed in the posterior jaws: A systematic review and meta-analysis. *J Dent.* 2016 ;47:8-17.
  246. Srinivasan M, Vazquez L, Rieder P, Moraguez O, Bernard JP, Belser UC. Efficacy and predictability of short dental implants (<8 mm): critical appraisal of the recent literature. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 2012; 27:1429-37.
  247. Annibeli S, Cristalli MP, Dell Aquila D, Bignozzi I, La Monaca G, Piloni A . Short dental implants: a systematic review. *J Dent Res.* 2012 ;91:25-32.
  248. Lai HC, Si MS, Zhuang LF, Shen H, Liu YL, Wismeijer D. Long-term outcomes of short dental implants supporting single crowns in posterior region: a clinical retrospective study of 5-10 years. *Clin Oral Implants Res.* 2013;24:230-7.
  249. Vidya Bhat S, Premkumar P, Kamalakanth Shenoy K. Stress distribution around single short dental implants. Finite element study *J Indian Prosthodont Soc.* 2014;14:161-7.
  250. Toniollo MB, Macedo AP, Rodrigues RC, Ribeiro RF, de Mattos Mda G. Three dimensional finite element analysis of stress distribution on different bony ridges with different lengths of Morse taper implants and prosthesis dimensions. *J Craniofac Surg.* 2012 ;23:1888-92.
  251. Bonnet AS, Postaire M, Lipinski P. Biomechanical study of mandible bone supporting a four-implant retained bridge: finite element analysis of the influence of bone anisotropy and food stuff position. *Med Eng Phys.* 2009 ;31:806-15.
  252. Silva-Neto JP, Pimentel MJ, Neves FD, Consani RL, Santos MB. Stress analysis of different configurations of 3 implants to support a fixed prosthesis in an edentulous jaw. *Braz Oral Res.* 2014;28:67-73.

253. Malo P, Rangert B, Nobre M. All-on-4 immediate function concept with Branemark System implants for completely edentulous maxillae: a 1-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2005;7:88-94.
254. Malo P, Rangert B, Nobre M. "All-on-Four" immediate function concept with Branemark System implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2003;5 :2-9.
255. Arévalo JX, Ouazzani W, Granados C. Retrospective clinical and radiographic evaluation of tilted implants used in the treatment of the severely resorbed edentulous maxilla. *Applied Osseo Res* 2002; 3:17-21.
256. Di P, Lin Y, Li JH, Luo J, Qiu LX, Chen B, Cui HY. The All-on-Four implant therapy protocol in the management of edentulous Chinese patients. *Int J Prosthodont.* 2013;26:509-16.
257. Taruna M, Chittaranjan B, Sudheer N, Tella S, Abusaad M. Prosthodontic perspective to all-on-4 concept for dental implants. *J Clin Diagn Res.* 2014;8:16-9.
258. Saleh Saber F, Ghasemi S, Koodaryan R, Babaloo A, Abolfazli N. The comparison of stress distribution with different implant numbers and inclination angles in all-on-four and conventional methods in maxilla: a finite element analysis. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects.* 2015;9:246-53.
259. Weinstein R, Agliardi E, Fabbro MD, Romeo D, Francetti L. Immediate rehabilitation of the extremely atrophic mandible with fixed full-prosthesis supported by four implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012;14:434-41.
260. Att W, Bernhart J, Strub JR. Fixed rehabilitation of the edentulous maxilla: possibilities and clinical outcome. *J Oral Maxillofac Surg.* 2009;67:60–73.
261. Francetti L, Romeo D, Corbella S, Taschieri S, Del Fabbro M. Bone level changes around axial and tilted implants in full arch fixed immediate restorations. Interim results of a prospective study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012;14:646-54.
262. Lan TH, Huang HL, Wu JH, Lee HE, Wang CH. Stress analysis of different angulations of implant installation: the finite element method. *Kaohsiung J Med Sci.* 2008 ;24:138-143.

263. Takahashi T, Shimamura I, Sakurai K. Influence of number and inclination angle of implants on stress distribution in mandibular cortical bone with All-on-4 Concept. *J Prosthodont Res.* 2010;54:179-84.
264. Krekmanov L, Kahn M, Rangert B, Lindström H. Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 2000;15:405-14.
265. Sertgöz A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant supported fixed prosthesis. *Int J Prosthodont.* 1997;10:19-27.
266. Gomes ÉA, Barão VA, Rocha EP, de Almeida ÉO, Assunção WG. Effect of metal-ceramic or all-ceramic superstructure materials on stress distribution in a single implant-supported prosthesis: three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011;26:1202-9.
267. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomater.* 1999; 20: 1–25.
268. Sailer I, Feher A, Filser F, Luthy H , Gauckler LJ, Scharer P. Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3-year follow-up. *Quintessence Int.* 2006;37:685-93 .
269. Vult von Steyern, P., Carlson, P., Nilner, K., 2005. All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon technique. A 2-year clinical study. *J. Oral Rehabil.* 32, 180-7.
270. Stawarczyk B, Frevert K, Ender A, Roos M, Sener B, Wimmer T. Comparison of four monolithic zirconia materials with conventional ones: contrast ratio, grain size, four-point flexural strength and two-body wear. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2016;59:128-38.
271. Heintze SD, Rousson V. Survival of zirconia- and metal- supported fixed dental prostheses: a systematic review. *Int J Prosthodont.* 2010;23:493–502.
272. Rinke S, Gersdorff, N , Lange, K, Roediger. Prospective evaluation of zirconia posterior fixed partial dentures: 7-year clinical results. *Int J Prosthodont.* 2013; 26:164–171.
273. Ferreira MB, Barão VA, Faverani LP, Hipólito AC, Assunção WG. The role

- of superstructure material on the stress distribution in mandibular full-arch implant supported fixed dentures. A CT-based 3D-FEA. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 2014;35:92-9.
274. Lawn BR, Deng Y, Lloyd IK, Janal MN, Rekow ED, Thompson VP. Materials Design of Ceramic-based Layer Structures for Crowns. *J Dent Res.* 2002;81:433-438.
275. Guven S, Beydemir K, Dundar S, Eratilla V. Evaluation of stress distributions in peri-implant and periodontal bone tissues in 3-and 5-unit tooth and periodontal bone tissues in 3-and 5- unit tooth and implant-supported fixed zirconia restorations by finite element analysis. *Eur J Dent.* 2015;9:329-39.
276. Stawarczyk B, Frevert K, Ender A, Roos M, Sener B, Wimmer T. Comparison of four monolithic zirconia materials with conventional ones: Contrast ratio, grain size, four-point flexural strength and two-body wear. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2016 ;59:128-38.
277. Jiang L, Liao Y, Wan Q, Li W, 2011. Effects of sintering temperature and particle size on the translucency of zirconium dioxide dental ceramic. *J Mater Sci Mater Med.* 2011; 22:2429-35.
278. Stawarczyk B, Emslander A, Roos M, Sener B, Noack F, Keul C. Zirconia ceramics, their contrast ratio and grain size depending on sintering parameters. *Dent Mater J.* 2014;33:591-8.
279. Øilo M , Kvam K , Gjerdet NR. Load at fracture of monolithic and bilayered zirconia crowns with and without a cervical zirconia collar *J Prosthet Dent.* 2016;115:630-6.
280. Carames J, Tovar Suinaga L, Yu YC, Pérez A, Kang M. Clinical Advantages and Limitations of Monolithic Zirconia Restorations Full Arch Implant Supported Reconstruction: Case Series . *Int J Dent.*2015;1:1-7.
281. Brunski JB, Puleo DA, Nanci A. Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants : current status and future developments. *Int J Oral Maxillofac implants.* 2000;15:15–46.
282. Wang TM, Leu LJ, Wang J, Lin LD. Effects of prosthesis materials and prosthesis splinting on peri-implant bone stress around implants in poor quality bone: A numeric analysis. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 2002;17:231–7.



283. Clelland NL, Seidt JD, Daroz LG, Mc Glumphy EA. Comparison of strains for splinted and nonsplinted implant prostheses using three-dimensional image correlation. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010 ;25:953-9.
284. ten Bruggenkate CM, Asikainen P, Foitzik C, Krekeler G, Sutter F. Short (6-mm) nonsubmerged dental implants: Results of a multicenter clinical trial of 1 to 7 years. *Int J Oral Maxillofac Implant*. 1998;13:791–8.
285. Palmer R, Palmer F, Smith B. A 5-year prospective study of Astra single tooth implants. *Clin Oral Implants Res* 2000; 11:179–182.
286. Puchades-Roman L, Palmer R, Palmer P, Howe L, Ide M, Wilson R. A clinical, radiographic, and microbiologic comparison of Astra Tech and Brånemark single tooth implants. *Clin Implant Dent Relat Res* 2000;2:78–84.
287. Norton MR. The Astra Tech single-tooth implant system: A report on 27 consecutively placed and restored implants. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1997; 17:575–583.
288. Solnit GS, Schneider RL. An alternative to splinting multiple implants: Use of the ITI system. *J Prosthodont* 1998;7:114–9.
289. Shigemitsu R, Ogawa T, Matsumoto T, Yoda N, Gunji Y, Yamakawa Y, Ikeda K, Sasaki K. Stress Distribution in the peri-implant bone with splinted and non-splinted implants by in vivo loading data-based finite element analysis.. *Odontology* 2013;101:222-6.
290. Yang TC, Maeda Y, Gonda T. Biomechanical rationale for short implants in splinted restorations: an in vitro study. *Int J Prosthodont*. 2011;24:130-2.
291. Nissan J, Ghelfan O, Gross M, Chaushu G. Analysis of load transfer and stress distribution by splinted and unsplinted implant-supported fixed cemented restorations. *J Oral Rehabil*. 2010;37:658-62.
292. Guichet DL, Yoshinobu D, Caputo AL. Effect of splinting and interproximal contact tightness on load transfer by implant restorations. *J Prosthet Dent*. 2002;87:528–35.
293. Misch C, Steigenga J. Short dental implants in posterior partial edentulism: a multicenter retrospective 6-year case series study. *J Periodontol*. 2006;77:1340-7.

294. Bevilacqua M, Tealdo T, Menini M, et al. The influence of cantilever length and implant inclination on stress distribution in maxillary implant-supported fixed dentures. *J Prosthet Dent* 2011;105:5–13.
295. Saleh Saber F, Ghasemi S, Koodaryan R, Babaloo A, Abolfazli N. The Comparison Of Stres Distribution With Different Implant Numbers And Inclination Angles In All-On-Four And Conventional Methods In Maxilla: A Finite Element Analysis. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects*. 2015;9:246-53.
296. Felice P, Pistilli R, Barausse C, Bruno V, Trullenque-Eriksson A, Esposito M. Short Implants as an alternative to crestal sinus lift: A 1-year multicentre randomised controlled trial. *Eur J Oral Implantol*. 2015;8:375-84.
297. Sierra-Sánchez JL, García-Sala-Bonmatí F, Martínez-González A, García-Dalmau C, Mañes-Ferrer JF, Brotons-Oliver A. Predictability of short implants (< 10 mm) as a treatment option for the rehabilitation of atrophic maxillae. A systematic review. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2016;21:392-402.
298. Serio FG. Clinical rationale for tooth stabilization and splinting. *Dent Clin North Am*. 1999;43:1–6.
299. Brunski JB, Puleo DA, Nanci A. Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants : current status and future developments. *Int J Oral Maxillofac implants*. 2000;15:15-46.
300. Grossmann Y, Finger IM, Block MS. Indications for splinting implant restorations. *J Oral Maxillofac Surg*. 2005;63: 1642-52.
301. Naert I, Koutsikakis G, Duyck J, Quirynen M, Jacobs R, van Steenberghe D. Biologic outcome of implant-supported restorations in the treatment of partial edentulism. part I: a longitudinal clinical evaluation. *Clin Oral Implants Res*. 2002;13:381-389.
302. Simon RL. Single implant-supported molar and premolar crowns: a ten-year retrospective clinical report. *J Prosthet Dent*. 2003;90:517–521.
303. Weber HP, Sukotjo C. Does the type of implant prosthesis affect outcomes in the partially edentulous patient? *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007;22:140–172.
304. Bender MF. Unsplinted crowns on implants in subantral augmented region: an evolution. *J Oral Implantol*. 1995; 2:121–131.

305. Vigolo P, Zaccaria M. Clinical evaluation of marginal bone level change of multiple adjacent implants restored with splinted and nonsplinted restorations: a 5-year prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010 ;25:1189-94.
306. Huang HL, Huang JS, Ko CC, Hsu JT, Chang CH, Chen MY. Effects of splinted prostheses supported a wide implant or two implants: A three-dimensional finite element analysis. *Clin Oral Implants Res* 2005;16:466–472.
307. Nissan J, Ghelfan O, Gross M, Chaushu G. Analysis of load transfer and stress distribution by splinted and unsplinted implant-supported cemented restorations. *J Oral Rehabil*. 2010 ;37:658-62.
308. Behnaz E, Ramin M, Abbasi S, Pouya MA, Mahmood F. The effect of implant angulation and splinting on stress distribution in implant body and supporting bone: A finite element analysis. *Eur J Dent*. 2015;9:311-8.
309. Rokni S, Todescan R, Watson P, Pharoah M, Adegbenbo AO, Deporter D. An assessment of crown-to-root ratios with short sintered porous-surfaced implants supporting prostheses in partially edentulous patients. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005;20:69-76.
310. Leung KC, Chow TW, Wat PY, Comfort MB. Peri-implant bone loss: management of a patient. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2001;16:273-7.
311. Cehreli MC, Sahin S, Akca K. Role of mechanical environment and implant design on bone tissue differentiation: Current knowledge and future contexts. *J Dent*. 2004;32:123-132.
312. Vaillancourt H, Pillar RM, McCammond D. Factors affecting crestal bone loss with dental implants partially covered with a porous coating: a finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implant*. 1996;11:351–9.
313. Frost HM. Bone 'mass' and the 'mechanostat': a proposal. *Anatomical Related Record*, 1987; 219:1-9.
314. Frost HM 2004 A 2003 update of bone physiology and wolf's law for clinicians. *Angle Orthodontist*.2004;74:1: 3-15.
315. Schulte W. Implants and the periodontium. *Int Dent J* .1995; 45: 16–26.
316. Ying S, Kong L, Hu K, Xie C, Zhou H, Liu Y, Liu B. Selection of the implant trans gingival height for optimal biomechanical properties: a three-dimensional finite element analysis, *Brit J Oral Maxillofac Surg*. 2009;47:393–8.

317. Raadsheer MC , van Eijden TM, van Ginkel FC, Prahl-Andersen B. Contribution of Jaw muscle size and craniofacial morphology to human bite force magnitude J Dent Res. 1999;7:31-42.
318. Gibbs CH, Anusavice KJ, Young HM, Jones JS, Esquivel-Upshaw JF. Maximum clenching force of patients with moderate loss of posterior support: a pilot study. J Prosthet Dent 2002; 88:498–502.
319. FerrarioVF, Sforza C, Serrao G, Dellavia C, Tartaglia GM. Single tooth bite forces in healthy young adults. J Oral Rehabil. 2004; 31:18-22.
320. Zhang JK, Chen ZQ. The study of effects of changes of the elastic modulus of the materials substitute to human hard tissues on the mechanical state in the implant–bone interface by three-dimensional anisotropic finite element analysis. West China J Stomatol 1998;16:274-8.
321. Chao YL, Meijer HJA, Oort RPV, Versteegh PAM. The in comprehensible success of the implant stabilised overdenture in the edentulous mandible : a literature review on transfer of chewing forces to bone surrounding implants. Eur J Prosthodont Restor Dent. 1995; 3: 255-261.
322. Çalışkan ZL. Zirkonyum, Metal Ve Alümina Destekli Üç ve Dört Üyeli Posterior Köprülerde Porselen Bağlantı Direncinin Isı Ve Yük Analizleriyle İncelenmesi. Doktora Tezi, Marmara Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 2012.
323. Pellizzer EP, Verri FR, Falcón-Antenucci RM, Júnior JF, de Carvalho PS, de Moraes SL, Noritomi PY. Stress analysis in platform-switching implants: a 3-dimensional finite element study J Oral Imp. 2012;38:584-97.
324. Yılmaz B, Mess J, Seidt J, Clelland NL. Strain comparisons for splinted and nonsplinted cement-retained implant crowns. Int J Prosthodont. 2013;26:235-8.
325. Baran İ. İki Tip Silindirik Endosteal İmplant Alt Yapı Üzerine Hazırlanmış Üç Değişik Tüberkül Eğimli Kron Tasarımlarına Uygulanan Vertikal Kuvvetlerin Oluşturduğu Gerilimlerin "Finite Element Stress Analysis" Yöntemi ile İncelenmesi. Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 1995.
326. Acar A, İnan Ö. İmplant Destekli protezlerde oklüzyon . Cumhuriyet Üniv. Diş Hek Fak Derg. 2001;4:1-5.

327. Gomes de Oliveira S, Seraidarian PI, Landre J Jr, Oliveira DD, Cavalcanti BN. Tooth displacement due to occlusal contacts: a three-dimensional analysis *Journal of Oral Rehab.* 2006;33: 874–880.
328. Wheeler, RC. *Dental Anatomy, Physiology, and Occlusion.* Toronto: Harcourt Canada. 298, 2010.
329. Yokoyama S, Wakabayashi N, Shiota M, Ohyama T. The influence of implant location and length on stress distribution for three-unit implant-supported posterior cantilever fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 2004;91:234–40.
330. Oğuz Kayabaşı O, Emir Yüzbaşıoğlu E, Erzincanlı F. Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method. *Adv Eng Software.* 2006;37: 649–58.

## 10. ÖZGEÇMİŞ

15.08.1987 yılında İstanbul’da doğdu. İlköğrenimini ve orta öğrenimini Reşat Nuri Güntekin İlköğretim Okulu’nda, lise öğrenimini Kadıköy Kazım İşmen Lisesi’nde okul birincisi olarak 2004 yılında tamamladı. Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesindeki eğitimini 2011 yılında tamamladı. 2012 yılı Kasım ayında Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı’nda uzmanlık eğitimine başladı. Uzmanlık eğitimi süresince Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’nde klinik ve akademik faaliyetlerde bulundu.

İyi derece İngilizce ve orta derecede Fransızca bilmektedir.

