



**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**



**FARKLI ÇAPLARDAKİ TİTANYUM, ZİRKONYUM VE
TİTANYUM-ZİRKONYUM ALAŞIMLI
İMPLANTLARDA VE ÇEVRELEYEN KEMİK
DOKUSUNDA OLUŞAN STRESLERİN ÜÇ BOYUTLU
SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZİ YÖNTEMİ İLE
KARŞILAŞTIRILMASI**

Zübeyde Özlem ZEREN

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
DOKTORA TEZİ**

**DANIŞMAN
Prof. Dr. Hakan TERZİOĞLU**

**ANKARA
2016**

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**FARKLI ÇAPLARDAKİ TİTANYUM, ZİRKONYUM VE
TİTANYUM-ZİRKONYUM ALAŞIMLI
İMLANTLARDA VE ÇEVRELEYEN KEMİK
DOKUSUNDA OLUŞAN STRESLERİN ÜÇ BOYUTLU
SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZİ YÖNTEMİ İLE
KARŞILAŞTIRILMASI**

Zübeyde Özlem ZEREN

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
DOKTORA TEZİ**

**DANIŞMAN
Prof. Dr. Hakan TERZİOĞLU**

**ANKARA
2016**

Ankara Üniversitesi

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğü'ne,

Doktora tezi olarak hazırlayıp sunduğum “Farklı Çaplardaki Titanyum, Zirkonyum ve Titanyum-Zirkonyum Alaşımlı İmplantlarda ve Çevreleyen Kemik Dokusunda Oluşan Streslerin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi İle Karşılaştırılması” başlıklı tez; bilimsel ahlak ve değerlere uygun olarak tarafımdan yazılmıştır. Tezimin fikir/ hipotezi tümüyle tez danışmanım ve bana aittir. Tezde yer alan deneysel çalışma/ araştırma tarafımdan yapılmış olup, tüm cümleler, yorumlar bana aittir. Yukarıda belirtilen hususların doğruluğunu beyan ederim.



Zübeyde Özlem ZEREN

05/05/2016

Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında

Zübeyde Özlem ZEREN tarafından hazırlanan

“Farklı Çaplardaki Titanyum, Zirkonyum ve Titanyum-Zirkonyum Alaşımli İmplantlarda ve Çevreleyen Kemik Dokusunda Oluşan Streslerin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi ile Karşılaştırılması” adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından DOKTORA TEZİ olarak OY BİRLİĞİ ile kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 05 / 05 / 2016

Prof. Dr. Nehir ÖZDEN

Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Jüri Başkanı

Prof. Dr. Funda AKALTAN

Ankara Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi

Üye

Prof. Dr. Yasemin KESKİN

Ankara Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi

Üye

Prof. Dr. Hakan TERZİOĞLU

Ankara Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi

Üye

Prof. Dr. Selim ERKUT

Başkent Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi

Raportör

Tez hakkında alınan jüri kararı Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu tarafından onaylanmıştır.

Prof. Dr. K. Zafer KARAER
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

İÇİNDEKİLER

Etik Beyan	ii
Kabul ve Onay	iii
İçindekiler	iv
Önsöz	vii
Simgeler ve Kısaltmalar	viii
Şekiller	xi
Çizelgeler	xiii

1. GİRİŞ	1
1.1. Dental İmplantın Tanımı	2
1.2. Dental İmplantların Sınıflandırılması	2
1.3. Dental İmplantların Makrotasarımı	3
1.4. İmplant Çapı ve Önemi	3
1.5. Dental İmplant Materyallerinin Tarihsel Gelişimi	5
1.6. Dental İmplant Materyalleri	8
1.7. Titanyum İmplantlar	10
1.8. Titanyum-Zirkonyum Alaşımı İmplantlar	13
1.9. Zirkonya İmplantlar	14
1.10. İmplant Diş Hekimliğinde Biyomekanik	18
1.11. Biyomekanik Kavramlar	18
1.11.1. Kuvvet	18
1.11.2. Stres (Gerilme)	19
1.11.3. Gerinim (Strain)	20
1.11.4. Gerilme-Gerinim Eğrisi (Stres-Strain Diagramı)	21

1.11.5. Elastisite (Young) Modülü	21
1.11.6. Hooke Yasası	22
1.11.7. Poisson Katsayısı	22
1.11.8. Lineer Cisim	23
1.11.9. Son Elastik Deformasyon Noktası (Yield Strength/Yield Point)	23
1.11.10. İzotropi ve Anizotropi	23
1.11.11. Homojen Cisim	23
1.11.12. Asal Gerilme (Principle Stres)	24
1.11.13. Von Mises Gerilmesi (Von Mises Stres)	24
1.12. Dış Hekimliğinde Kullanılan Biyomekanik Yöntemler	25
1.12.1. Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi	25
1.12.2. Gerinim Ölçer (Strain Gauge) Kuvvet Analiz Yöntemi	26
1.12.3. Kırılma Vernik Kuvvet Analiz Yöntemi	27
1.12.4. Holografik İnterferometri ile Kuvvet Analiz Yöntemi	27
1.12.5. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi	28
1.12.6. Radyotelemetri ile Kuvvet Analiz Yöntemi	28
1.12.7. Sonlu Elemanlar (Finite Element) Stres Analizi Yöntemi	28
1.12.7.1. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yönteminin Avantajları	29
1.12.7.2. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yönteminin Dezavantajları	30
1.12.7.3. Sonlu Eleman Stres Analiz Yönteminin Aşamaları	31
2. GEREÇ VE YÖNTEM	35
2.1. Sonlu Elemanlar Stres Analizinde Kullanılacak Modellerin Hazırlanması	37
2.1.1. İmplant ve Abutment Modellemesi	37
2.1.2. Kortikal ve Trabeküler Kemik Modellemesi	39
2.2. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi	40

2.3. Malzeme Özelliklerinin Tanımlanması:	42
2.4. Sistemlerin Birleştirilmesi	43
2.5. Sınır Koşulları	43
2.6. Yükleme Koşulları	44
2.7. Sonlu Elemanlar Analiz Programında Analiz Sonuçlarının Alınması	45
3. BULGULAR	46
3.1. Kortikal Kemik Bulguları	46
3.2. Trabeküler Kemik Bulguları	53
3.3. İmplant Bulguları (Von Mises Bulguları)	59
3.4. İmplant Vida Bulguları (Von Mises Bulguları)	64
4. TARTIŞMA	67
5. SONUÇ VE ÖNERİLER	83
ÖZET	86
SUMMARY	87
KAYNAKLAR	88
ÖZGEÇMİŞ	98

ÖNSÖZ

Dental implantların başarılı sonuçları, güvenilirliğini ve kullanımını giderek arttırmıştır. Dental implant materyali olarak titanyum yaygın olarak kullanılmakla beraber titanyuma alternatif materyal arayışları devam etmektedir. Titanyum implantlarda ortaya çıkabilen estetik sakıncalar zirkonyum implantların kullanımını gündeme getirirken, dar çaplı implantlarda titanyumun yorulma ve kırılma dayanımının yetersiz kalması Ti-Zr alaşımı implant materyalinin geliştirilmesini sağlamıştır. Kullanılan implant materyalinin özelliklerinin iyi bilinmesi ve biyomekanik prensiplerinin doğru uygulanması, implant tedavilerinin başarısı açısından önemlidir. Doktora tezimizde, titanyuma alternatif olarak gösterilen Zr ve Ti-Zr alaşımı implantlar kullanıldığında, implatlarda ve çevreleyen kemik dokusunda oluşan streslerin implantların çap değişimlerine göre nasıl değiştiğini üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile değerlendirilerek kliniğe ışık tutmayı hedefledik.

Bu tezin hazırlanma aşamasında ve doktora eğitimim süresince bilgisi ve tecrübesiyle bana yol gösteren, her konuda anlayışını ve desteğini esirgemeyen değerli danışman hocam Prof. Dr. Nehir ÖZDEN'e,

Doktora eğitimim boyunca ve tez çalışmamda desteği, bilgi ve önerileriyle yanımda olan iyi niyeti ve yardımlarından dolayı değerli danışman hocam Prof. Dr. Hakan TERZİOĞLU'na,

Tez çalışmamdaki yardımlarından dolayı Sayın Ayberk YAĞIZ'a,

Doktora eğitimim süresince, mesleki ve bilimsel anlamda gelişmemi sağlayan, üzerimde emekleri bulunan Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı Prof. Dr. Funda AKALTAN'a,

Öğrenim hayatım boyunca, bana emeği geçen, beni destekleyen Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'ndeki tüm değerli hocalarıma ve asistanlarıma,

Doktora eğitimim süresince yanımda olan, altı yıl boyunca birlikte çalıştığım tüm Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı hocalarıma, çalışanlarıma; birlikte keyifli zamanlar geçirdiğimiz tüm arkadaşlarıma,

Bu günlere gelmemi sağlayan, hayatımın her anında bana en büyük desteği vermiş olan anne ve babama,

En içten teşekkürlerimi sunarım.

SİMGELER VE KISALTMALAR

%	Yüzde
~	Yaklaşık
$\leq$	Küçük eşittir
®	Lisanslı ürün (Registered)
°	Derece
° C	Santigrat Derece
A	Cismin kesit alanı
ADA	Amerikan Diş Hekimleri Birliği (American Dental Association)
Al ₂ O ₃	Alüminyumoksit
bcc	Hacim merkezli kübik (body centered cubic)
C	Karbon
CAD	Bilgisayar destekli tasarım (Computer Aided Design)
CAM	Bilgisayar destekli üretim (Computer Aided Manufacture)
CaO ₂	Kalsiyumoksit
CBS	Kristalin vida implantlar (crystalline Bone Screw)
CeO ₂	Seryumoksit
CpTi	Ticari saf titanyum (commercial Pure Titanium)
CT	Bilgisayarlı Tomografi
DSB	Düşük sıcaklık bozunması
E	Elastisite modülü
F	Kuvvet
FeTiO ₃	İlmenit
g/mol	gram/mol (molar kütle)
GPa	Gigapaskal
hcp	Altıgen sıkı dizimli (hexagonal closely packed)
HIP	Hot Isostatic Pressing
ISO	Uluslararası Standartlar Teşkilâtı (International Organization for Standardization)
L	Cismin ilk uzunluğu
l ₀	Cismin ilk boyu

MgO	Magnezyumoksit
mm	Milimetre
MPa	Megapaskal
MR	Manyetik Rezonans
N	Newton
N/m ²	Newton/metrekaare
nm	Nanometre
Non-HIP	Non-Hot Isostatic Pressing
P	Cismi uzatan kuvvet
Pa	Paskal
P _{max}	Maksimum asal gerilme
P _{min}	Minimum asal gerilme
PSZ	Parsiyel stabilize zirkonya
S	Stres
SESA	Sonlu Elemanlar Stres Analizi
Ti	Titanyum
Ti-6Al-4V	Titanyum-alüminyum-vanadyum alaşıımı
Ti-6Al-4V -ELI	Titanyum-alüminyum-vanadyum alaşıımı extra low interstitial
TiO ₂	Rutil
Ti-Zr	Titanyum-zirkonyum alaşıımı
Y ₂ O ₃	Yitriumoksit
Y-TZP	Yitriumla stabilize tetragonal zirkonya polikristalin
Zr	Zirkonyum
ZrO ₂	Zirkonyumdioksit
ZrSiO ₄	Zirkonyumsilikat
α	Alfa
β	Beta
ΔL	Boyutsal Değişim
ε	Gerinim (Strain)
μm	Mikrometre
Σ	Asal (Principle) Gerilme
σ ₁	Maksimum Asal Gerilme (Maximum Principal Stress)

σ_2	Ara Asal Gerilme (Intermediate Principal Stress)
σ_3	Minimum Asal Gerilme (Minimum Principal Stress)
τ	Makaslama Tipi Stres (Shear stress)
ν	Poisson oranı
γ	Cismin toplam uzaması



ŞEKİLLER

Şekil 1.1. Gerilme tipleri a) çekme stresleri b) sıkışma stresleri c) makaslama stresleri	20
Şekil 1.2. Gerinim (strain)	20
Şekil 1.3. Gerilme-Gerinim Eğrisi	21
Şekil 1.4. Hooke Yasası	22
Şekil 1.5. Poisson katsayısı formülü	22
Şekil 1.6. Üç boyutlu elemana etki eden asal gerilme değerleri	24
Şekil 1.7. Çeşitli elementler ve sahip olabilecekleri düğüm sayıları	32
Şekil 2.1. Çalışmamızda kullanılan implant modelleri (21 adet)	37
Şekil 2.2. a) yivsiz implant modeli b) abutment modeli c) vida modeli d) implant ve abutment modeli	38
Şekil 2.3. İmplant, abutment ve vidanın kesitsel görüntüsü	39
Şekil 2.4. a) trabeküler kemik b) kortikal kemik c) kemik modeli	40
Şekil 2.5. Kemik modelin merkezinde konumlandırılmış implant modeli	40
Şekil 2.6. Model üzerinde sınır koşullarının belirlenmesi	43
Şekil 2.7. Abutment üzerine yerleştirilen yükleme elemanı	44
Şekil 2.8. Yükleyci parça üzerinden yapılan yükleme	44
Şekil 3.1. Kortikal kemikte belirlenen referans bölgesinden elde edilen maksimum asal gerilme değeri	46
Şekil 3.2. Kortikal kemikte belirlenen referans bölgesinden elde edilen minimum asal gerilme değeri	47
Şekil 3.3. Kortikal Kemik Gerilme Değer ve Renk Skalası a) Pmax b) Pmin	47
Şekil 3.4. Kortikal kemikte açılı yükleme koşulunda farklı implant materyallerinin çaplarına göre kuvvet dağılım Pmin (-) grafiği	49
Şekil 3.5. Kortikal kemikte açılı yükleme koşulunda farklı implant materyallerinin çaplarına göre kuvvet dağılım Pmax (+) grafiği	49

Şekil 3.6. 3,00 mm çaplı implant modellerinde kortikal kemikte görülen Pmin değerleri ve dağılımları a) Ti implant b) Ti-Zr implant c) Zr implant	50
Şekil 3.7. Üç farklı implant materyali için implant çapı artışına göre kortikal kemik Pmin değerleri ve dağılımı	51
Şekil 3.8. Trabeküler kemikte belirlenen referans bölgesinden elde edilen maksimum asal gerilme değeri	53
Şekil 3.9. Trabeküler kemikte belirlenen referans bölgesinden elde edilen minimum asal gerilme değeri	54
Şekil 3.10. Trabeküler kemik gerilme değeri ve renk skalası a) Maksimum asal gerilme (Pmax) b) Minimum asal gerilme (Pmin)	54
Şekil 3.11. Trabeküler kemikte açılı yükleme koşulunda farklı implant materyallerinin çaplarına göre kuvvet dağılımı Pmin (-) grafiği	56
Şekil 3.12. Trabeküler kemikte açılı yükleme koşulunda farklı implant materyallerinin çaplarına göre kuvvet dağılımı Pmax (+) grafiği	56
Şekil 3.13. 3,00 mm çaplı implant modellerinde trabeküler kemikte görülen Pmin değerleri ve dağılımları a) Ti implant b) Ti-Zr implant c) Zr implant	57
Şekil 3.14. Üç farklı implant materyali için implant çapı artışına göre trabeküler kemik Pmin değerleri ve dağılımı	58
Şekil 3.15. İmplant von Mises değerlerinin elde edildiği bölge	60
Şekil 3.16. Titanyum, zirkonyum ve titanyum-zirkonyum alaşımı implantların çap değişimine göre implantlarda oluşan maksimum von Mises gerilme değerleri grafiği	61
Şekil 3.17. İmplantlarda görülen lokal maksimum Von Mises değerleri ve dağılımı	62
Şekil 3.18. İmplantlarda görülen lokal maksimum von Mises değerlerinin materyallerin çekme dayanımlarına oranından elde edilen grafik	63
Şekil 3.19. Vida von Mises değerlerinin elde edildiği bölge	64
Şekil 3.20. Titanyum, zirkonyum ve titanyum-zirkonyum alaşımı implantların çap değişimine göre implant vidalarında oluşan maksimum von Mises gerilme değerleri grafiği	65
Şekil 3.21. İmplant vidalarındaki kuvvet dağılımı	66

ÇİZELGELER

Çizelge 1.1. Endosteal implant yapımında kullanılan materyaller ve sık kullanılan isimleri	9
Çizelge 2.1. Aynı yükleme koşuluna sahip çalışma grupları	35
Çizelge 2.2. Modellerdeki eleman ve düğüm sayıları	42
Çizelge 2.3. Kullanılan materyallerin elastisite modülleri ve Poisson katsayıları	42
Çizelge 3.1. Kortikal kemikte açılı yükleme koşulunda implant çapına göre kuvvet dağılımı P_{min} (-)	48
Çizelge 3.2. Kortikal kemikte açılı yükleme koşulunda implant çapına göre kuvvet dağılımı P_{max} (+)	48
Çizelge 3.3. Kortikal kemikte oluşan P_{max} ve P_{min} değerlerinin asal gerilme dayanımına oranı	53
Çizelge 3.4. Trabeküler kemikte açılı yükleme koşulunda implant çapına göre kuvvet dağılımı P_{min} (-)	55
Çizelge 3.5. Trabeküler kemikte açılı yükleme koşulunda implant çapına göre kuvvet dağılımı P_{max} (+)	55
Çizelge 3.6. Titanyum, zirkonyum ve Ti-Zr alaşımı implant materyallerinin çekme dayanım değerleri	62

1. GİRİŞ

Brånemark ve arkadaşlarının osseointegrasyon kavramını tanımlaması ile birlikte kaybedilen dişlerin dental implantlar ile yerine konulması oral rehabilitasyonda devrim yaratmıştır (Al-Sabbagh, 2006). Dental implantların başarılı sonuçları, güvenilirliğini ve kullanımını giderek arttırmıştır. Dental implantların, uzun dönemli klinik kontrol, laboratuvar ve hayvan deneyleri sonucunda, %90'ların üzerinde başarı oranları araştırmacılar tarafından yapılan çalışmalarla tespit edilmiştir (Åstrand ve ark., 2008).

Kullanılan implant materyallerinin özelliklerinin iyi bilinmesi ve biyomekanik prensiplerin doğru uygulanması, implant tedavilerinin başarısı için gereklidir (Şahin ve ark., 2002). Farklı tipteki implant ve üst yapı materyalleri, okluzal yükler altında çevre dokularda farklı gerilimler oluşturmaktadır. İmplant çevresindeki kemikte oluşan bu gerilimlerin tipine ve büyüklüğüne bağlı olarak kemik rezorpsiyonları oluşabilmekte ve implantın uzun dönem başarısı olumsuz yönde etkilenebilmektedir (Geng ve ark., 2001).

Diş eksikliklerinin değişik implant materyalleri ile rehabilitasyonu eski tarihlerde başlamıştır ve gelişerek günümüzde güvenilir ve sık kullanılan bir tedavi haline gelmiştir. Birçok araştırmacı tarafından, ticari veya sadece deneysel amaçlı olmak üzere metal ve metal alaşımları, polimer esaslı malzemeler, seramikler, vitröz ve karbon malzemelerden imal edilmiş implantlar kullanılmıştır (Beriat ve ark., 2009).

Günümüzde dental implant materyali olarak titanyum yaygın olarak kullanılmakla beraber zirkonyum seramikler titanyuma alternatif olarak önerilmektedir (Andreiotelli ve ark., 2009). Son yıllarda dişhekimliğinde implantoloji alanında kullanılmak üzere zirkonyum ve titanyum alaşımı olan implant materyali geliştirilmiş ve piyasaya sunulmuştur (Chiapasco ve ark., 2012).

1.1. Dental İmplantın Tanımı

İmplant sözcüğü Latince “in: içerisine, içerisinde” ve “planto” ekme, dikme, yerleştirme, gömme” anlamına gelen kelimelerin birleşimiyle meydana gelmiştir. Anlam olarak ise; bir fonksiyon sağlamak amacıyla uygun bir yere yerleştirilen organik veya inorganik cisme verilen isimdir (Tunalı, 2000).

Dental implant ise; diş eksikliğini gidermeye ve ağız bölgesinde kayba uğrayan kısımları tamamlamaya yönelik, çene kemiği içine, üzerine veya mukozaya yerleştirilen ve dişin yerini tutması amaçlanan yapılardır (Güzel ve ark., 2006).

1.2. Dental İmplantların Sınıflandırılması

Tarihsel olarak, dental implantlar tasarımlarına göre sınıflandırılmışlardır. Tasarım, implantların cerrahi olarak yerleştirilme tekniğine göre değişmektedir. Son 50 yıldır implantlar en çok subperiosteal, transosteal ve endosteal yerleşimli olarak kullanılmışlardır (Powers ve Sakaguchi, 2006).

Subperiosteal implant: Aşırı kemik rezorpsiyonun görüldüğü vakalarda periosteumun altında ve kemiğin üzerine uzanacak şekilde tasarlanan, fibrointegrasyon ve bazal kemik desteği ile stabilizasyonu sağlanan kafes şeklinde tasarlanmış implant türüdür (Ulusoy ve Aydın, 2005; Bölüm 24). Bu implant türü sıklıkla krom-kobalt-molibden alaşımından imal edilmişlerdir. Alaşımın temel özellikleri krom tarafından sağlanırken, kobalt ve molibden, alaşımın kuvvetini ve korozyona direncini artırır (Powers ve Sakaguchi, 2006).

Transosteal implant: Bu tip implantlar sadece mandibulanın ön bölgesinde kullanılabilmektedir. Kortikal kemiği üstten ve alttan geçerek mandibula içinde boylu boyunca uzanan implant sistemi şeklinde uygulanmaktadır (Powers ve Sakaguchi, 2006).

Endosteal implant: Günümüzde en sık kullanılan implant çeşitidir. Maksillaya ve mandibulaya doğrudan uygulanabilir. İmplantın tümünün kemik içine yerleştirilerek fiksasyonun sağlandığı implant türüdür. Protetik dişleri taşıyan üst yapılar, mukozayı geçen destek parçanın implant gövdesine doğrudan vidalanması ile birleşir (Powers ve Sakaguchi, 2006). Blade implantlar ve silindirik implantlar olmak üzere ikiye ayrılırlar. Günümüzde çoğunlukla endosteal, solid, silindirik, düz veya vida tasarımı implantlar kullanılmaktadır (Ulusoy ve Aydın, 2005; Bölüm 24).

1.3. Dental İmplantların Makrotasarımı

Dental implantın makrotasarımı; implantın uzunluğu, çapı, yiv geometrisi, yüzey özellikleri, boyun ve apikal bölge özellikleriyle bütün olarak değerlendirilmelidir. İmplant gövdesinin tasarımı, kemik-implant ara yüzeyindeki kemik cevabı açısından önemli bir role sahiptir (Fazel ve ark., 2009).

Dental implantlar, doğal dişlerin sahip olduğu periodontal ligamente sahip olmadıklarından okluzal yükleri doğrudan kemiğe iletirler. Bu durum kemik ve implant arayüzünde mikroçatlakların oluşumuna, implant kırıklarına ve istenmeyen kemik dokusu kaybına yol açabilir. Bu nedenle, implantlar etrafında oluşan stres dağılımlarının anlaşılması önemlidir. İmplant yiv geometrisi, çapı, uzunluğu, boyun bölgesi tasarımı ve implantın yerleştirilme açısı implant çevresinde oluşan streslerin dağılımını etkilemektedir (Chun ve ark., 2002).

1.4. İmplant Çapı ve Önemi

İmplant çapı; en geniş implant yivi ile tam karşısındaki implant yivinin tepe noktaları arasında ölçülen mesafe olarak tanımlanır (Lee ve ark., 2005).

İnce kreterlerin varlığında, meziodistal mesafenin 7 mm'den daha az olduğu durumlarda veya servikal çapı küçük dişlerin restorasyonunda dar çaplı implantlar ($\leq 3,50$ mm) kullanılabilir (Davarpanah ve ark., 2000; Degidi ve ark., 2008 ve

Klein ve ark., 2014). Dar çaplı implantların yüzey alanı ve kırılma dirençleri standart implantlara göre %25 daha düşüktür (Davarpanah ve ark., 2000).

Hasan ve arkadaşları (2010), farklı uzunluklara sahip dar çaplı implantlarla, geniş çaplı kısa implantların stres dağılımlarını karşılaştırdıkları üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi çalışmasında, dar çaplı implantların boyun bölgesinde oluşan streslerin geniş çaplı implantlara göre daha yüksek ve daha geniş yayılımına sahip olduğunu göstermişlerdir. Sonuç olarak, dar çaplı implantlarda özellikle de titanyum Grade 4 implant kullanımında kırılma ve aşırı yükleme riskinin çok daha fazla olduğunu bildirmişlerdir.

İmplant çapının genişlemesi implant ve kemik arasındaki temas alanının artmasını sağlar. İmplant-kemik yüzeyinin artırılması, implantın daha fazla kemik dokusuyla desteklenmesini ve gelen streslerin daha düzenli bir şekilde dağılmasını sağlayarak, implant başarısını arttıracaktır (Hsu ve ark., 2009).

Graves ve arkadaşlarına göre (1993), geniş çaplı implantlarda vidaya etki eden stresler, 5 mm çapındaki implantlar için %20 ve 6 mm çapındaki implantlar için %33 oranında azalmaktadır.

Posterior bölgede çiğneme kuvvetlerinin fazla olması ve istenilen çıkış profilinin sağlanabilmesi için daha geniş çaptaki implantların kullanımı klinik açıdan uygun olacaktır ancak; kullanılan implant çapındaki artış, materyalin eğilme direncini arttırarak, çevresine ilettiği gerilimlerin azalmasına sebep olur. “*Stres shielding*” etkisi olarak adlandırılan bu fenomen sonucu, uzun dönemde fizyolojik limitler içerisinde kemiğe iletilmesi gereken stresler yeteri kadar iletilemediği için kemikte “kullanılmama (*disuse*) atrofisi” oluşabilir. Biyouyumluluğu çok iyi olmasına rağmen, fazla rijit olmasından ötürü kemikte kullanılmama atrofisine neden olan alüminyum oksit implantlar bu duruma örnek olarak gösterilebilirler (Misch, 2005).

Literatür, implant başarı oranlarını kullanılan implantın tipine, boyutlarına, makro ve mikro tasarımına bakılmaksızın %90’nın üzerinde olduğunu rapor

etmektedir. Okluzal kuvvetlerin fazla olduğu posterior bölgelerde geniş çaplı implanların kullanımı tavsiye edilirken, dar çaplı implantların yalnızca ön bölgelerde kullanımı önerilmektedir. Bazı vakalarda posterior bölgede şiddetli kemik rezorpsiyonu standart veya geniş çaplı implantların uygulamasına izin vermemektedir. Bu gibi vakalarda yeterli kemik hacminin sağlanabilmesi için rekonstruktif cerrahi uygulamaları gerekmektedir. Birçok hasta yüksek morbidite riski veya ekonomik sebeplerden dolayı ileri cerrahi yöntemleri tercih etmemektedir. Bu hastalarda dar çaplı implantların kullanımı bir çözüm sunabilmektedir (Chiapasco ve ark., 2012).

1.5. Dental İmplant Materyallerinin Tarihsel Gelişimi

İmplantların yapımında kullanılan materyallere kısaca tarihsel olarak baktığımızda, Maya Uygarlığı döneminde implant materyali olarak kullanılmış deniz hayvanları kabuklarının yapısının çok büyük oranda hidroksilapatitten oluştuğu göz önünde bulundurulduğunda, hidroksiapatit literatürde ilk implant materyali olarak karşımıza çıkmaktadır (Tunalı, 2000).

Greenfield tarafından 1906 yılında ilk içi boş tarzda (*hallow*) iridyum-platinyum alaşımından yapılmış implant tanıtılmıştır. Bu tarihten 1930'lı yıllara kadar paslanmaz çelik ve vitalyum alaşımların geliştirilmesi ile bu malzemelerden üretilmiş implantlar kullanılmıştır. 1936'da geliştirilen krom-kobalt ve molibdenin birleşiminde oluşan vitalyum önceleri protezlerde, daha sonraları ise implantların imalinde yaygın olarak kullanılmışlardır. Vitalyum %63 kobalt, %30 krom %5 molibden ve eser miktarda nikel, tungsten, mangan, demir, titanyum, tantalyum ve silisyum içermektedir. Molibden, yapı içerisinde stabilize edici olarak bulunurken; krom korozyonun önlenmesini sağlar; karbon ise yapıya sertlik kazandırmak için kullanılır. Elastik modülü yüksektir. Döküme uygun bir materyal olduğundan subperiostal implant yapımında çok kullanılmıştır. Strock, vitalyumdan implantları kemik içerisine yerleştirmeyi başarmış ve onbeş yıl gibi uzun bir süre boyunca bu implantlarla yapılmış restorasyonların başarılı bir şekilde kullanıldığını bildirmiştir. Bu araştırmacı bazı metallerin galvanik akım sonucu korozyona uğradığını ve implantların biyolojik olarak uyumlu olması gerektiğini de bildirmiştir. Tantalyum, 1940'larda iğne

şeklindeki implantların imalinde kullanılmıştır. Formiggi'nin 1950'lerde paslanmaz çelikten imal ettiği kemik içi implantlar ağızda 25 yıla yakın bir süre kalmışlardır (Anusavice, 2003; Beriat ve ark., 2009; Güzel ve ark., 2006; Moore, 2003 ve Slavkin, 1998).

İmplant materyali olarak polimetilmetakrilat ve polifloroetilen ilk kez 1930'lu yıllarda kullanılmıştır. Yüksek molekül ağırlığına sahip kompleks yapıya sahip bu materyaller diğer biyomateryaller ile kıyaslandıklarında daha yumuşak ve esnektirler. Polimerlerin düşük mekanik özellikleri implant materyali olarak kullanımını engellemektedir. Polimerler, dental implantlar için bazı bileşenlerin yapımında ve klinik olarak bazı implant sistemlerinde (IMZ implant sistemi) sadece implant gövdesinin iç kısmında periodontal ligamanı taklit etmek ve kuvvet absorpsiyonu amacıyla kullanılmışlardır (Beriat ve ark., 2009).

Karbon ve karbon bileşikler implantolojide kullanılmak üzere 1960'lı yıllarda tanıtılmıştır. Vitröz karbon düşük konakçı cevabı nedeniyle biyouyumlu bir materyaldir. Çalışmalar kemikle olan bağlantısını hidroksiapatit kaplama yüzeylerle benzer olduğunu göstermiştir. Metalik implantlarla karşılaştırıldığında karbon inert bir materyaldir (Anusavice, 2003). Ancak kırılma dayanıklılıkları oldukça düşüktür, elektriksel ve termal iletkenlikleri yüksektir (Beriat ve ark., 2009).

İmplant diş hekimliğinde modern çağ 1968'de Linkow'un endosteal blade implantları geliştirmesiyle başlamıştır. Vitalyumdan üretilen blade implantlar dişsiz dar bölgelerde kullanılabilen ilk implanttır. Birleşik Devletler ve Avrupa'da bir süreliğine çok yaygın kullanım alanı bulmuştur (Güzel ve ark., 2006 ve Powers ve Sakaguchi, 2006, Chapter 22).

Per-Ingvar Brånemark'ın 1950'lerde başladığı deneysel çalışmalarla implant gelişimi yön değiştirmiştir. İsveçli ortopedik cerrah Brånemark, tavşan femuru içine yerleştirdiği titanyum parçalarının kemikle kaynaştığını gözlemlemiştir. Çalışmalarına 1960'lı yıllarda İsveç'te köpekler ve insanlar üzerinde devam ederek, 1969'da osseointegrasyonun tanımını ortaya koymuştur. Brånemark'ın titanyum implantlarla

elde ettiği başarıyı yayınlaması diğer araştırmacıların da implant çalışmalarında titanyuma yonelmesine sebep olmuştur (Moore, 2003).

Branemark, kendi tasarladığı iki-aşamalı titanyum silindirik implantlarla olan kontrollü, prospektif çalışmalarını ve elde ettiği başarı oranlarını 1978’de Toronto Konferansı’nda sunmuştur. Dental implantların kullanımının Kuzey Amerika’da kabul gormesiyle implantoloji biliminde devrim gerçekleşmiştir (Powers ve Sakaguchi, 2006; Chapter 22).

Branemark’ın zgn tasarımı beş bileşenden oluşur: implant, abutment, abutment vidası, kron ve tutucu vida. Bu tasarım hızla tüm tasarımların yerini almıştır ve halen en yaygın kullanılan implant türüdür. Günümüzde kullanılan tasarım ve konseptlerin hepsi orijinal Branemark tasarımının modifikasyonlarıdır (Powers ve Sakaguchi, 2006; Chapter 22).

1960’lı yılların sonlarında estetiğin iyileştirilmesi amacıyla, titanyum implantlara alternatif olarak seramik implantlar üretilmeye başlanmıştır. Üretilen ilk seramik implantlar alüminyumoksit (Al_2O_3) esaslıdır (Andreiotelli ve ark., 2009). Sandhaus tarafından üretilen kristalin vida implantlar (CBS: *crystalline bone screw*) ağız içerisinde kullanılan ilk seramik esaslı implantlardır. Ortalama 5 yıllık sürede CBS sadece %25 başarı oranı göstermiştir. Sonraki yıllarda Sandhaus, “Cerasand” (Incermed, Lousanne, İsviçre) implantları piyasaya sürmüştür. Bu sistem ile ilgili uzun dönem klinik veri bulunmamaktadır. 1976’da Schulte ve Heimke anterior bölgeye uygulanan alüminyumoksit Tübingen implantı (Frialit 1, Friadent, Mannheim, Almanya) tanıtımıştır. Tübingen implantların uzun dönem klinik verileri mevcuttur. Diğer bir alüminyumoksit implant, Tübingen implantın üretiminden yaklaşık on yıl sonra üretilen “Bionit” implant sistemidir (Kohal ve ark, 2008).

Polikristalin alüminyum oksit implantların yanında, tek kristal yapıda olan ve “safir implantlar” olarak bilinen implantlar da kullanılmıştır. Kyocera tarafından üretilen safir implantların ticari adı Bioceram (Kyocera American Inc, San Diego, California)’dır (Koth ve ark, 1988).

Alüminyum oksit ya da alümina esaslı implantlar osseointegrasyon göstermişler fakat uzun dönemde yaşlanmaları, düşük kırılma dayanımları nedeniyle piyasadan kaldırılmışlardır. Oral implant olarak alüminanın yerine geçecek materyal arayışı, estetik özelliklerinin yanı sıra, yüksek dayanıma sahip zirkonyanın ortopedi alanında başarıyla kullanılırken dişhekimliğinde de kullanılmaya başlanmasına sebep olmuştur (Andreiotelli ve ark., 2009 ve Kohal ve ark., 2008).

Dar çaplı titanyum implantlarda yorulmaya bağlı kırıkların görülmesi, posterior bölgede yeterli dayanıklılık göstermemeleri daha yüksek kırılma dayanıklılığına sahip yeni materyal arayışına sebep olmuştur. Ti-Zr alaşımı implantlar bu amaçla dental implantoloji alanında kullanım için özel olarak üretilmiştir. %83-87 titanyum, %13-17 zirkonyum içeren bu materyal Roxolid (Institut Straumann AG, Basel, Switzerland) geçtiğimiz yıllarda ilk olarak sadece 3,3 mm çapında piyasaya sunulmuştur (Chiapasco ve ark., 2012).

Teknolojideki gelişimlerle beraber dental implantlar günümüzde birçok farklı materyallerden, değişen boyut ve geometride ve değişik yüzey özelliğine sahip olarak üretilmektedirler. Dişhekimleri bugün 2000' in üzerindeki implant ve abutment çeşidi arasından seçim yapmak zorundadırlar (Jokstad ve ark., 2003).

1.6. Dental İmplant Materyalleri

Endosteal implantların yapımında günümüze kadar metaller, seramikler ve polimerler olmak üzere birçok materyal kullanılmıştır (Çizelge 1.1).

Yirmi birinci yüzyılda olduğumuz bu yıllarda, yüzden fazla çeşitte implant piyasada satılmakta ve çoğunluğu titanyumdan yapılmış olan bu implantlar hekimler tarafından başarı ile kullanılmaktadır (Güzel ve ark., 2006).

Çizelge 1.1. Endosteal implant yapımında kullanılan materyaller ve sık kullanılan isimleri (Berner et al., 2009; Craig, 1993; Misch, 2014; Osman ve Swain, 2015 ve Sagomonyants ve ark., 2007).

	İmplant materyali	Kullanılan ismi veya kısaltma
METALLER	Titanyum	CpTi
	Titanyum alaşımları	Ti-6Al4V extra low interstitial (ELI)
		Ti-6Al-4V
		Ti-6Al-7Nb
		Ti-5Al-2.5Fe
		Ti-15 Zr-4Nb-2Ta-0.2Pd
		Ti-29Nb-13Ta-4.6Zr
		Roxolid (%83-87 Ti %13-17% Zr)
	Paslanmaz çelik	SS, 316 LSS
	Kobalt krom alaşımı	Vitalyum, Co-Cr-Mo
	Altın alaşımı	Au Alaşımı
SERAMİKLER	Tantalum	Ta
	Alümina	Al ₂ O ₃ , polikristalin alümina veya tek kristal safir
	Hidroksiapatit	HA, Ca ₁₀ (PO ₄) ₁₀ , (OH) ₂
	Beta-trikalsiyum fosfat	β-TCP, Ca ₃ (PO ₄) ₂
	Karbon	C
		Vitröz
		Düşük ısı izotropik (LT1)
		Ultra-düşük ısı izotropik (ULT1)
	Karbon-silikon	C-Si
	Bioglas	SiO ₂ /CaO/Na ₂ O/P ₂ O ₅
POLİMERLER	Zirkonya	ZrO ₂
	Zirkonya ile güçlendirilmiş alumina	ZTA
	Polimetilmetakrilat	PMMA
	Politetrafloroetilen	PTFE
	Polietilen	PE
	Polisülfon	PSF
	Poliüretan	PU
	Polieterketon	PEEK

1.7. Titanyum İmplantlar

Titanyum atom numarası 22 atom ağırlığı 47,9 g/mol olan bir geçiş metalidir. En önemli titanyum cevherleri rutil (TiO_2) ve ilmenit (FeTiO_3)'tir.

Titanyum, 1790 yılında Reverend William Gregor tarafından İngiltere'de keşfedilmiştir. Yeryüzünde alüminyum, demir ve magnezyumundan sonra en yüksek rezerve sahip dördüncü elementtir (Duraccio ve ark., 2015).

Titanyum 1950'li yıllarda havacılık endüstrisinde “muhteşem metal” olarak kullanılmaya başlanılmıştır. Halen havacılık sanayinde önemli bir yere sahip olmasının yanında, koroziv ortamlardaki mükemmel dayanıklılığı sayesinde, medikal ve dental uygulamalarda da geniş kullanım alanı bulmuştur (Yeşil Duymuş ve Güngör, 2013).

Amerikan Test ve Malzemeler Derneği titanyumu biyomateryal olarak altı farklı tipe ayırmaktadır. Bunlardan dördü ticari saf titanyum (CpTi) ve ikisi titanyum (Ti) alaşımlarıdır. İki titanyum alaşımı Ti-6Al-4V ve Ti-6Al-4V-ELI (extra low interstitial alloys) olarak adlandırılmaktadır. Saf titanyumun mekanik ve fiziksel özellikleri içerdikleri oksijen oranına göre değişiklik gösterir. Ticari saf titanyum Grade 1, Grade 2, Grade 3 ve Grade 4 olarak isimlendirilirler. Alaşımsız titanyum olarak da isimlendirilen saf titanyum karbon, oksijen, nitrojen ve demir gibi eser elementler içermektedir. Bu eser elementler saf titanyumun mekanik özelliklerini arttırmakta ve Grade 1 den Grade 4'e doğru artan oranlarda bulunmaktadır (Osman ve Swain; 2015). Grade 1 saflık derecesi en fazla olan sınıftır ve dayanımı düşüktür. Diş hekimliğinde genellikle Grade 2, Grade 4 ve Grade 5 titanyum implantlar kullanılmaktadır (Elias ve ark., 2008).

Diş hekimliğini ilgilendiren titanyum alaşımları 3 yapısal formda bulunmaktadır: alfa (α), beta (β) ve alfa-beta. Beta alaşımlar hacim merkezli kübik (bcc-body centered cubic) formdayken alfa alaşımları, altıgen sıkı dizimli (hcp-hexagonal closely packed) kristalografik yapıya sahiptir. Bu farklı formlar, saf titanyumun belirli konsantrasyonlarda alüminyum ve vanadyum gibi elementlerle ile

karıştırılıp, erimiş haldeyken soğutulmasıyla oluşmaktadır. Alüminyum bir alfa-faz stabilizörüdür, alaşımın yoğunluğunu azaltırken, dayanıklılığını artırır. Öte yandan vanadyum, bir beta-fazı stabilizatörüdür. Ticari saf titanyum alfa fazında bulunmaktadır. Titanyum alaşımlarının bileşimi ve gördüğü ısı işlem sonrasında alfa ve beta fazları bir arada olabilmektedir (Osman ve Swain, 2015).

Alfa-beta fazlarının bir arada olduğu alaşım, en yaygın olarak dental implantların imalatı için kullanılmaktadır. Bu alaşım %6 alüminyum ve %4 vanadyum (Ti-6Al-4V) içerir. Ti-6Al-4V ELI alaşımı Grade 5 olarak da tanımlanmaktadır. Grade 5, içeriğindeki %4'lük vanadyum nedeniyle saf titanyuma göre hem korosiv, hem de toksiktir ve daha fazla iyon salınımına neden olmaktadır. Ayrıca titanyum alaşımlarının, saf titanyuma göre daha az kemik teması oluşturduğu belirlenmiştir (Elias ve ark., 2008 ve Steinemann, 1998).

Titanyum oldukça reaktif bir metaldir. Hava ile temas eder etmez yüzeyinde yaklaşık 10 nm kalınlığında dirençli ve stabil bir oksit tabakası meydana gelmektedir. Bu oksit tabakası sayesinde fizyolojik sıvılarla, proteinlerle, sert ve yumuşak dokularla direkt bağlantı kurabilmesi titanyumun implant materyali olarak kullanımını sağlayan en önemli özelliğidir. Bu oksit katmanı kıymetli metallerde olduğu gibi yüksek biyouyumluluk ve korozyon direnci sağlar (ADA Council, 2003).

Günümüzde implantların yapımında titanyum ve titanyum alaşımları en sık kullanılan materyallerdir (Craig ve Powers, 2002 ve Lautenschlager ve Monaghan, 1993). Titanyum ve alaşımlarının mükemmel biyolojik uyumları ve korozyon dirençleri, düşük elastisite değerleri ve yüksek dirençleri, nispeten düşük maliyetleri gibi özellikleri dental implant uygulamalarında titanyumu vazgeçilmez hale getirmiştir (Wang ve Fenton, 1996).

Titanyum implantlarla ilgili klinik performansının değerlendirildiği uzun dönem çalışmalar mevcuttur. Moraschini ve arkadaşları (2015), en kısa 10 yıl en uzun 20 yıllık takibi olan çalışmalardan yararlandıkları sistematik derlemede titanyum implantların kümülatif başarı oranlarının ortalama %94,6 olduğunu bildirmişlerdir.

Titanyumun uzun dönem yüksek başarı oranları biyouyumluluğu, yeterli dayanıklılığı ve korozyon direnci ile ilgilidir. Buna rağmen titanyumun bazı dezavantajları yeni materyal arayışının sürmesine sebep olmaktadır. Androtelli ve arkadaşları (2009), seramik ve titanyum implantların özelliklerini karşılaştırdıkları sistematik derlemede titanyum implantların estetik olmamaları, konak cevabı oluşturan koroziv ürün salınımı yapmaları ve alerjik reaksiyon yaratabilmeleri gibi dezavantajlarından bahsetmişlerdir.

Estetik gereksinimlerin yüksek olduğu olgularda titanyum implantların dişetinden grimsi yansıma yaratması estetik görünümü olumsuz etkilemektedir. Özellikle ince fenotipe sahip dişeti varlığında bu yansıma daha belirgin olmaktadır (Depprich ve ark., 2014 ve Özkurt ve Kazazoğlu, 2011). Ayrıca zaman içerisinde meydana gelebilen peri- implant lezyonlar ve dişeti çekilmesi sonucu implantın boyun kısmı görünür hale gelebilmekte ve estetik sakıncalar oluşabilmektedir (Oliva ve ark., 2007). Titanyum implantlarda görülen bu gibi estetik sorunlar, diş rengine benzer renkte olan seramiklerin implant ve abutment materyali olarak kullanımını gündeme getirmektedir (Kohal ve ark., 2008).

Titanyum korozyona dirençli olmasına rağmen, bazı çalışmalarda titanyum implantların etrafındaki dokuda ve rejyonel lenf nodlarında artmış Ti konsantrasyonunun olduğu belirtilmiştir (Bianco ve ark., 1996 ve Weingart ve ark., 1994).

Morais ve arkadaşlarının (2007), tavşanlar üzerinde yaptıkları çalışmada Ti-6Al-4V implantların iyileşme sürecinde, vanadyum iyon salınımları değerlendirilmiştir. Böbrek, karaciğer ve akciğerler spektrometri ile incelenmiş ve dördüncü haftada iyon salınımının en yüksek seviyelere ulaştığı görülmüştür.

Ayrıca titanyumun tükürük ile temasında galvanik etkilerinin olduğu bildiren ve koroziv ürün salınımının istenmeyen konak cevabı oluşturduğunu söyleyen çalışmalar mevcuttur (Tschernitschek ve ark., 2005).

Sicilia ve arkadaşları (2008), dental titanyum implant uygulanmış 1500 hasta üzerinde allerji çalışması yapmışlardır. Sonuç olarak hastalardan dokuzunda titanyum allerji testinin pozitif olduğu ve allerji prevalansının %0,6 olduğu bildirilmiştir. Bu çalışmadan elde edilen bulgular klinik olarak henüz yeterince açık değildir. Titanyumun uzun dönem kullanımda güvenli olduğuyla ilgili pek çok çalışma mevcuttur (Andreiotelli ve ark., 2009).

1.8. Titanyum-Zirkonyum Alaşımı İmplantlar

Titanyum implantlar, parsiyel ve total dişsizliklerin tedavisinde ilk tercih edilen materyal olmaya devam etmektedir. Titanyum hava ortamında ve biyolojik sıvılarda mükemmel korozyon direncine sahiptir. Yüzeyinde kendiliğinden oluşan oksijen tabakası sayesinde biyoyumluluğu çok iyidir. Bu özelliklerinin yanında mekanik özelliklerinin iyi ve üretiminin de kolay olması dolayısıyla titanyum implantolojide birçok sebepten kendine yer bulmuştur (Grandin ve ark., 2012).

Bazı klinik durumlarda cpTi'nin mekanik özellikleri ve çekme dayanımı yetersiz kalmaktadır. Tek implant uygulamalarında, kretlerde genişliğinin yetersiz olduğu durumlarda dar implantlar (3,0-3,5 mm) tercih edilebilmektedir (Klein ve ark., 2014). Titanyum implantların dar çaplarda kullanımında birsüre sonra yorulmaya bağlı kırıklar meydana gelebilmektedir (Zinsli ve ark., 2004). Bu nedenle dar çaplı implant uygulamalarında saf titanyumdan daha dayanıklı implant materyallerine ihtiyaç duyulmuştur.

Titanyum zirkonyum (Ti-Zr) alaşımı biyoyumluluk ve yüksek mekanik dayanıklılık özelliklerini bir arada bulunduran yeni bir implant materyalidir. Ti-Zr alaşımı, özel olarak dişhekimliğinde implantoloji alanında kullanım için tasarlanmıştır. Ti-Zr alaşımı %15 zirkonyum ve %85 titanyumdan oluşmaktadır ve saf titanyuma göre mekanik dayanıklılığı daha iyidir (Kobayashi ve ark., 1995). Titanyum-zirkonyum alaşımı saf titanyumdan daha güçlüdür ve daha üstün osseointegrasyon özelliklerine sahiptir (Gottlow ve ark., 2012). Ti-Zr alaşımı implantlar titanyum implantlara oranla %40 daha yüksek yorulma dayanımına sahiptir

(Bernhard ve ark.2009). Bunlara ek olarak Ti-Zr alaşımının titanyumla benzer veya titanyuma göre daha yüksek biyouyumluluk sergilediğini söyleyen çalışmalar mevcuttur (Ikarashi ve ark., 2005 ve Grandin ve ark.,2012). Ti-Zr alaşımının mekanik özelliklerin titanyum implantlara göre daha iyi olması daha dar çaplı implantların endikasyonlarının artmasını sağlamıştır.

Ti-Zr alaşımı implantlar piyasaya ilk olarak 3,30 mm çapta sunulmuştur. Ti-Zr implantlar titanyum ve zirkonyum implantlara göre daha iyi mekanik ve biyolojik özellikleri sayesinde, normal çaplı titanyum implantlarla aynı klinik performansı göstererek daha küçük çaplı implant kullanımına olanak sağlamaktadır. (Benic ve ark., 2013).

Ti-Zr alaşımı implantlar Roxolid® (Institut Straumann AG, Basel, Switzerland) adı altında piyasaya sunulmuştur. ISO 14801 standartlarında uygulanan testlere göre çekme dayanımı (*tensile strength*) 953 MPa ve yorulma dayanımı 230 N'dur (Data on file for Straumann).

Dar çaplarda kullanımında oldukça iyi mekanik özellikler gösteren Ti-Zr alaşımı implantların çapları arttıkça nasıl bir mekanik özellik göstereceği ve kemiğe bunu nasıl yansıtacağı ile ilgili in-vivo ve in-vitro çalışma bulunmamaktadır.

1.9. Zirkonya İmplantlar

Zirkonyum atom numarası 40, atom ağırlığı 91,22 g/mol olan bir geçiş metalidir. Zirkonyum, doğada serbest olarak bulunmamakta, ZrO_2 (zirkonyumdioksit) ve $ZrSiO_4$ (zirkonyumsilikat) mineralleri olarak bulunmaktadır. Zirkonyumdioksit, zirkonya ve baddeleyit, zirkonyumsilikat ise zirkon olarak da adlandırılmaktadır (Yeşil Duymuş ve Güngör, 2013).

Zirkonya, polimorfik bir materyaldir. Isı ve basınc koşullarına bağlı olarak   farklı kristalografik yapı gösterebilir. Oda sıcaklığından 1170  C'ye kadar monoklinik form, 1170  C ile 2370  C arasında tetragonal form ve 2370  C'nin üzerinde kübik

forma sahiptir. Soğuma ile birlikte tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüm sırasında hacimdeki artışa ($\sim \% 4,5$) bağlı olarak katastrofik başarısızlar meydana gelir (Denry and Kelly, 2008).

Zirkonyanın oda sıcaklığında tetragonal fazda kalması için içerisine CaO, MgO, CeO₂ ve Y₂O₃ gibi metal oksitleri eklenerek parsiyel stabilize zirkonya (PSZ) elde edilmektedir. Biyomateryal olarak en çok tercih edilen, yitriumun stabilizatör olarak kullanıldığı ve diğerlerinden daha üstün özellikler sergileyen yitriumla stabilize edilmiş tetragonal zirkonyum polikristali (Y-TZP)'dir (Piconi ve Maccauro, 1999). Y-TZP, saf zirkonyuma ağırlığının $\%3-5$ 'i oranında yitrium ilavesiyle elde edilir. Dayanıklılığı diğer metal oksitlerinden yüksektir, yalnız sinterizasyonu daha zordur (Manicone ve ark, 2007).

Zirkonya üzerine gelen kuvvetler matriks içinde düzenli yayılmış olan tetragonal fazın, daha hacimli olan monoklinik faza geçiş yapmasına sebep olur. Bu faz değişimi ile kristallerde $\%3-5$ 'lik bir hacim artışı meydana gelir. Kuvvetlerin uygulandığı bölgede hacim artışına bağlı olarak sıkıştırıcı gerilimler oluşur. Bu gerilimler mikro çatlakların oluşmasını ve yayılmasını engeller. Çatlak oluşumu tetragonal fazın monoklinik faza transformasyonu ile durdurulmuş olur. Bu fenomen “dönüşüm sertleşmesi” (*transformation toughening*) olarak adlandırılır. Zirkonyum, diğer seramiklerde bulunmayan bu özelliği sayesinde daha yüksek kırılma direnci ve esneme dayanımı sergilemektedir (Piconi ve Maccauro, 1999).

Her ne kadar dönüşüm sertleşmesi sayesinde ortaya çıkan baskı stresleri ile materyalin dayanıklılığı artsa da, tetragonal fazın monoklinik faza dönüşümü kontrol altında tutulmalıdır. Aksi takdirde hacimde meydana gelen artış, ileri derecede kırıklara sebebiyet verebilir (Hannink ve ark, 2000).

Zirkonyumun sinterizasyonu sonucunda $\%20-30$ oranında hacimsel büzülme meydana gelmektedir. Sinterizasyon *Hot Isostatic Pressing* (HIP) ve *Non-Hot Isostatic Pressing* (Non-HIP) olmak üzere iki şekilde yapılabilmektedir. Literatürde bu farklı iki teknikle sinterleme sonucu elde edilen zirkonyum materyalinden, HIP-

zirkonya ve non-HIP zirkonya olarak bahsedilmektedir. HIP-zirkonya farklı ve özel bir materyal değildir, sadece sinterleme tekniğidir ve kimyasal yapısı non-HIP zirkonya ile tamamen aynıdır. HIP, kapalı bir sistemde yüksek ısı ve basıncın uygulandığı maliyetli bir sinterleme yöntemidir. Non-HIP yöntemine göre, materyalin dayanıklılığında yaklaşık %20'lik bir artışa sebep olur (Buğurman Yalım ve Türker, 2012).

HIP zirkonyadan üretim yapılması daha uzun zaman alır ve frezelenmesi zordur. Yoğun sinterlenmiş seramik blokların frezelenmesi sırasında, seramik üzerinde istenmeyen yüzeysel ve yapısal hataların oluşma riski vardır. Bu düşünce klinik çalışmalarla henüz kanıtlanmamıştır, aksine literatürde bildirilen fraktür olguları HIP zirkon ile değil non-HIP zirkonya ile ilgilidir (Al-Amled ve ark., 2010).

Non-HIP zirkonya ise, basınçsız bir şekilde hazırlandığı için daha pöröz bir yapı sergilemektedir. Sinterleme işlemi aşındırma işleminden sonra yapıldığından, stresin başlattığı tetragonal fazın monoklinik faza dönüşümü ve buna bağlı olarak yüzeyde serbest monoklinik fazın bulunması önlenir. Her ne kadar bu faz dönüşümü ile ortaya çıkan sıkıştırıcı stresler ile dayanıklılık artsa da, birçok üretici zirkonya üzerinde aşındırma ve kumlama işlemlerinin yapılmasını tavsiye etmemektedir (Akıllı, 2010 ve Buğurman Yalım ve Türker, 2012).

Zirkonyum implantlar, çoğunlukla CAD/CAM sistemi ile HIP sinterleme yöntemi kullanılarak üretilmektedirler. Tek parça veya çift parçalı zirkonya implant sistemleri mevcuttur (Koutayas ve ark., 2009). Ayrıca çekim sonrası immedat uygulanan, kök formunu taklit eden zirkonya implantlar kişiye özel olarak üretilmektedir. Tek parça sistemlerde implant ve abutment bir bütün halindedir ve tek aşamalı cerrahi ile yerleştirilir. Çift parçalı sistemlerde ise abutment, osseointerasyon sürecinin tamamlanmasının ardından ikinci bir cerrahi ile yerleştirilir (Bankoğlu Güngör ve ark., 2014).

Y-TZP mükemmel korozyon ve aşınma direnci olan, bioinert, rezorbe olmayan bir metal oksittir. Yüksek bükülme direncine (900-1200 MPa) sahiptir ve Young

modülü paslanmaz çeliğine yakındır. Yüksek kırılma direnci, yüksek radyoopasitesi, düşük ısı iletkenliği, dış renginde olması, millenebilmesi ve biyouyumluluğun iyi olması gibi avantajlarının yanında bazı dezavantajları da mevcuttur (Bankoğlu Güngör ve ark., 2014).

Zirkonya seramiklerin dezavantajlarından biri “düşük sıcaklık bozunması” (*low temperature degradation*) yaşamalarıdır. Düşük sıcaklık bozunması (DSB) fenomeni yaşlanma olarak da adlandırılır ve su molekülleri tarafından tetiklenen zirkonya yüzeyinde tetragonal fazdan monoklinik faza sürekli bir dönüşümdür. Uzun süre hidrotermal gerilim varlığında DSB oluşmaktadır. DSB, yüzeyde pürüzlenme ve mikroçatlak oluşumuna sebep olarak zirkonyanın performansını ve güvenilirliğini olumsuz etkilemekte, ayrıca kullanım ömrünü kısaltmaktadır (Chevalier ve ark., 2007 ve Osman ve Swain, 2015).

Zirkonyumun dişeti ile biyouyumluluğunu değerlendiren çalışmalarda; zirkonyum yüzeyinde titanyuma göre daha az plak tutulumu saptanmış ve dişeti uyumunun titanyumdan daha iyi olduğu görülmüştür (Rimodini ve ark., 2002 ve Scarano ve ark., 2004)

Kohal ve arkadaşları (2004), yaptıkları hayvan deneyine göre titanyum implantlarla zirkonyum implantların osseointegrasyonu arasında belirgin bir fark olmadığı bildirmişlerdir.

Zirkonya implantlar, metal alerjisi olan hastalarda, tek veya çok üyeli restorasyonlarda ve estetik beklentilerin yüksek olduğu hastalarda kullanılabilirler. Tütün ürünleri kullanan, diş sıkma ve gıcırdatma alışkanlığı olan, aktif periodontitisli hastalarda ve aşırı kemik yıkımının bulunduğu hastalarda kullanılması önerilmemektedir. CAD/CAM teknolojisindeki gelişmelerle beraber birçok dental alanda kullanılmaya başlayan zirkonyum, titanyum implantların estetik dezavantajlarına alternatif sunan bir implant materyali olarak öne çıkmaktadır (Oliva ve ark., 2010). Zirkonya implant destekli restorasyonlarda başarı, doğru hasta seçimine ve doğru implant planlanmasına bağlıdır (Oliva ve ark., 2010 ve Wenz ve ark., 2008).

1.10. İmplant Diş Hekimliğinde Biyomekanik

Biyomedikal mühendislik, canlı sistemlere mühendislik prensiplerini uygulayarak hastaların teşhis, tedavi planlaması ve rehabilitasyonunda yeni bir dönem başlatmıştır. Biyomedikal mühendisliğin bir dalı olan biyomekanik, uygulanan yüklere karşı biyolojik dokuların verdiği yanıt ile ilgilenmektedir. Biyomekanik, biyolojik sistemlerin yapısal-işlevsel ilişkisini açıklamak için mühendislik yöntemlerini kullanmaktadır (Misch, 2015).

İmplant tedavisinde birçok değişkenin bulunması bir tedavi felsefesinin diğeri ile mukayese edilmesini neredeyse imkansız kılmaktadır. Yine de mekanik kavramlarla, fizyolojik ve fizyolojik olmayan kuvvetler gibi konuları tanımlamak ve anlamak mümkün olmaktadır. Biyomekanik yaklaşımlar sayesinde uzun dönemde hangi tedavinin daha başarılı sonuçlar vereceği öngörülebilir (Misch, 2015).

1.11. Biyomekanik Kavramlar

1.11.1. Kuvvet

Kütleli bir cisme hareket kazandıran, cisimlerin şekil, yön ve doğrultularını değiştiren etkiye kuvvet denir. Kuvvet vektörel bir niceliktir ve birimi Newton (N)'dur.

Diş hekimliğinde dişlere ve restorasyonlara gelen kuvvetler malzeme biliminin en çok ilgilendiği alanlardan birisidir. Dental literatürdeki birçok çalışma dişler üzerine gelen ısırma kuvvetleri ile ilgilidir Çiğneme ve maksimum ısırma kuvvetlerinin büyüklüğü bireysel değişkenlikler göstermekle birlikte hastaların çoğunluğunda çiğneme kuvvetleri, maksimum ısırma kuvvetlerinden daha küçük değerlerdedir. Yapılan çalışmalar maksimum ısırma kuvvetlerinin 200-3500 N arasında değişebildiğini göstermiştir (Craig ve Powers, 2002).

Kuvvet, implantlar üzerinde büyüklük ve vektörel yön nicelikleri yoluyla etki gösterir. İmplantlar üzerine üç tip kuvvet etki eder. Baskı (sıkışma) kuvvetleri,

kütledeki partikülleri birbirine sıkıştırma işlevi yapar. Çekme (gerilme) kuvvetleri objeleri birbirinden ayırır. İmplantlar üzerinde makaslama kuvvetleri ise kaymaya sebep olur (Misch, 2005).

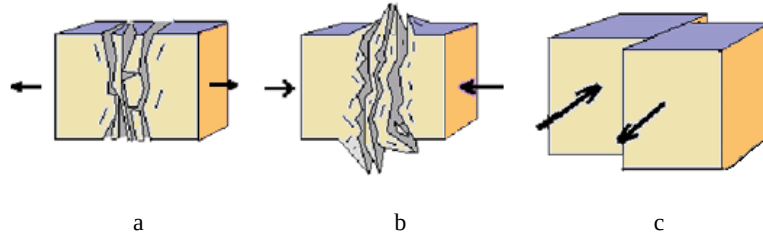
Kemik üzerindeki en zararlı etkiye sahip kuvvet makaslama tipi kuvvetleridir. Kortikal kemik baskı kuvvetlerine karşı dayanıklı, makaslama kuvvetlerine karşı ise zayıftır. Kemiğin en dirençli olduğu kuvvet tipi, sıkıştırma kuvvetidir, kemiğin gerilme kuvvetlerine dayanımı sıkıştırma kuvvetinden %30 daha azdır (Misch, 2005).

1.11.2. Stres (Gerilme)

Birim alana uygulanan kuvvet miktarına stres denir. Stresin büyüklüğü uygulanan kuvvetin büyüklüğü ve kuvvetin dağıldığı alana bağlıdır (Misch, 2005). Bir cisme kuvvet uygulandığında, cisim içinde kuvvetle aynı miktarda ancak ters yönde bir tepki gerilmesi oluşur. Kuvvet karşısında oluşan bu tepkiye stres adı verilir. Hem uygulanan kuvvet, hem de içerideki gerilme direnci cismin tüm yüzeyine yayılır (Craig ve ark., 1996).

Stres (S) = Kuvvet (F) / Alan (A) şeklinde formülize edilir. Birimi Paskaldır (Pa= N/m²). Yapılan çalışmalarda gerilme birimi olarak genellikle megaPaskal kullanılmaktadır. 1 MPa = 10⁶ Pa eşittir (Craig and Powers, 2002).

Bir cisme dışarıdan bir kuvvet uygulandığında, cisim içerisinde iç gerilmeler oluşmaktadır. Bu iç gerilmeler çekme(*tensile*), sıkışma (*compressive*) ve makaslama (*shear*) stresleri olmak üzere üçe ayrılırlar (Adıgüzel, 2010). Çekme stresi aynı doğrultuda, fakat ters yönde iki kuvvetin; sıkışma stresleri aynı doğrultuda ve aynı yönde iki kuvvetin cismi etkilemesi ile oluşurlar. Makaslama kuvvetleri ise birbirine paralel kuvvetlerin cismi etkilemesi ile oluşmaktadır (Craig and Powers, 2002) (Şekil 1.1).



Şekil 1.1. Gerilme tipleri **a)** çekme stresleri **b)** sıkışma stresleri **c)** makaslama stresleri

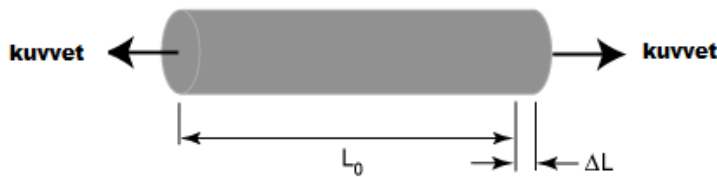
Kortikal kemik tarafından en iyi sıkışma stresleri tolere edilmektedir. Sıkışma stresleri kemik-implant arayüzü oluşumunda olumlu etkiye sahipken, makaslama ve gerilme stresleri ise implant kemik bağlantısına olumsuz yönde etkilemektedir (Misch, 2005).

1.11.3. Gerinim (Strain)

Cisme gerilim uygulandığında cismin birim boyutunda meydana gelen boyutsal değişime denir. Gerinim ve gerilme birbirinden farklı niceliklerdir. Gerilim büyüklük ve yönü olan bir kuvvet iken, gerinim bir kuvvet değil sadece bir büyüklüktür (Anusavice, 2003 ve Adıgüzel, 2010).

ϵ = Gerinim; ΔL = Boyutsal değişim; L = Cismin ilk uzunluğu (Şekil 1.2)

$$\epsilon = \Delta L / L$$



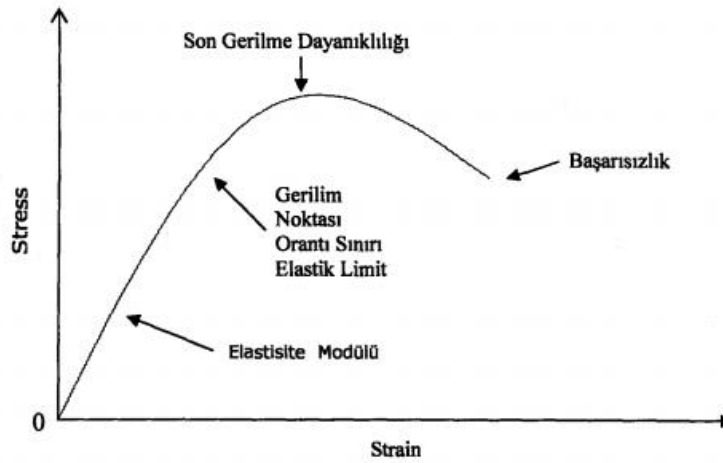
Şekil 1.2. Gerinim (strain)

Gerinim, elastik, plastik veya elastik ve plastik şekillerde olabilir. Elastik gerinim geri dönüşümlüdür. Yani stres ortadan kalkınca cisim eski haline döner, plastik gerinimde ise cisimde kalıcı şekil değişikliği meydana gelir. Eğer stres, birim alan başına bileşke kuvvetini aşarsa, enerji veya çekim kuvveti atomların tamamen

ayrıldığı bir noktaya gelebilir. Bu durumda cisimde kopma ya da kırılmalar görülür (Anusavice, 2003 ve Zaimoğlu ve ark., 1993).

1.11.4. Gerilme-Gerinim Eğrisi (Stres-Strain Diagramı)

Gerilme-gerinim eğrisi, germe dayanıklılığı (*yield strength*), son gerilme dayanıklılığı (*ultimate tensile strength*), kırılma dayanıklılığı (*fracture strength*), elastisite modülü ve uzama (*elongation*) gibi materyal özelliklerini tanımlamak için kullanılan değerleri verir (Şekil1.3).



Şekil 1.3. Gerilme-Gerinim Eğrisi (Gladwin ve Bagby, 2000)

1.11.5. Elastisite (Young) Modülü

Elastisite modülü, gerilmenin gerinime oranıdır. Gerinimin birimi olmadığından ötürü birimi gerilmenin birimi ile aynıdır. Birimi MPa'dır (Craig and Powers, 2002).

Yüksek bir elastisite modülüne sahip bir cisim, aynı kuvvetler altında, düşük elastisite modülüne sahip bir cisimden daha az deformasyona uğrar (Adıgüzel, 2010). Elastisite modülü arttıkça cismin katılığı da artar (Craig and Powers, 2002).

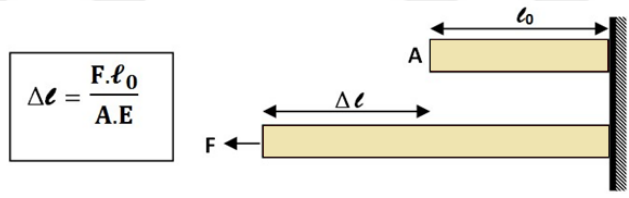
Her malzemenin elastisite modülü kendine özgüdür (Ulusoy ve Aydın, 2005; Bölüm 10).

1.11.6. Hooke Yasası

Malzemeye kuvvet uygulandığında, malzemede meydana gelen uzamaların elastik sınırlar içinde, gerilmelerle doğru orantı olduğunu söyleyen yasadır. Kuvvet ile meydana getirdiği uzama arasındaki basit lineer bağlantı, ilk defa İngiliz matematikçi Hooke tarafından 1678 yılında ortaya konulmuştur.

Hooke yasasına göre; Cismin toplam uzaması= $\Delta l = Fl / AE$ olarak formülize edilir.

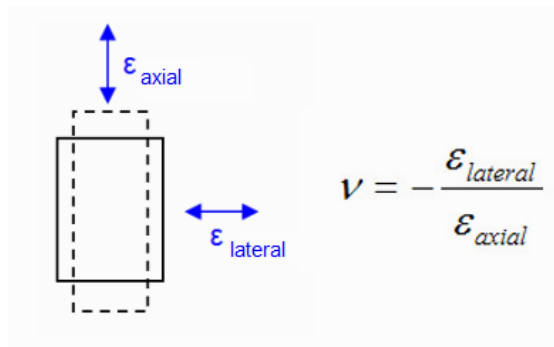
F: cismi uzatan kuvvet; l_0 : cismin ilk boyu; A: cismin kesit alanı; E: cismin elastisite modülü (Şekil 1.4).



Şekil 1.4. Hooke Yasası

1.11.7. Poisson Katsayısı

Bir yönde şekil değiştirmeye maruz kalan her cisim, diğer yönde de aynı türde bir şekil değiştirme gösterir. Poisson katsayısı (ν), elastik sınırlar içerisinde bir cisme uygulanan belirli kuvvet altında materyalde oluşan lateral gerinimin, aksiyel gerinime oranı olarak tanımlanmaktadır (Şekil 1.5). Bütün malzemeler için 0-0,5 arasında bir değerdir (Adıgüzel, 2010 ve Sakaguchi ve Powers, 2011).



Şekil 1.5. Poisson katsayısı formülü

1.11.8. Lineer Cisim

Gerilme ve gerinimin eğrisinin orantı sınırına kadar doğru orantılı olduğu, sonrasında non-lineer özellik gösteren cisimlerdir (Sakaguchi ve Powers, 2011).

1.11.9. Son Elastik Deformasyon Noktası (Yield Strength/Yield Point)

Plastik deformasyonun başladığı ölçülebilen en küçük gerilme değeridir. Dental titanyum implant alaşımlarının son elastik deformasyon noktası 1119 MPa'dır (Powers ve Sakaguchi, 2006).

1.11.10. İzotropi ve Anizotropi

Üç asal eksen yönünde (x,y,z) benzer davranış gösteren malzemeler izotropik, farklı elastik özellikleri gösteren malzemelere anizotropik olarak adlandırılmaktadırlar. İzotropik cisimlerin elastik özellikleri iki malzeme sabitiyle (elastisite modülü ve Poisson katsayısı) ifade edilebilir. Anizotrop cisimler ise farklı doğrultularda farklı elastiklik modülüne sahiptirler (Geng, 2001).

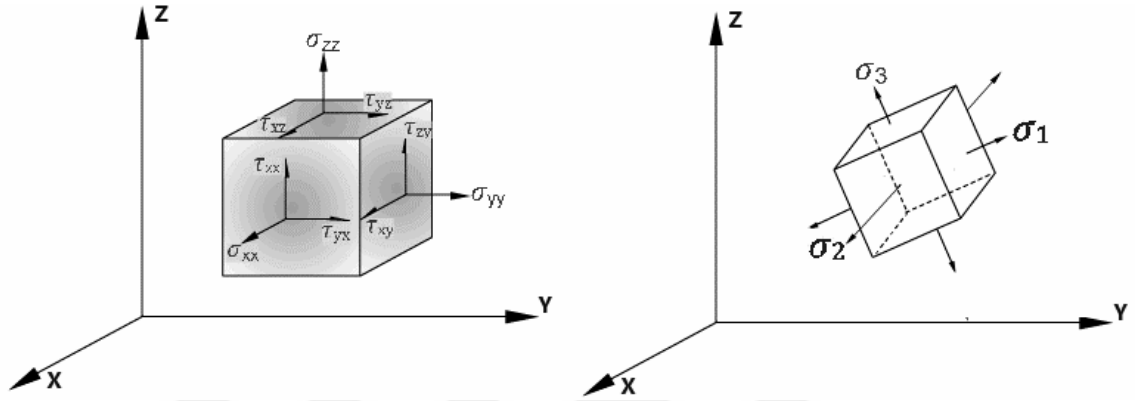
Üç asal eksenden ikisi üzerinde benzer özellik gösteren malzemelere transvers izotropik adı verilir. Bazı araştırmacılar kemik dokusunun transvers izotropik olduğunu ileri sürerken, diğerleri kemiğin anizotropik olduğunu savunmaktadırlar. Ashman ve Van Buskirk (1987), alt çenenin mandibular kavsi etrafındaki kütleli doğrultusu ile transvers izotropik olduğunu ortaya koymuşlardır.

1.11.11. Homojen Cisim

Yapısal her elamanında aynı özelliği gösteren, noktadan noktaya elastik özelliklerinin değişmediği kabul edilen cisimlerdir (Sakaguchi ve Powers, 2011).

1.11.12. Asal Gerilme (Principle Stres)

Üç boyutlu bir elemana x,y,z düzlemlerinde biri normal ikisi makaslama tipi kuvvet etki etmektedir. Üç boyutlu bir elemanda en büyük stres değerleri, bütün makaslama stres bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşmaktadır (Şekil 1.6). Bir eleman bu konumda olduğunda oluşan basma ve çekme streslerine “asal gerilme” denilmektedir.



Şekil 1.6. Üç boyutlu elemana etki eden asal gerilme değerleri

Asal gerilmeler; minimum, ara ve maksimum asal gerilmeler olmak üzere üçe ayrılırlar. “σ1” en büyük pozitif değeri, “σ3” en küçük değeri, “σ2” ise ara değeri göstermektedir. Bu değerler; “σ1 > σ2 > σ3” şeklinde sıralanmaktadır. “σ1” en yüksek çekme streslerini temsil eder, pozitif bir değerdir; “σ3” ise en yüksek basma streslerini temsil eder ve negatif bir değerdir (Kurşunoğlu, 2011).

1.11.13. Von Mises Gerilmesi (Von Mises Stres)

Von Mises gerilmesi; çekilebilir malzemeler için, şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanır. Bir yapının belli bir bölümündeki iç enerji, Yield noktasını aşarsa, yapı bu noktada şekil değiştirir. Von Mises gerilmesi, üç asal gerilme değeri kullanılarak aşağıdaki gibi formülize edilmiştir (Kurşunoğlu, 2011).

$$\sigma = [((\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2) / 2]^{1/2}$$

1.12. Diş Hekimliğinde Kullanılan Biyomekanik Yöntemler

Diş hekimliği biliminde, ağız içerisinde meydana gelen kuvvetlerin iyi anlaşılıp analiz edilmesi, yönlendirmesi ve dokuların dayanabildiği fizyolojik sınırlar içerisinde tutulabilmesi ve yapılan restorasyonların oral rehabilitasyon ilkelerine uygun olmasına özen gösterilmesi gerekir (Ulusoy ve Aydın, 2005; Bölüm 5).

Yapılan restorasyonların başarısı için, kullanılan materyallerin mekanik özelliklerinin ve bu materyallerin kuvvetler karşısındaki gerilmelerinin bilinmesi gerekmektedir. Canlı bir organizma üzerinde kuvvetlerin gösterilmesi oldukça zor, hatta bazen imkansızdır. Bu durumlarda canlı dokuların modellemelerinin yapıldığı ve bu modeller üzerinde kuvvetin yoğunlaştığı bölgelerin tespit edilebildiği in-vitro kuvvet analizi çalışmaları değer kazanmıştır (Ramoğlu ve Ozan, 2014).

Diş hekimliğinde kullanılan kuvvet analiz yöntemleri şunlardır:

1. Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi
 2. Gerilim Ölçer (Strain Gauge) Kuvvet Analiz Yöntemi
 3. Kırılgan Vernik (Brittle Lacquer) Kuvvet Analiz Yöntemi
 4. Holografik İnterferometri ile Kuvvet Analiz Yöntemi
 5. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi
 6. Radyotelemetri Kuvvet Analiz Yöntemi
 7. Sonlu Elemanlar (Finite Element) Kuvvet Analiz Yöntemi
- (Ulusoy ve Aydın, 2005; Bölüm 5)

1.12.1. Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi

Geometrik yapıda olmayan karışık yapılar içerisinde oluşan mekanik iç baskı ve gerilimleri gözle görülebilir ışık taslakları haline getirme esasına dayanan bir analiz yöntemidir. Saydam cisimler içinden geçen ışığın, çifte kırılması olayına dayanan optik bir sistemdir. Polarize ışık demeti, üzerine kuvvet uygulanmış fotoelastik bir materyalden geçerken, materyali farklı hızlarda kateden dikey titreşimlere dönüşür. Bu durum polariskop cihazı yardımıyla gözlenip resmi çekilebilir ve oluşan gerilme

düzeyleri tespit edilebilir (Ulusoy ve Aydın, 2005; Bölüm 5). Yüklenmiş modelden alınmış kesitler polariskop cihazıyla incelendiğinde kuvvete maruz kalan bölgelerde kuvvetin lokalizasyonu ve yoğunluğu hakkında bilgi veren izokromatik çizgiler görülür. Çizgilerin sayısı ne kadar fazlaysa gerilim büyüklüğü o kadar yüksektir. Bu analiz sonucunda muhtemel zayıf noktalar, kırılma bölgeleri ve kuvvet etkisiyle oluşabilecek biyolojik değişiklik bölgeleri belirlenebilmektedir (Aydın ve ark.,1995).

Araştırılan modelin yüzeyinde ve hacminde istenilen kesitte gerilme ve deformasyon alanlarının bulunabilmesi, gerilmenin biriktiği bölgelerde detaylı ölçüm yapılabilmesi, yüksek hassasiyet ve sonuçların güvenilirliği, ölçümlerin ve elde edilmiş verilerin işlemlerinin basitliğinden dolayı bu metod sıkça tercih edilmektedir (Özkır, 2007).

Diş hekimliği alanında streslerin biyomekaniğinin anlaşılmasında sıklıkla kullanılmasına rağmen bu yöntemin de bazı sınırlamaları mevcuttur. Çalışmalarda kemiği taklit eden rezin materyal homojen ve izotropik bir yapıya sahipken, gerçekte kemik yapısı homojen veya anizotropik değildir. Fotoelastik rezin materyal streslerin artmasına sebep olmaktadır. Bu nedenlerden dolayı elde edilen sonuçlar gerçek değerlerle benzerlik göstermeyebilir. Bununla birlikte çalışmalardan elde edilen sonuçların ışığında, implantların ve kemiğin stres altındaki davranışları ile ilgili bilgiler elde edilebilir (Özkır ve Terzioğlu, 2012).

1.12.2. Gerinim Ölçer (Strain Gauge) Kuvvet Analiz Yöntemi

Yük altındaki yapılarda oluşan doğrusal şekil değişikliklerinin tespitinde gerinim ölçme cihazlarından yararlanılır. Şekil değiştirme elemanı olan birim uzamalar değişik prensiplerle tasarlanan elemanlarla ölçülür. Mekanik, optik, elektriksel, akustik ve pnömatik gerinim ölçerler mevcuttur (Ulusoy ve Aydın, 2005; Bölüm 5).

Pratikte en çok kullanılan gerinim ölçerler elektriksel olandır. Elektriksel gerinim ölçerler, cisime uygulanan çekme veya sıkıştırma kuvvetlerinin, yapı içinde

elektiriksel direnci arttırması ya da azaltmasına bağlı olarak çalışırlar. Yapı içinde oluşan stres miktarı elektiriksel dirençteki oluşturduğu değişimlerin lümü Wheatstone köprüsü konfigürasyonu ile yükselticiye aktarılarak yapılır (Assunção ve ark., 2009 ve Karl ve ark., 2009).

Yöntem, in-vivo uygulamalarda kullanılabilmesi, nicel değerlendirmelerin yapabilmesi ve verilerin matematiksel işlemler için kullanılabilmesi gibi avantajlara sahiptir. Gerinim ölçerlerin boyutlarından dolayı küçük cisimlerde kullanımının sınırlı olması ve farklı kuvvetlerin tek yönlü gerinim ölçümlerinde benzer sonuçlara sebep olabilmesi yöntemin dezavantajlarıdır (Karl ve ark., 2009).

Klinik ngörülerin elde edilmesi için implant biyomekaniğinin anlaşılmada gerinim ölçer kuvvet analiz yöntemi yaygın olarak kullanılır. In-vivo ölçümlerin yapılabilmesine izin veren tek yöntemdir (şahin ve ark., 2002).

1.12.3. Kırılğan Vernik Kuvvet Analiz Yöntemi

Bu yöntemde analizi yapılacak modele özel bir vernik uygulanarak, fırınlanır. Sonra modele yükleme yapılır. Kuvvetlerin yoğunlaştığı bölgelerde görülen çatlamalar kuvvet hatlarının doğrultusu hakkında bilgi verir (Ulusoy ve Aydın, 2005; Bölüm 5).

1.12.4. Holografik İnterferometri ile Kuvvet Analiz Yöntemi

Bir cismin üç boyutlu görüntüsünün lazer ışını kullanılarak holografik film üzerine kaydedilmesini sağlayan optik bir yöntemdir. Test modeli üzerinde herhangi bir hasara yol açmadan, cismin çoğunlukla gerçek boyutlarında incelenebileği, yüzey deformasyonları nanometre (nm) boyutunda algılanarak, kaydedilebildiği hassas bir yöntemdir (Ulusoy ve Aydın, 2005; Bölüm 5).

1.12.5. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi

Bu yöntem Lord Kelvin tarafından bulunan “homojen, izotropik bir materyalin periyodik olarak yüklenmesiyle birlikte ortaya çıkan ısı değişiklikleri materyalin belirli noktalarındaki asal streslerin toplamı ile doğrudan orantılıdır” ilkesine dayanmaktadır. Bu metod için gerekli olan periyodik yükleme frekansına erişim esnasında ulaşılabilirken, dental implantların statik yüklenmesi gibi durumlarda gerekli yüklenme frekansı elde edilememektedir (Ulusoy ve Aydın, 2005; Bölüm 5).

1.12.6. Radyoteleometri ile Kuvvet Analiz Yöntemi

Bu metod birleşik bir donanım ve yazılım yardımıyla elde edilen verilerin, herhangi bir materyale bağlantısı olmadan iletimine dayanır. Gerinim ölçerde oluşan direnç farklılıkları voltajı düşüşlerine sebep olur. Bu düşüşler radyotelemetrinin frekansını etkileyerek ve sonuçları oluşturmaktadır (Ulusoy ve Aydın, 2005; Bölüm 5).

1.12.7. Sonlu Elemanlar (Finite Element) Stres Analizi Yöntemi

Sonlu Elemanlar Stres Analizi (SESA) yöntemi 1960’lı yılların başında havacılık ve uzay endüstrisinde yaşanan yapısal problemlerin çözümü için geliştirilmiştir. Günümüze kadar yapısal analiz, ısı transferi, akışkanlar mekaniği, kütle transportu ve elektromanyetizma gibi konuları da içine alarak kapsamı genişlemiştir (Geng ve ark, 2001).

SESA yöntemi biyomekanik sistemin gerçeğe uygun matematiksel modelinin oluşturularak, bu modelin bilgisayar ile çözülmesi esasına dayanır (Ulusoy ve Aydın, 2005; Bölüm 5). Bu yöntem klasik analitik yöntemlerle çözülemeyecek düzeyde karmaşık problemlerin çözümünde kullanılır (Assunção ve ark., 2009).

SESA yöntemi, her ne kadar karmaşık geometriye sahip mühendislik yapı sistemleri için geliştirilmiş olsa da bilgisayar teknolojisinin gelişimiyle dişhekimliği biyomekaniğinde de uygulama alanı bulmuştur (Adıgüzel, 2010). 1960’ların sonunda

Ledney ve Huang'ın bir diş modelini matematiksel olarak oluşturmasıyla kullanılmaya başlanan yöntem, 1970'li yıllarda Farah ve arkadaşlarının yaptığı çalışmalarla diş hekimliğindeki yerini almaya başlamıştır (Ramoğlu ve Ozan, 2014). Dental implantoloji alanında ise ilk defa 1976 yılında Weinstein ve arkadaşları tarafından uygulanmış ve sonrasında bu alanda kullanımı hızla yaygınlaşmıştır (Geng ve ark., 2001).

Dental implantların başarısı kemikte hangi tip gerilimlerin oluştuğu ile ilgilidir. Çiğneme esnasında oluşan aksiyal kuvvetler ve dönme momentleri implantlarda ve çevre kemik dokusunda çeşitli stresler oluşturmaktadır. Dental implantların başarı ve başarısızlığında anahtar faktör hangi streslerin kemiğe aktarıldığıdır. İmplantlardan kemiğe iletilen stres, yüklemenin tipine, kemik-implant arayüzeyine, implantların çapı ve boyuna, implantın yüzey özelliklerine, protezin tipine ve çevreleyen kemiğin kalite ve kantitesine bağlıdır. SESA implantın kortikal kemikle olan temas yüzeyinde ve implant apeksinin çevreleyen trabeküler kemikte oluşan stres dağılımı hakkında bilgi verir (Geng ve ark., 2001).

1.12.7.1. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yönteminin Avantajları

Sonlu elemanlar stres analiz yönteminin diğer stres analizi yöntemlerine göre birçok avantajı bulunmaktadır:

1. Düzgün geometriye sahip olmayan katı cisimler rahatlıkla modellenebilir.
2. Yazılımlar sayesinde, gerçek yapıya en yakın modeller oluşturulabilir.
3. Bağlantı noktası fazla olan cisimler (delikli veya köklere sahip) rahatlıkla çözümlenebilir.
4. Yapısında değişik malzeme ve geometri özelliklerini barındıran cisimlerin analizleri yapılabilir.
5. Hem gerilim dağılımları hem de deplasmanlar birlikte ve çok hassas olarak elde edilebilir.
6. Uygulanan kuvvetlerin, malzeme özelliklerinin ve geometrilerinin kolayca değiştirilebilmesi ve analizin kolayca tekrarlanabilmesi mümkündür.
7. Analiz sonuçları çok kısa sürede elde edilebilir.

8. Sınır şartları oldukça kolay uygulanır.
9. Karmaşık yapılarda ve problemlerde sebep-sonuç ilişkilerini hesaplamak için çok etkin bir şekilde kullanılabilir, analitik ve deneysel metodlardan çok daha hassas sonuçlar vermektedir.

(Adıgüzel, 2010; Logan, 2007; Ulusoy ve Aydın, 2005; Bölüm 5 ve Ramoğlu ve Ozan, 2014)

1.12.7.2. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yönteminin Dezavantajları

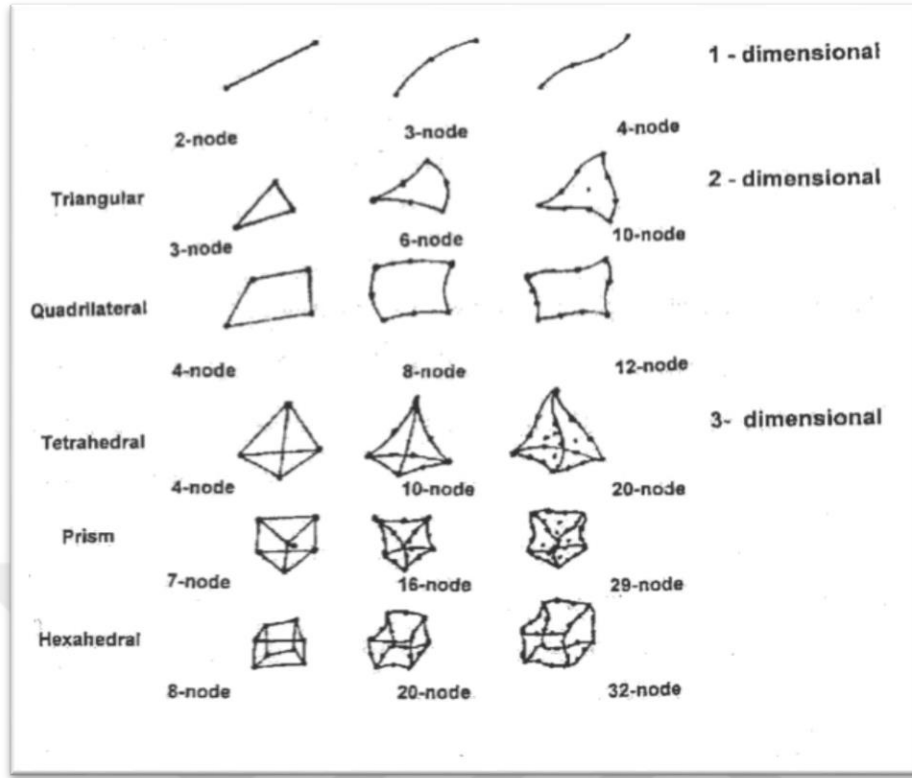
1. Analizlerin yapılabilmesi için gerekli olan donanıma sahip bilgisayar ve software programlarının maliyet ücretleri fazladır. Gelişen teknolojiyle doğru orantılı olarak mevcut olan software programlarının düzenli olarak güncellenmesi gerekmektedir.
2. Bu yöntemde yapılan araştırmaların doğruluğu, malzeme özelliklerinin sisteme yüklenmesi gibi kilit noktalara bağlıdır.
3. Geometrinin modellenmesi, malzeme özellikleri, destek koşulları ve yükleme şartları oldukça öznedir ve analistin kararına çok bağlıdır. Aynı problem, aynı bilgisayar programı ile farklı analistler tarafından çözümlendiğinde, çoğu zaman sonuçlarda farklılıklar elde edilebilir.
4. Doğru bir analiz için matematik model sisteminin, mutlaka gerçeğe yakın olması sağlanmalıdır.
5. İyi bir sonlu eleman modeli oluşturabilmek için mesleki bilgi, değerlendirme kabiliyeti ve tecrübe gerekir.
6. Analiz sonuçlarını düzenlemek ve yorumlamak uğraştırıcı ve zordur.

(Geng ve ark, 2008 ve Ramoğlu ve Ozan, 2014)

1.12.7.3. Sonlu Eleman Stres Analiz Yönteminin Aşamaları

Ön işlem aşaması (*Pre-processing*)

İncelenecek modelin elde edilmesi aşamasıdır. Katı modelin oluşturulmasında farklı yöntemler kullanılabilir. En sık kullanılan yöntemlerden biri MR ve CT görüntülerinin bilgisayar ortamına aktarılması diğer koordinat belirleme cihazlarıyla elde edilen nokta ve yüzey verilerinden model oluşturulmasıdır. Bu yöntemlerden biri kullanılarak bilgisayar ortamında modelin oluşturulması ile ilk aşama gerçekleştirilmiş olunur (Ebrahimi, 2012; Chapter 1; Geng ve ark., 2001; Moratal, 2010 ve Ramoğlu ve Ozan, 2014). Gerekli olan programların kullanılması sonrasında, analizi yapılacak olan yapı; boyutuna ve geometrisine uygun olarak parçalara bölünür. Bu parçalar “eleman” (*element*) adı verilen basit geometrik şekillerdir. Elemanlar tek boyutlu (düz çizgiler), iki boyutlu (üçgenler, eşkenar dörtgenler) veya üç boyutlu (piramit veya prizma) ve değişik şekillerde olabilirler (Şekil 1.7). Elemanlar belli noktalardan birbirleriyle bağlanır ve bu köşe noktaları “düğüm” (*node*) olarak tanımlanır (Ebrahimi, 2012; Chapter 2 ve Shetty ve ark., 2010).



Şekil 1.7. Çeşitli elementler ve sahip olabilecekleri düğüm sayıları (Shetty ve ark.,2010)

Düğüm noktalarının ve elemanların koordinatları ağ (*mesh*) oluşturma işlemi ile belirlenir. Ağ yapısı üretimi (*mesh generation*) programlar tarafından otomatik yapılabildiği gibi kullanıcı tarafından da ağ yapısı oluşturulabilir. Ağ yapısı üretme konusunda kullanıcı istediği bölgelerde eleman yoğunluğunu değiştirebilir. Eleman sayısının artması, sonucun gerçeğe daha yakın olmasına olanak sağlarken, hata ihtimalini de arttırmaktadır. Önemli olan modelin nasıl en iyi şekilde küçük parçalara bölünerek, ağ yapısı oluşturulacağıdır (Adıgüzel, 2010).

Oluşturulan ağ yapısı “matematiksel model” olarak da adlandırılır. Matematiksel modeli oluşturan elemanlar sanal stresler altında gerilme ve şekil değiştirmelerini bağlı bulundukları diğer elemanlara aktararak onların da etkilenmelerine sebep olurlar. Ağ yapısının oluşturulmasından sonra cismin nereden sabitlendiği ve kuvvetin hangi bölgeden uygulandığını gösteren sınır koşulları (*boundary conditions*), streslerin ve deplasman hareketlerinin sınır ifadelerini kapsar. Analizin yapılacağı cismin hangi bölgesinden kuvvet uygulanacağına göre sınır şartları belirlenir (Adıgüzel, 2010 ve Ebrahimi, 2012; Chapter 2).

Verilerin software programına yüklenmesi (analiz):

Bu aşamada oluşturulan matematiksel modellerdeki farklı yapıların materyal özellikleri, yükleme koşulları ve sınır şartları tanımlanmalıdır. Materyal özelliklerin belirlenmesinde elastisite modülü, Poisson oranları analizin incelediği konuya göre genişleme katsayısı, termal iletkenlik, sürtünme katsayısı gibi değerler de kullanılabilir. Yükleme koşullarının belirlenmesi ile birlikte uygulanması düşünülen kuvvetin şiddeti, yönü ve açısı belirlenir (Ebrahimi, 2012; Chapter 2). Matematiksel modeli oluşturan her eleman, analizi planlanan ana modelin tüm özelliklerine sahip olduğu için bu elemanların yüklemeler altında gösterdikleri tepkiler yapının bütününe taklit eder. Yüklemeler altında elde edilen veriler programda depolanır (Ramoğlu ve Ozan, 2014).

Son işlem aşaması (*Post-processing*)

Her elemanın iç çözümlemesinden tüm yapının çözümlemesine bilgisayar programları yardımıyla ulaşılır. Sonlu elemanlar stres analizinin yorumlanmasında kemik ve implantın detaylı geometrisi, materyal özellikleri, sınır koşulları ve implant kemik ara yüzeyinin özelliği sonuçları etkilemektedir (Geng ve ark., 2001). Analiz sonucunda elde edilen stres değerleri matematiksel hesaplamalar sonucunda elde edilmektedir ve bu değerlerin varyansı bulunmamaktadır. Bu nedenle bu değerlerin istatistiksel analizi yapılamamaktadır. Sonuçlar dikkatli şekilde incelenerek yorumlanır. SESA yönteminde stresin sayısal değeri doğru olmayabilir ama stresin hangi bölgede ve ne kadar oluşacağı sorusuna cevap bulunabilmektedir (Taşkınsel ve Gümüş, 2014).

Sonlu eleman analiz yönteminde, her bir alt yapının çözümlemesi; yapının bütünlüğün çözümlemesi ile sonuçlar elde edilir. Farklı yükleme koşulları altında yapılan analizler neticesinde farklı değişkenlere ilişkin veriler elde edilebilir. Bu

veriler, asal gerilimler, aksiyal gerilimler, yer değiştirme değerleri (*displacements*), deformasyon değerleri veya eşdeğer gerilimler (*equivalent stresses*)'dir.

Çalışmamızda, üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi için Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) bilgisayar yazılımı kullanılmıştır. Bu yazılım, aynı anda oluşan 25 farklı stresin değerini verebilmektedir. Sonlu elemanlar stres analizinde en önemli nokta, doğru kesitler elde edip, düğümlerdeki stres miktarının doğru bir biçimde değerlendirilmesi ve diğer örneklerle kıyaslama yaparak anlamlı sonuçların elde edilmesidir.



2. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu tez çalışması Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ve Ay Tasarım Ltd. Şti. laboratuvarında gerçekleştirilmiştir. Çalışmamızda üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz (SESA) yöntemi kullanılarak, statik lineer analiz yapılmıştır.

Çalışmamızda üç farklı implant materyalinden (titanyum, zirkonyum, titanyum zirkonyum alaşımı) implant uzunluğu sabit tutulmak koşuluyla, en ince 3,00 mm en kalın 5,00 mm olmak üzere değişen çaplarda modellemeler yapılmıştır. Çap artışı, her bir materyal için 3,00 mm'den başlanarak 0,10 mm arttırılarak 5,00 mm'ye kadar devam ettirilmiştir. Her implant materyali için 21 olmak üzere toplamda 63 model elde edilmiştir. Her bir modele aynı senaryoda 45° açıyla 100 N yükleme koşulu uygulanarak, toplam 63 adet çalışma grubu oluşturulmuştur (Çizelge 2.1).

Çizelge 2.1. Aynı yükleme koşuluna sahip çalışma grupları

	model	implant çapı (mm)	çalışma grubu		model	implant çapı (mm)	çalışma grubu		model	implant çapı (mm)	çalışma grubu
TİTANYUM	Ti 1	3,00	1	ZİRKONYUM	Zr 1	3,00	22	TİTANYUM-ZİRKONYUM ALAŞIMI	Ti-Zr 1	3,00	43
	Ti 2	3,10	2		Zr 2	3,10	23		Ti-Zr 2	3,10	44
	Ti 3	3,20	3		Zr 3	3,20	24		Ti-Zr 3	3,20	45
	Ti 4	3,30	4		Zr 4	3,30	25		Ti-Zr 4	3,30	46
	Ti 5	3,40	5		Zr 5	3,40	26		Ti-Zr 5	3,40	47
	Ti 6	3,50	6		Zr 6	3,50	27		Ti-Zr 6	3,50	48
	Ti 7	3,60	7		Zr 7	3,60	28		Ti-Zr 7	3,60	49
	Ti 8	3,70	8		Zr 8	3,70	29		Ti-Zr 8	3,70	50
	Ti 9	3,80	9		Zr 9	3,80	30		Ti-Zr 9	3,80	51
	Ti 10	3,90	10		Zr 10	3,90	31		Ti-Zr 10	3,90	52
	Ti 11	4,00	11		Zr 11	4,00	32		Ti-Zr 11	4,00	53
	Ti 12	4,10	12		Zr 12	4,10	33		Ti-Zr 12	4,10	54
	Ti 13	4,20	13		Zr 13	4,20	34		Ti-Zr 13	4,20	55
	Ti 14	4,30	14		Zr 14	4,30	35		Ti-Zr 14	4,30	56
	Ti 15	4,40	15		Zr 15	4,40	36		Ti-Zr 15	4,40	57
	Ti 16	4,50	16		Zr 16	4,50	37		Ti-Zr 16	4,50	58
	Ti 17	4,60	17		Zr 17	4,60	38		Ti-Zr 17	4,60	59
	Ti 18	4,70	18		Zr 18	4,70	39		Ti-Zr 18	4,70	60
	Ti 19	4,80	19		Zr 19	4,80	40		Ti-Zr 19	4,80	61
	Ti 20	4,90	20		Zr 20	4,90	41		Ti-Zr 20	4,90	62
	Ti 21	5,00	21		Zr 21	5,00	42		Ti-Zr 21	5,00	63

Uygulanan kuvvetler sonucunda kortikal ve trabeküler kemiğin en üst seviyesinde oluşan maksimum ve minimum asal gerilmeler, implant ve vidasında meydana gelen von Mises gerilme değerleri incelenmiştir.

Üç boyutlu ağ yapısının düzenlenlenerek homojen hale getirilmesi, üç boyutlu katı modellerin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizinin yapılabilmesi için Intel Xeon® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500 GB harddisk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sisteminin kullanıldığı bilgisayardan, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) 3 boyutlu modelleme yazılımından, VRMesh Studio (Virtual Grid Inc, Bellevue City, WA, USA) ve Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) analiz programlarından faydalanılmıştır.

2.1. Sonlu Elemanlar Stres Analizinde Kullanılacak Modellerin Hazırlanması

2.1.1. İmplant ve Abutment Modellemesi

Çalışmamızda implantlar 3,00 mm çaptan başlanarak 5,00 mm çapa kadar modellenmiştir. Her model arasındaki çap artışı 0,10 mm'dir (Şekil 2.1).

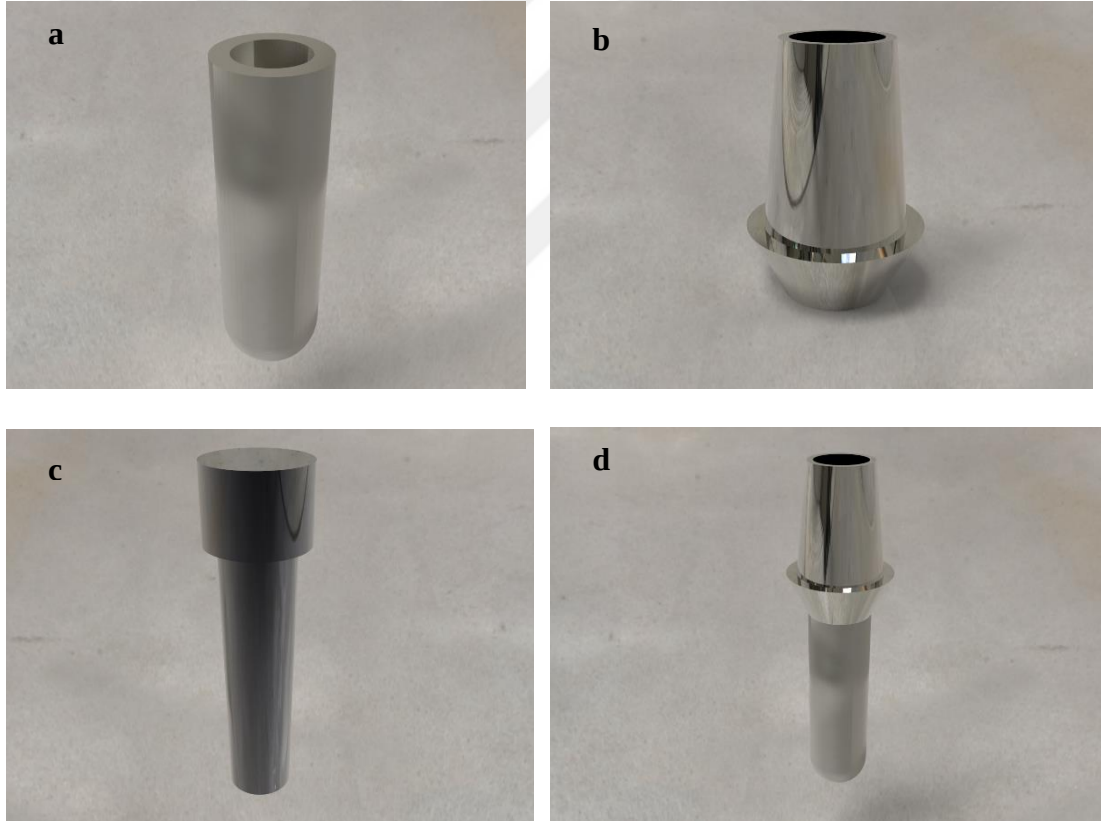


Şekil 2.1. Çalışmamızda kullanılan implant modelleri (21 adet)

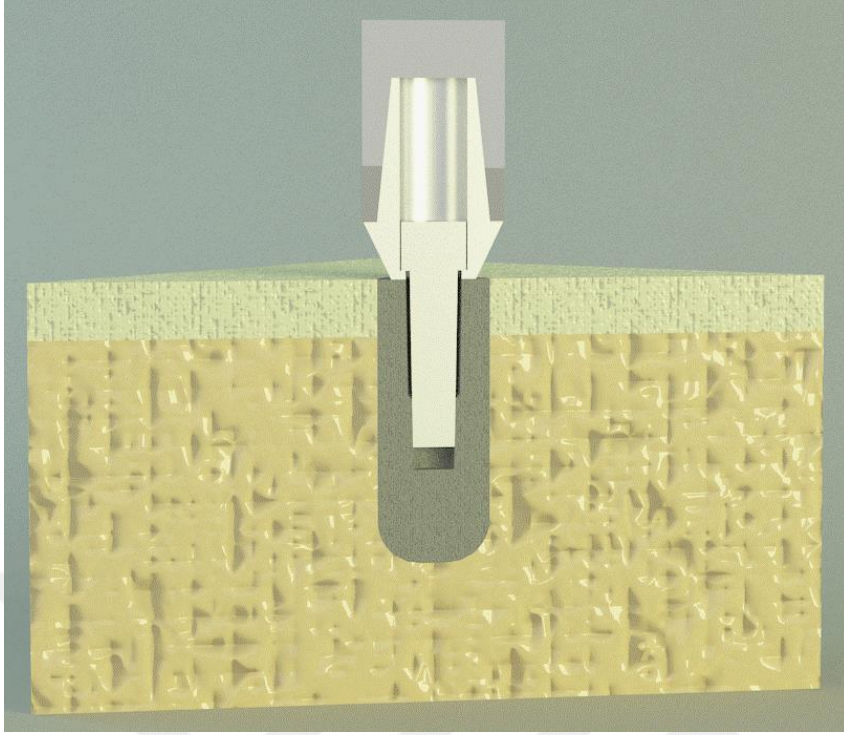
Çalışmamızda Straumann® Bone Level (Institut Straumann AG, Basel, Switzerland) implant tasarımı örnek alınarak modelleme yapılmıştır. İmplant uzunluğu tüm modellerde 10 mm olarak sabit tutulmuştur. Modellemede implant yiv tasarımı dikkate alınmamıştır (Şekil 2.2).

Vida ve abutment boyutları da tüm modellerde sabit tutulmuştur. Abutment yüksekliği 5 mm'dir. İmplant ve abutment vida aracılığı ile birbirine bağlanmıştır (Şekil 2.3).

Ana model Şekil 2.2'deki gibi tsmlandıktan sonra, VRMesh yazılımında modifiye edilmesiyle, çalışmada kullanılan diğer modeller hazırlanmıştır.



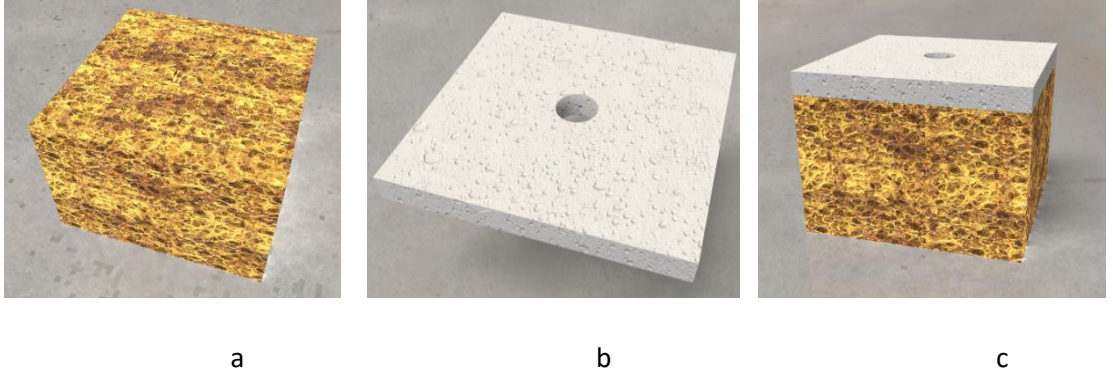
Şekil 2.2. a) yivsiz implant modeli b) abutment modeli c) vida modeli d) implant ve abutment modeli



Şekil 2.3. İmplant, abutment ve vidanın kesitsel görüntüsü

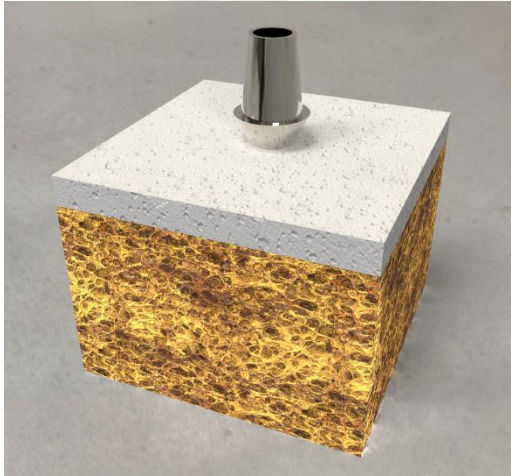
2.1.2. Kortikal ve Trabeküler Kemik Modellemesi

İmplant modellendikten sonra, yapılacak stres analizinde implant modellerini en az 1 cm kalınlığında çevreleyen kemik dokusunun modellenmesine geçilmiştir. Bu amaçla 40 mm x 30 mm x 20 mm ölçülerinde kutu şeklinde kemik modellemesi Rhinoceros 4.0 programı kullanılarak yapılmıştır. Elde edilen kemik modelinin 2 mm'lik üst kısmı ofset yöntemi ile kortikal kemik olarak modellenmiştir. Kortikal ve trabeküler kemik tanımlandıktan sonra modellenmiş olan implant modeli kemik dokularından Boolean yöntemi ile çıkartılmıştır (Şekil 2.4.).



Şekil 2.4. a) trabeküler kemik b) kortikal kemik c) kemik modeli

Bu aşama ile implantların kemik içerisindeki yapısının modellenmesi tamamlanmıştır. Her bir modeldeki implant, kemik modelin merkezinde konumlandırılmıştır (Şekil 2.5).



Şekil 2.5. Kemik modelin merkezinde konumlandırılmış implant modeli

2.2. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi

Matematiksel model, geometrik modellerin mesh olarak adlandırılan basit küçük parçalara bölünmesi ile oluşmaktadır. İlk mesh uygulamasından sonra (*mesh generation*) dik açılı ve dar yüzeyler gibi riskli bölgelerdeki elemanlar kontrol edilir ve bu bölgeler çizgisel elemanlardan arındırılarak (*mesh simplification*) düzenli hale getirilir.

Çalışmamızda Rhinoceros 4.0 programında yapılan modellemeler, matematiksel modellemelerin oluşturulması için, üç boyutlu koordinatları korunarak .stl formatında Algor Fempro yazılımına aktarılmıştır. Üç boyutlu modelleme programları için .stl formatı evrensel nitelik taşımaktadır. Stl formatında düğümlerin koordinat bilgileri de saklanmakta, programlar arasında aktarımda bilgi kaybı yaşanmamaktadır. Matematiksel modellerin yaratılmasında bricks ve tetrahedral katı modelleme sistemi kullanılmıştır. Algor Fempro programı modelde oluşturabildiği kadar sekiz düğümlü elemanlar kullanılmıştır. Sekiz düğümlü elemanların gerekli ayrıntıya ulaşamadığı veya modellerdeki yapıların merkezine yakın bölgelerde gerekli durumlarda yedi düğümlü, altı düğümlü, beş düğümlü ve dört düğümlü elemanlar kullanılmıştır. Bu modelleme yöntemi sayesinde hesaplamayı kolaylaştırmak üzere mümkün olan en yüksek düğüm noktalı elemanlar ile en yüksek kalitede ağ yapısı oluşturulması hedeflenmiştir.

Çalışmanın gerçekçi sonuçlar vermesi için programın el verdiği ölçüde, implant modelinin boyutlarını göz önüne alarak mümkün olduğunca fazla eleman yaratılmaya çalışılmıştır.

Çalışma modellerine göre matematiksel modellerde kullanılan düğüm ve eleman sayıları Çizelge 2.2’de verilmiştir.

Çizelge 2.2. Modellerdeki eleman ve düğüm sayıları

Model implant çapı (mm)	Eleman sayısı	Düğüm sayısı
3,00	37053	64108
3,10	35471	66126
3,20	37332	68692
3,30	42674	75342
3,40	41614	72439
3,50	42479	73562
3,60	43853	74343
3,70	47101	81457
3,80	45405	77624
3,90	48990	85226
4,00	48869	87378
4,10	53012	92090
4,20	56721	95476
4,30	55115	87816
4,40	56185	92133
4,50	56982	96539
4,60	52308	106267
4,70	54317	109777
4,80	58187	121911
4,90	54042	109951
5,00	59747	117543

2.3. Malzeme Özelliklerinin Tanımlanması:

Çalışmamızdaki kullanılan tüm malzemeler homojen, izotropik ve lineer kabul edilmiştir. Çalışmamızda kullanılan modelleri oluşturan yapıların fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (elastisite modülü ve Poisson katsayısı) değerleri çizelgede verilmiştir (Çizelge 2.3).

Çizelge 2.3. Kullanılan materyallerin elastisite modülleri ve Poisson katsayıları

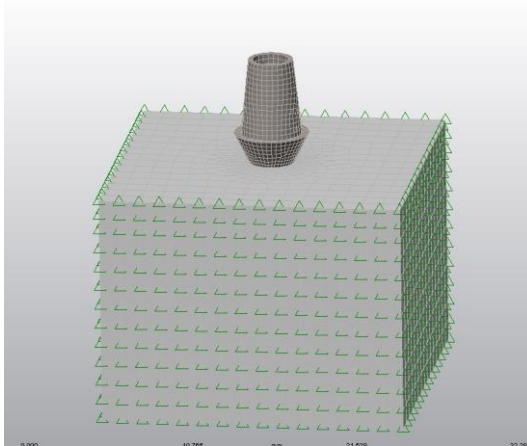
Materyal	Elastisite modülü	Poisson katsayısı	Kaynak
Kortikal kemik	13,7 GPa	0,30	Gujjalarpudi ve ark., 2013
Trabeküler kemik	1,37 GPa	0,30	Gujjalarpudi ve ark., 2013
Titanyum implant ve abutment	110 GPa	0,35	Lin ve ark., 2006
Zirkonyum implant	200 GPa	0,31	Kohal ve ark., 2002
Ti-Zr implant	125 GPa	0,30	Wu ve ark., 2013

2.4. Sistemlerin Birleştirilmesi

Oluşturduğumuz matematiksel modellerin analizinin yapılabilmesi ve doğru sonuçların elde edilmesi için modeli oluşturan parçaların birbirleriyle olan yüzey ilişkilerinin analiz programında tanımlanması gerekmektedir. Bu amaçla tüm çalışma modellerinde kortikal ve trabeküler kemiğin kendi içsel özelliklerine uygun yük dağılımı yaptıkları ve birlikte çalıştıkları kabul edilmiştir. Buna ek olarak implant ve kemik dokusu, implant ve abutment, abutment ve yükleyici parça arasındaki bağlantılar kuvveti kesintisiz olarak iletecek şekilde sağlanmıştır. İmplantların kemiğe %100 osseointegre olduğu varsayılmıştır.

2.5. Sınır Koşulları

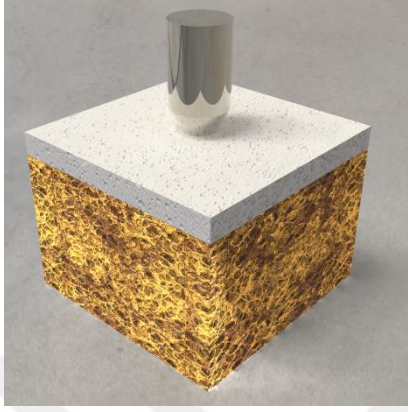
Modellerde belirlenen destek düzlemlerin gerilme analizinin değerlendirileceği bölgelerden uzakta belirlenmesi gerektiği bildirilmektedir. Destek düzlemler değerlendirilecek bölgeye yakın belirlenirse, destekler çevresinde oluşacak gerilmelerin etkilenmesinin söz konusu olabildiği vurgulanmaktadır. Kuvvet uygulandığında model bu bölgelerden destek almaktadır. Bu bakımdan, çalışmamızda implant destek, düzlemlerden belirli mesafede konumlandırılmıştır. Hazırlanan modeller kemiğin alt ve yan taraflarından serbestlik derecesi (*Degree of Freedom*) 0 (sıfır) harekete sahip olacak şekilde sabitlenmiştir (Şekil 2.5).



Şekil 2.6. Model üzerinde sınır koşullarının belirlenmesi

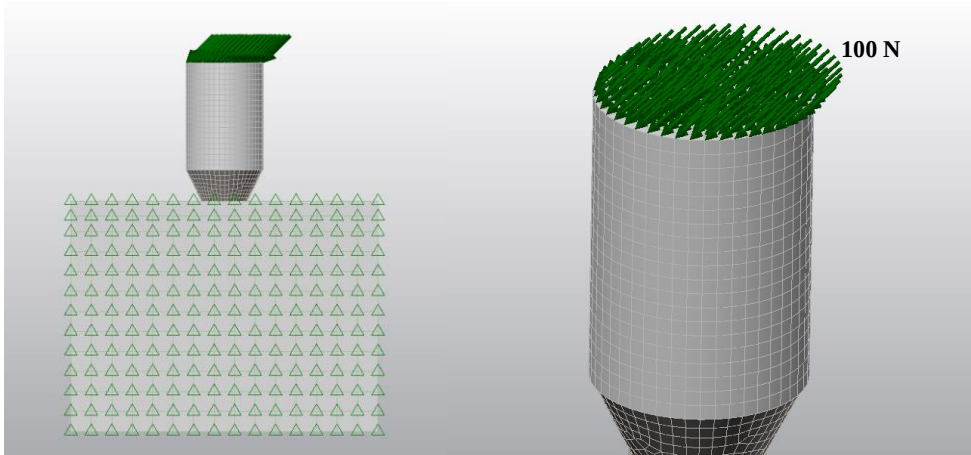
2.6. Yükleme Koşulları

Çalışmamızda protetik kron kullanılmamıştır. Yüklemlerin yapılabilmesi için, standardizasyonu sağlayan bir yükleme elemanı modellenmiştir (Şekil 2.7).



Şekil 2.7. Abutment üzerine yerleştirilen yükleme elemanı

Yükleme yapılacak bölgenin implant bağlantı bölgesine uzaklığı, alt ikinci küçükazı bölgesinin modellenmesinin yapıldığı varsayılarak, Wheeler's Diş Anatomisi Atlası'na göre belirlenmiştir. Abutment üzerinde oluşturulan yükleyici parça üzerinden tüm yüzeye dağılacak şekilde yükleme yapılmıştır. Çalışmada bukkal bölgeden kuvvet uygulaması yapıldığı varsayılmıştır. 100 N'luk statik kuvvet yükleyici parçanın tepesinden 45° eğimle tüm yüzeyden verilmiştir (Şekil 2.8).



Şekil 2.8. Yükleyici parça üzerinden yapılan yükleme

2.7. Sonlu Elemanlar Analiz Programında Analiz Sonuçlarının Alınması

SESA sonucunda elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu ortaya çıktığından istatistiksel analiz yapılması söz konusu olmamaktadır. Kesit görüntülerinin ve düğümlerdeki stres miktarının ve dağılımlarının hassas bir şekilde değerlendirilmesi ve yorumlanması önem taşımaktadır.

Çalışmamızda 45° açılı uygulanan kuvvetler sonucunda kortikal ve trabeküler kemikte oluşan maksimum ve minimum asal gerilme değerleri ve implantlarda meydana gelen von Mises gerilme değerleri incelenmiştir. Elde edilen değerler, stres dağılımlarını gösteren kesit görüntüleri ile birlikte incelenmiştir.



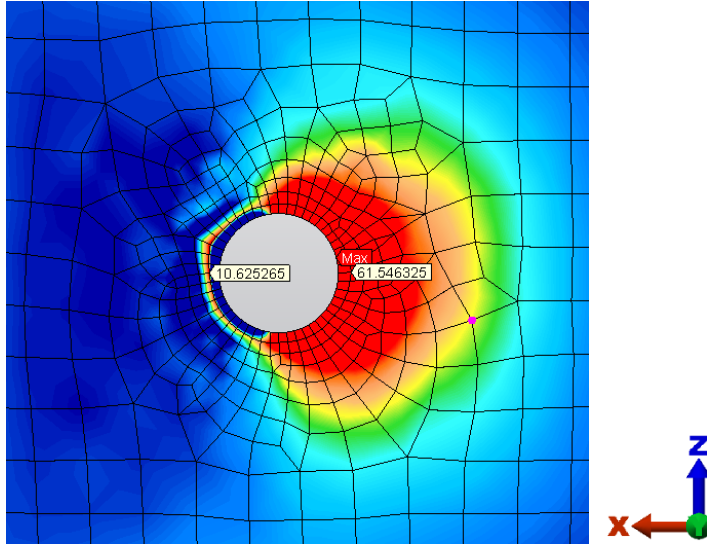
3. BULGULAR

Bu çalışmada titanyum, zirkonyum, titanyum-zirkonyum alaşımından en dar 3,00 mm en geniş 5,00 mm olmak üzere değişen çaplarda implant modellemeleri yapılmıştır. Her bir implant materyali için modeller arasında çap artışı 0,10 mm olarak sabit tutulmuştur. Her farklı implant materyali için 21 adet olmak üzere toplamda 63 model elde edilmiştir. Her bir model bukkal bölgeden uygulanan 45° açılı 100 N yükleme koşulunda üç boyutlu sonlu eleman stres analiz yöntemi ile incelenmiştir.

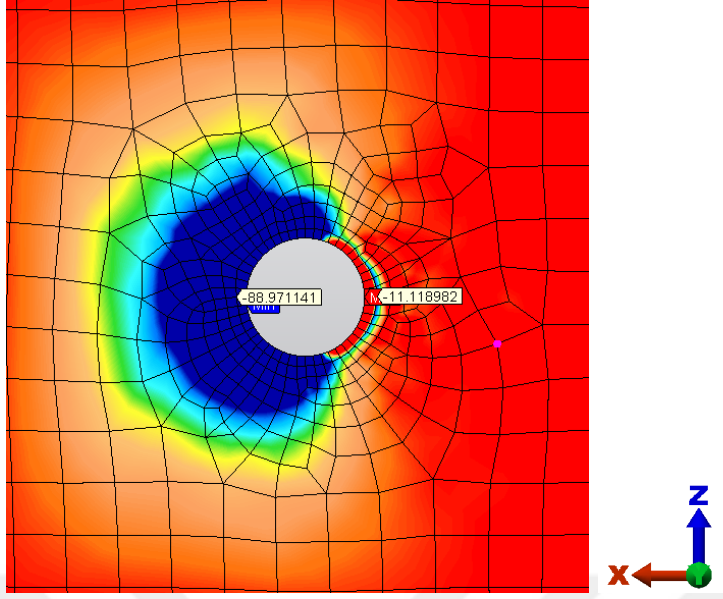
Yüklemeler sonucunda kortikal ve trabeküler kemikteki maksimum ve minimum asal gerilme değerleri ile implant ve vidadaki von Mises gerilme değerleri hesaplanmış, bu değerler yükleme görüntüleriyle beraber değerlendirilmiştir.

3.1. Kortikal Kemik Bulguları

Kortikal kemikteki gerilme değerleri, iki bölgede (bukkal ve lingual) belirlenen referans noktalarında incelenmiştir (Şekil 3.1 ve Şekil 3.2).

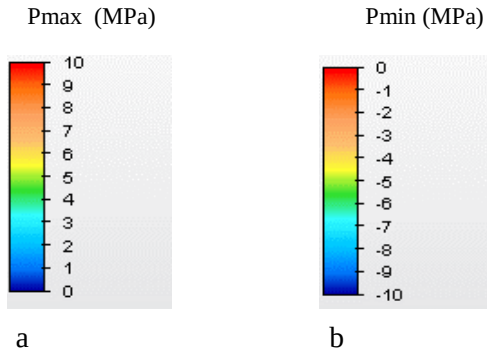


Şekil 3.1. Kortikal kemikte belirlenen referans bölgesinden elde edilen maksimum asal gerilme değeri



Şekil 3.2. Kortikal kemikte belirlenen referans bölgesinden elde edilen minimum asal gerilme değeri

Kortikal kemik gerilme değeri ve renk skalasına göre maksimum asal gerilme (P_{max}) için kırmızı alanlar, minimum asal gerilme (P_{min}) için mavi alanlar en yüksek değerlerin görüldüğü bölgelerdir (Şekil 3.3).



Şekil 3.3. Kortikal Kemik Gerilme Değeri ve Renk Skalası a) P_{max} b) P_{min}

İmplantlardaki çap artışına göre açılı yükleme koşulunda kortikal kemikte belirlenen referans bölgelerinden elde edilen gerilme değerleri sırasıyla Çizelge 3.1 ve Çizelge 3.2’de verilmiştir.

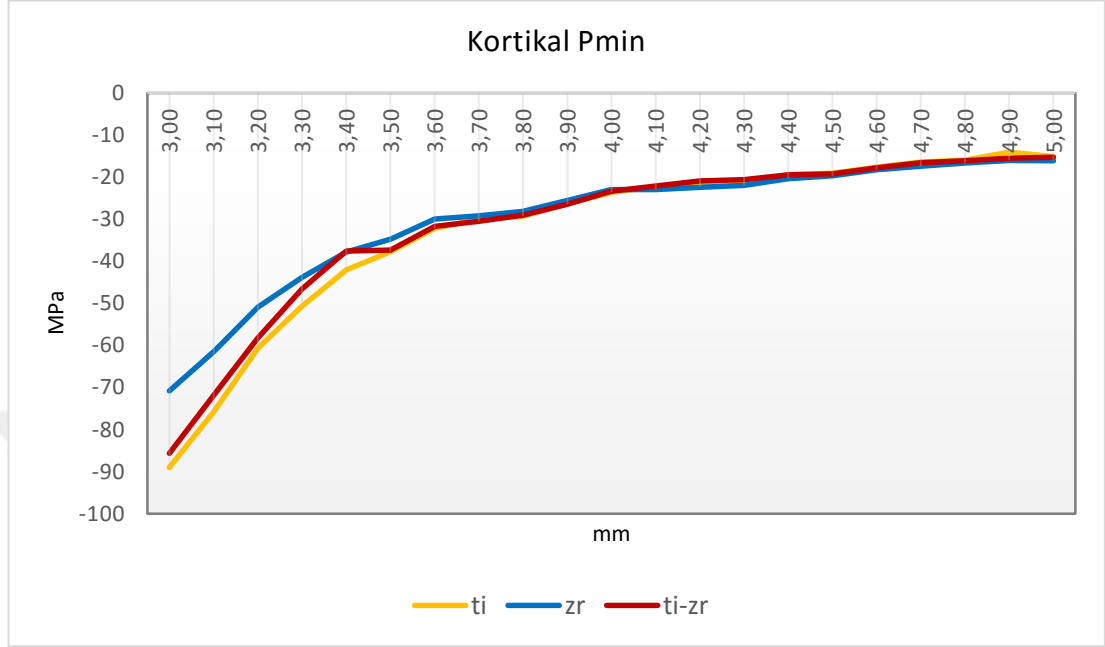
Çizelge 3.1. Kortikal kemikte açılı yükleme koşulunda implant çapına göre kuvvet dağılımı
Pmin (-)

Kortikal kemikte açılı yükleme koşulunda implant çapına göre kuvvet dağılımı (MPa)			
İmplant çapı (mm)	Titanyum	Zirkonyum	Titanyum-zirkonyum alaşımı
3,00	-88,97	-70,78	-84,23
3,10	-75,76	-61,40	-71,78
3,20	-60,58	-50,82	-58,14
3,30	-50,65	-43,80	-46,50
3,40	-41,99	-37,74	-37,51
3,50	-37,67	-34,74	-37,30
3,60	-32,17	-29,92	-31,65
3,70	-29,89	-29,17	-30,47
3,80	-29,27	-28,14	-29,02
3,90	-26,28	-25,50	-26,43
4,00	-23,59	-22,92	-23,28
4,10	-22,16	-22,91	-22,11
4,20	-21,51	-22,39	-20,87
4,30	-21,50	-21,92	-20,60
4,40	-19,38	-20,33	-19,46
4,50	-19,08	-19,69	-19,22
4,60	-17,64	-18,22	-17,77
4,70	-16,36	-17,41	-16,52
4,80	-15,92	-16,62	-16,06
4,90	-14,00	-16,00	-15,45
5,00	-15,07	-16,11	-15,26

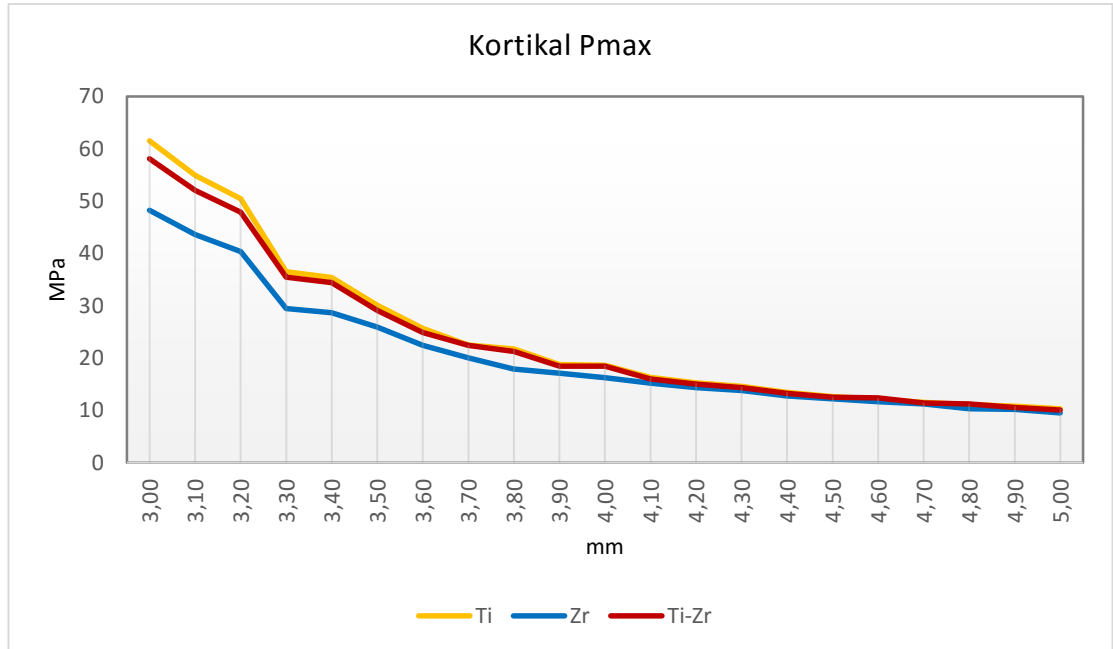
Çizelge 3.2. Kortikal kemikte açılı yükleme koşulunda implant çapına göre kuvvet dağılımı
Pmax (+)

Kortikal kemikte açılı yükleme koşulunda implant çapına göre kuvvet dağılımı (MPa)			
İmplant çapı (mm)	Titanyum	Zirkonyum	Titanyum-zirkonyum alaşımı
3,00	61,55	48,24	58,13
3,10	54,93	43,59	52,07
3,20	50,47	40,37	47,90
3,30	36,49	29,47	35,45
3,40	35,41	28,67	34,41
3,50	30,10	25,91	29,09
3,60	25,65	22,45	24,88
3,70	22,52	20,05	22,41
3,80	21,79	17,90	21,29
3,90	18,78	17,11	18,45
4,00	18,65	16,25	18,43
4,10	16,34	15,20	16,04
4,20	15,26	14,35	15,03
4,30	14,59	13,83	14,38
4,40	13,45	12,80	13,28
4,50	12,64	12,19	12,50
4,60	12,15	11,65	12,39
4,70	11,52	11,26	11,42
4,80	11,13	10,34	11,23
4,90	10,83	10,22	10,57
5,00	10,30	9,50	10,07

Farklı implant materyallerindeki çap artışına göre 45° açılı yükleme koşulunda kortikal kemik gerilme değerlerinin grafiği Şekil 3.4 ve Şekil 3.5'te verilmiştir.



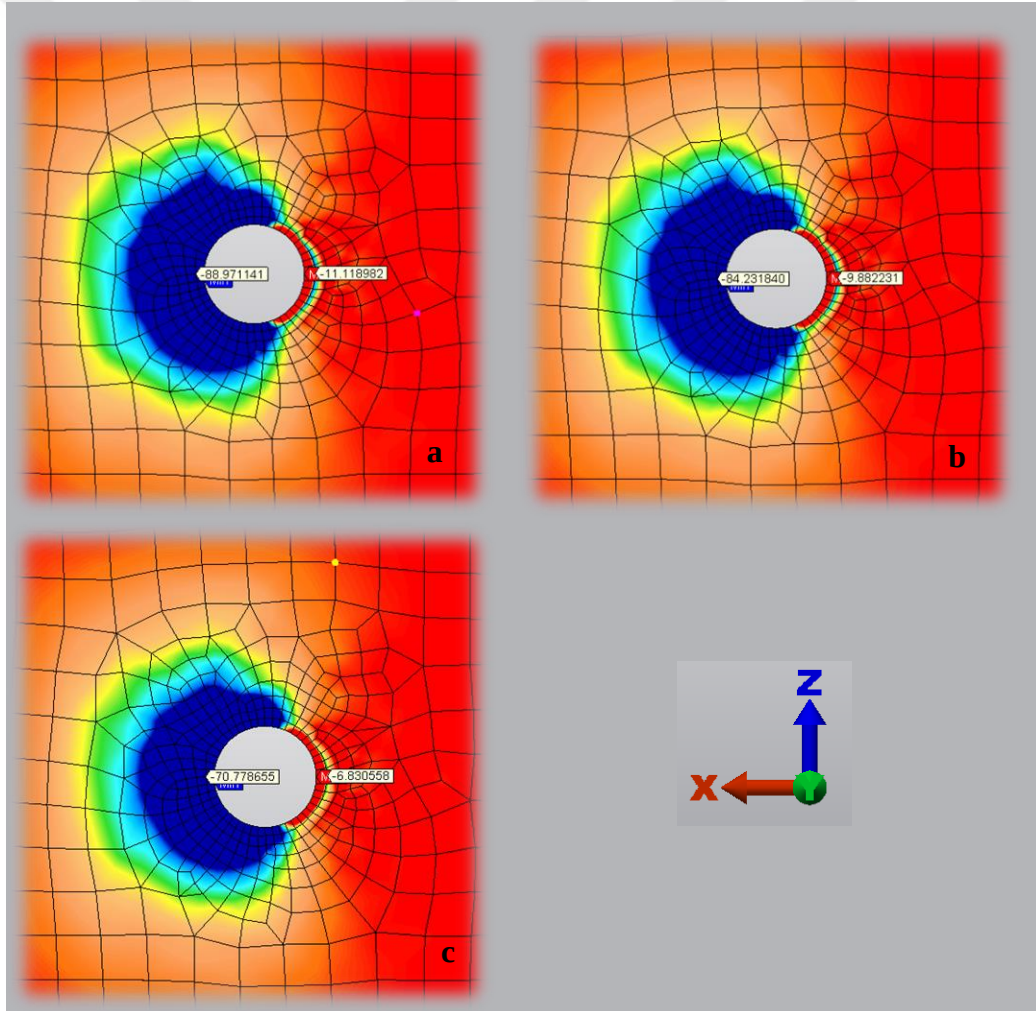
Şekil 3.4. Kortikal kemikte açılı yükleme koşulunda farklı implant materyallerinin çaplarına göre kuvvet dağılım Pmin (-) grafiği



Şekil 3.5. Kortikal kemikte açılı yükleme koşulunda farklı implant materyallerinin çaplarına göre kuvvet dağılım Pmax (+) grafiği

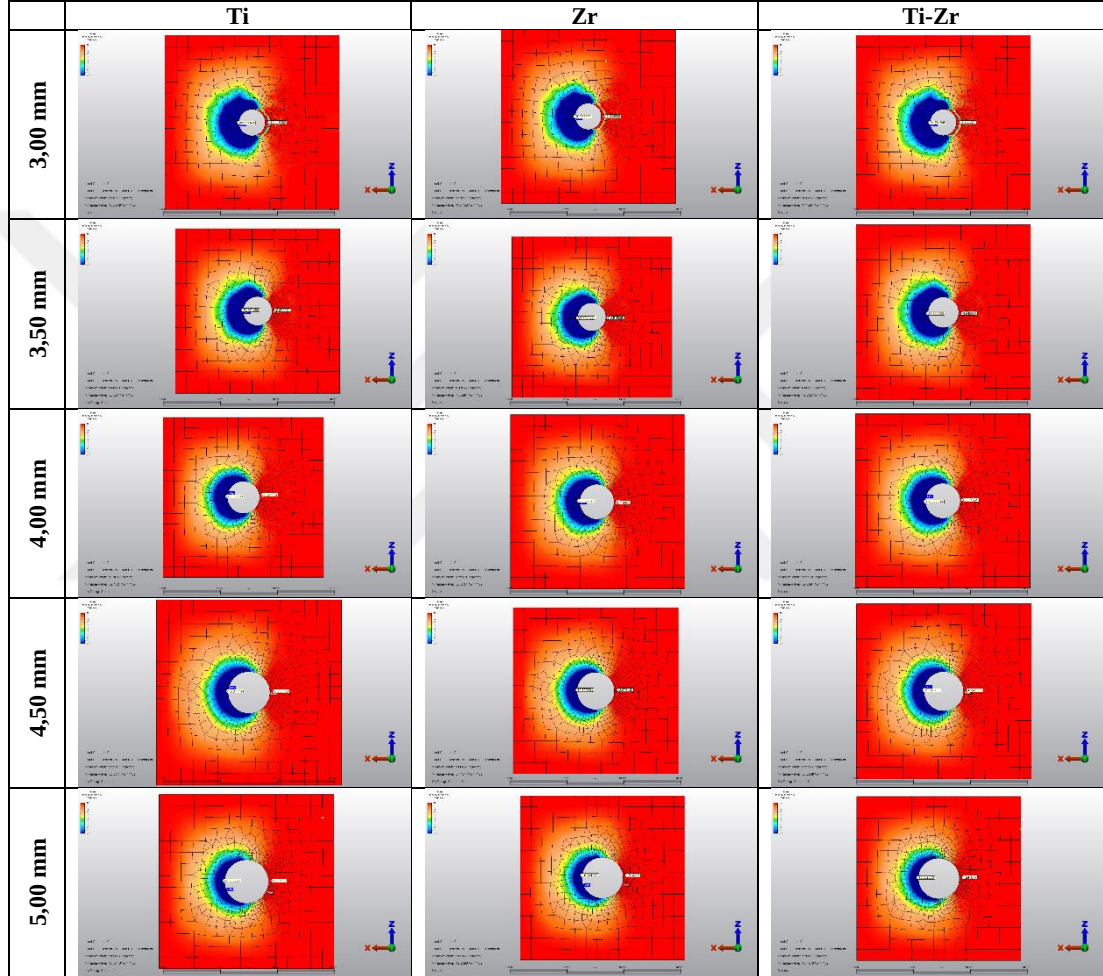
Tüm çalışma modellerinde kortikal kemikteki asal gerilme değerleri incelendiğinde, tüm implantların boyun bölgesindeki kortikal kemiğin lingualinde minimum asal gerilme değerlerinin en yüksek olduğu tespit edilmiştir.

Kortikal kemik için en yüksek Pmin değerleri Ti modellerinde görülmüştür. 3,00 mm çapındaki Ti modelinde en yüksek Pmin değeri (-88,97 MPa) görülürken, aynı çaptaki Ti-Zr modelindeki Pmin değeri (-84,23 MPa) Ti modeline yakındır. Her çaptaki çalışma modelleri için en düşük Pmin değerleri Zr modellerinde görülmüştür (Çizelge 3.1). 3,00 mm çaplı modellerde Pmin değerlerinin elde edildiği kesit görüntüleri incelendiğinde kuvvet dağılımının üç farklı implant materyali için benzer olduğu görülmektedir (Şekil 3.6).



Şekil 3.6. 3,00 mm çaplı implant modellerinde kortikal kemikte görülen Pmin değerleri ve dağılımları **a)** Ti implant **b)** Ti-Zr implant **c)** Zr implant

Minimum asal gerilme değerlerinin etkili olduğu, kortikal kemiğin lingual kısmında tüm çalışma modelleri için implant çapı arttıkça, Pmin değerlerinde azalma olduğu tespit edilmiştir. Tüm modellerde kortikal kemikte görülen en yüksek minimal asal gerilme değerlerinin implant boynu etrafında yoğunlaştığı, stres dağılımının ise benzer biçimde olduğu görülmüştür. Çap artışıyla beraber stres değerlerindeki azalma ile stres alanlarında çok az daralma olduğu izlenmiştir. (Şekil 3.7).



Şekil 3.7. Üç farklı implant materyali için implant çapı artışına göre kortikal kemik Pmin değerleri ve dağılımı

Minumum asal gerilme değerlerinin, çalışmamızda kullanılan üç farklı materyal ve değişen çaplara göre dağılım grafiği (Şekil 3.4) incelendiğinde; ince çaplarda Zr modellerindeki değerlerin Ti ve Ti-Zr modellere göre belirgin olarak daha düşük olduğu; 3,50 mm çapa ulaşıldığında üç implant materyalinin Pmin değerlerinin birbirine çok yaklaştığı; 3,70 mm çaptan itibaren nerdeyse aynı seyrettikleri gözlenmektedir.

Tüm çalışma modellerinde kortikal kemikteki asal gerilme değerleri incelendiğinde, tüm implantların boyun bölgesindeki kortikal kemiğin bukkalinde maksimum asal gerilme değerlerinin en yüksek olduğu tespit edilmiştir. Pmax değerleri Pmin değerlerine göre daha düşük seyretmektedir. En yüksek Pmax değerleri Ti modellerinde görülmüştür. 3,00 mm çapındaki Ti modelinde en yüksek Pmaxdeğeri (61,55 MPa) görülürken, aynı çaptaki Ti-Zr modelindeki Pmax değeri (58,13 MPa) Ti modelinkine yakındır. Her çaptaki çalışma modelleri için en düşük Pmax değerleri Zr modellerinde görülmüştür (Çizelge 3.2).

Maksimum asal gerilme değerlerinin, çalışmamızda kullanılan üç farklı materyal ve değişen çaplara göre dağılım grafiği (Şekil 3.5) incelendiğinde; ince çaplarda Zr modellerindeki değerlerin Ti ve Ti-Zr modellere göre belirgin olarak daha düşük olduğu; Ti ve Ti-Zr modellerindeki değerlerin ise tüm çaplarda birbirine oldukça yakın ve paralel seyrettikleri görülmektedir. 3,50 mm çaptan sonra üç implant materyalinin Pmax değerlerinin birbirine çok yaklaştığı; 4,10 mm çaptan sonra ise neredeyse aynı seyrettikleri gözlenmektedir.

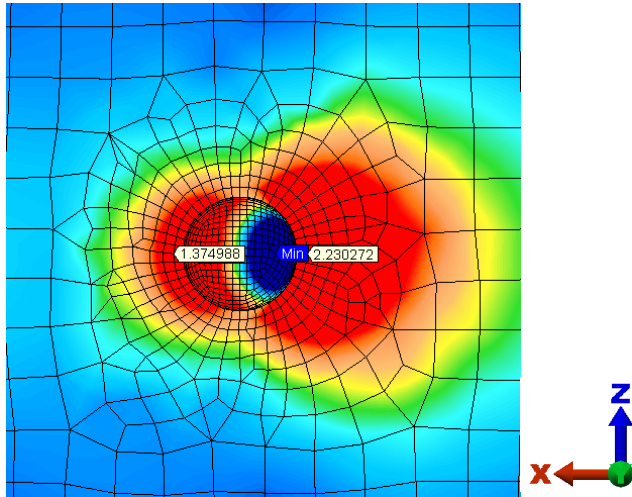
Kortikal kemikteki maksimum asal gerilme dayanımı 100 MPa, minimum asal gerilme dayanımı 170 MPa olarak alınmıştır. Gerilme değerlerinin dayanımla oranlamaları yapılarak, incelenen referans noktasında hangi gerilme değerinin daha etkin olduğu saptanmaya çalışılmıştır. Tüm modeller için minimum asal gerilme değerleri maksimum asal gerilme değerlerinden daha fazla olmasına rağmen asal gerilme dayanım değerlerine göre oranlama yapıldığında Pmax değerlerinin daha etkin olduğu anlaşılmaktadır (Çizelge 3.3).

Çizelge 3.3. Kortikal kemikte oluşan Pmax ve Pmin değerlerinin asal gerilme dayanımına oranı

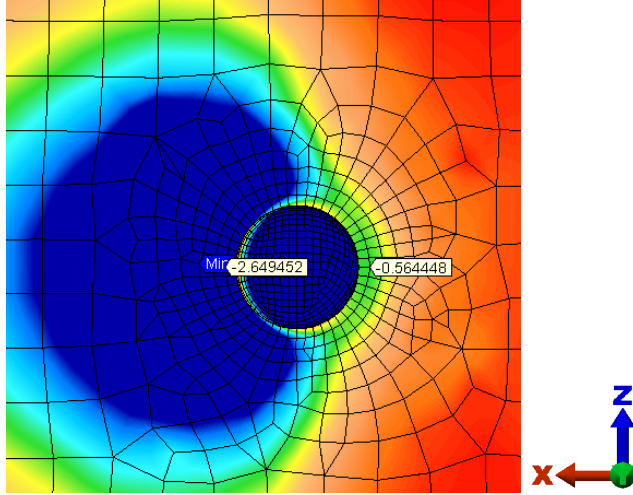
implant çapı (mm)	Kortikal Pmax / 100 MPa			Kortikal Pmin / 170 MPa		
	Ti	Zr	Ti-Zr	Ti	Zr	Ti-Zr
3,00	0,6155	0,4824	0,6807	-0,52335	-0,41635	-0,50347
3,10	0,5493	0,4359	0,5207	-0,44565	-0,36118	-0,42224
3,20	0,5047	0,4037	0,4790	-0,35635	-0,29894	-0,34200
3,30	0,3649	0,2947	0,3545	-0,29794	-0,25765	-0,27353
3,40	0,3541	0,2867	0,3441	-0,24700	-0,22200	-0,22065
3,50	0,3010	0,2591	0,2909	-0,22159	-0,20435	-0,21941
3,60	0,2565	0,2245	0,2488	-0,18924	-0,17600	-0,18618
3,70	0,2252	0,2005	0,2241	-0,17582	-0,17159	-0,17924
3,80	0,2179	0,1790	0,2129	-0,17218	-0,16553	-0,17071
3,90	0,1878	0,1711	0,1845	-0,15459	-0,15000	-0,15547
4,00	0,1865	0,1625	0,1843	-0,13876	-0,13482	-0,13694
4,10	0,1634	0,1520	0,1604	-0,13035	-0,13476	-0,13006
4,20	0,1526	0,1435	0,1503	-0,12653	-0,13171	-0,12276
4,30	0,1459	0,1383	0,1438	-0,12647	-0,12894	-0,12118
4,40	0,1345	0,1280	0,1328	-0,11400	-0,11959	-0,11447
4,50	0,1264	0,1219	0,1250	-0,11224	-0,11582	-0,11306
4,60	0,1215	0,1165	0,1239	-0,10376	-0,10718	-0,10453
4,70	0,1152	0,1126	0,1142	-0,09624	-0,10241	-0,09718
4,80	0,1113	0,1034	0,1123	-0,09365	-0,09776	-0,09447
4,90	0,1083	0,1022	0,1057	-0,08235	-0,09412	-0,09088
5,00	0,1030	0,0950	0,1007	-0,08865	-0,09476	-0,08976

3.2. Trabeküler Kemik Bulguları

Trabeküler kemikteki gerilme değerleri, iki bölgede (bukkal ve lingual) belirlenen referans noktasında incelenmiştir (Şekil 3.8 ve Şekil 3.9).

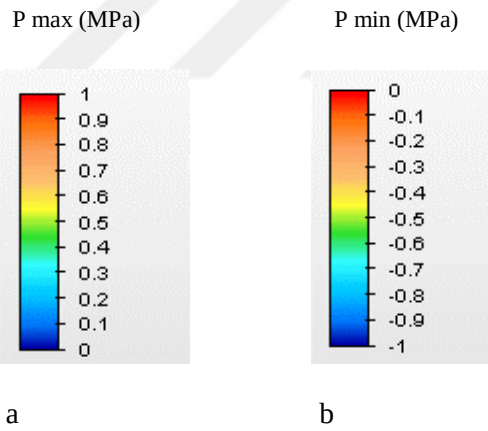


Şekil 3.8. Trabeküler kemikte belirlenen referans bölgesinden elde edilen maksimum asal gerilme değeri



Şekil 3.9. Trabeküler kemikte belirlenen referans bölgesinden elde edilen minimum asal gerilme değeri

Trabeküler kemik gerilme değeri ve renk skalasına göre maksimum asal gerilme için kırmızı alanlar, minimum asal gerilme için mavi alanlar en yüksek değerlerin görüldüğü bölgelerdir (Şekil 3.10).



Şekil 3.10. Trabeküler kemik gerilme değeri ve renk skalası **a)** Maksimum asal gerilme (Pmax) **b)** Minimum asal gerilme (Pmin)

Trabeküler kemikte açılı yükleme koşulunda implant çapına göre gerilme değerleri sırasıyla, Çizelge 3.4 ve Çizelge 3.5'te verilmiştir.

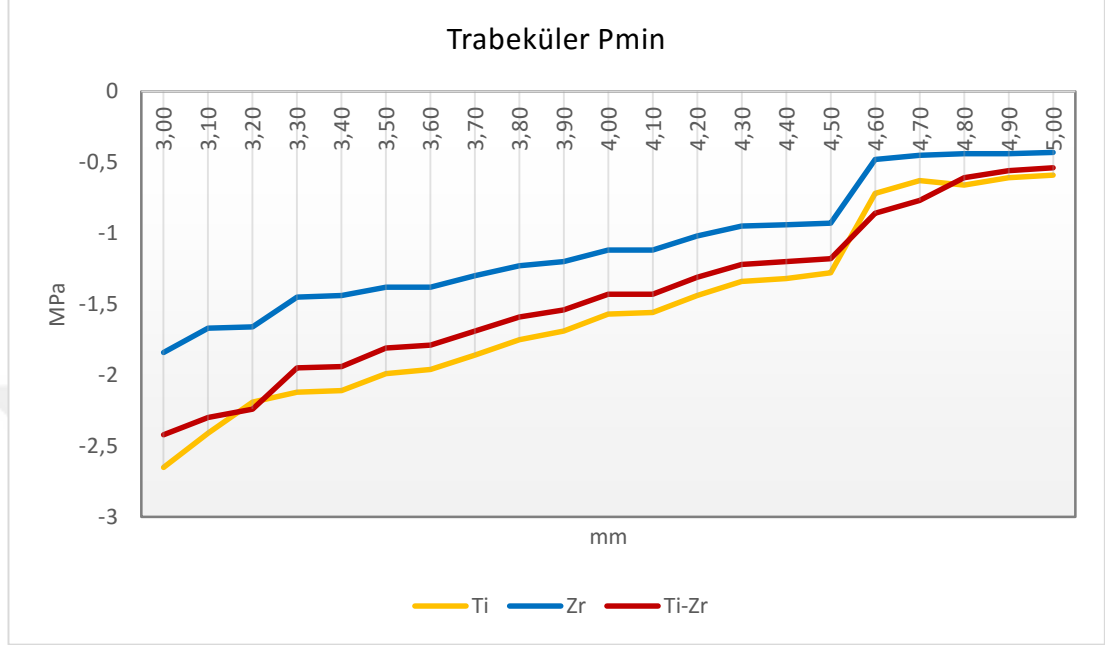
Çizelge 3.4. Trabeküler kemikte açılı yükleme koşulunda implant çapına göre kuvvet dağılımı
Pmin (-)

Trabeküler kemikte açılı yükleme koşulunda implant çapına göre kuvvet dağılımı (MPa)			
İmplant çapı (mm)	Titanyum	Zirkonyum	Titanyum-zirkonyum alaşımı
3,00	-2,65	-1,84	-2,41
3,10	-2,41	-1,67	-2,30
3,20	-2,19	-1,66	-2,24
3,30	-2,12	-1,45	-1,95
3,40	-2,11	-1,44	-1,94
3,50	-1,99	-1,38	-1,81
3,60	-1,96	-1,38	-1,79
3,70	-1,86	-1,30	-1,69
3,80	-1,75	-1,23	-1,59
3,90	-1,69	-1,20	-1,54
4,00	-1,57	-1,12	-1,43
4,10	-1,56	-1,12	-1,43
4,20	-1,44	-1,02	-1,31
4,30	-1,34	-0,95	-1,22
4,40	-1,32	-0,94	-1,20
4,50	-1,28	-0,93	-1,18
4,60	-0,72	-0,48	-0,86
4,70	-0,63	-0,45	-0,77
4,80	-0,66	-0,44	-0,61
4,90	-0,61	-0,44	-0,56
5,00	-0,59	-0,43	-0,54

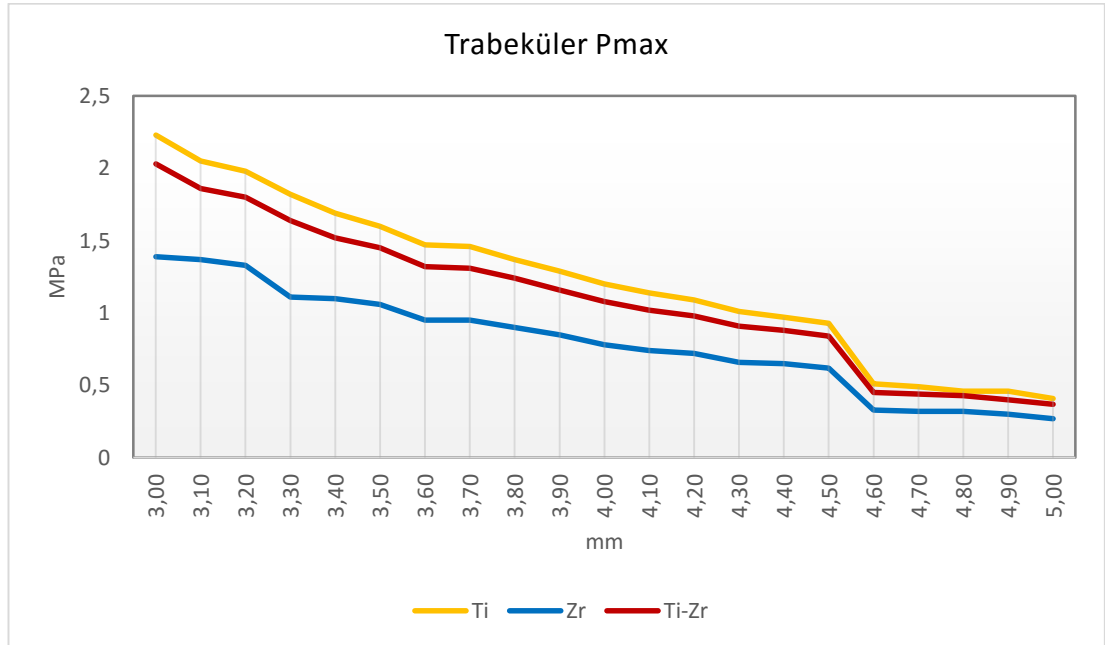
Çizelge 3.5. Trabeküler kemikte açılı yükleme koşulunda implant çapına göre kuvvet dağılımı
Pmax (+)

Trabeküler kemikte açılı yükleme koşulunda implant çapına göre kuvvet dağılımı (MPa)			
İmplant çapı (mm)	Titanyum	Zirkonyum	Titanyum-zirkonyum alaşımı
3,00	2,23	1,39	2,03
3,10	2,05	1,37	1,86
3,20	1,98	1,33	1,80
3,30	1,82	1,11	1,64
3,40	1,69	1,10	1,52
3,50	1,60	1,06	1,45
3,60	1,47	0,95	1,32
3,70	1,46	0,95	1,31
3,80	1,37	0,90	1,24
3,90	1,29	0,85	1,16
4,00	1,20	0,78	1,08
4,10	1,14	0,74	1,02
4,20	1,09	0,72	0,98
4,30	1,01	0,66	0,91
4,40	0,97	0,65	0,88
4,50	0,93	0,62	0,84
4,60	0,51	0,33	0,45
4,70	0,49	0,32	0,44
4,80	0,46	0,32	0,43
4,90	0,46	0,30	0,40
5,00	0,41	0,27	0,37

Farklı implant materyallerindeki çap artışına göre spongiöz kemikteki 45° açılı yükleme koşulundaki gerilme değerlerinin grafiği sırasıyla Şekil 3.11 ve Şekil 3.12’de verilmiştir.



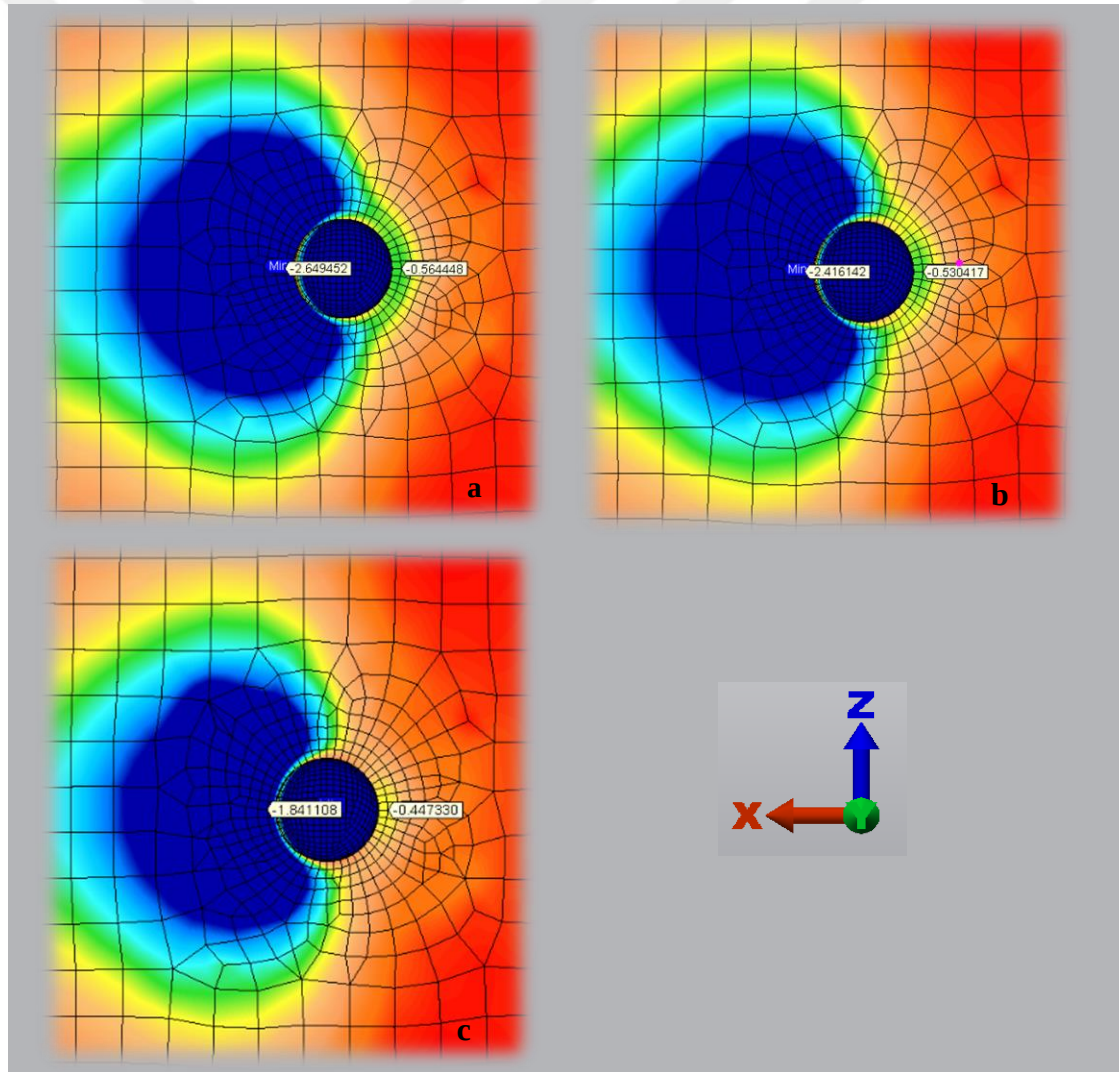
Şekil 3.11. Trabeküler kemikte açılı yükleme koşulunda farklı implant materyallerinin çaplarına göre kuvvet dağılımı Pmin (-) grafiği



Şekil 3.12. Trabeküler kemikte açılı yükleme koşulunda farklı implant materyallerinin çaplarına göre kuvvet dağılımı Pmax (+) grafiği

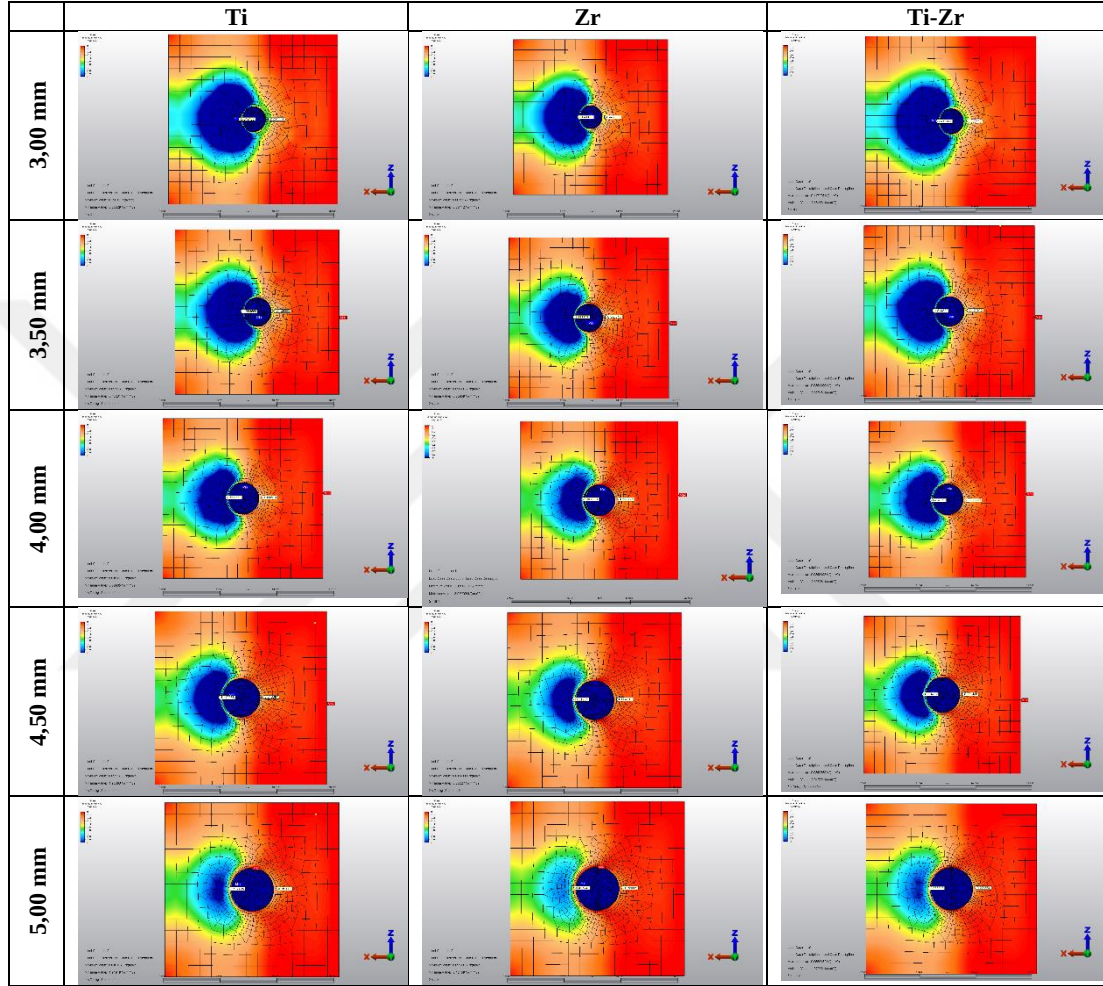
Tüm çalışma modellerindeki trabeküler kemik asal gerilme değerleri incelendiğinde implantların boyun bölgesindeki trabeküler kemiğin lingualinde Pmin değerlerinin en yüksek olduğu tespit edilmiştir.

Trabeküler kemik için en yüksek Pmin değerleri Ti modellerinde görülmüştür. 3,00 mm çapındaki Ti modelinde en yüksek Pmin değeri (-2,65 MPa) görülürken, aynı çaptaki Ti-Zr modelinde Pmin değeri (-2,41 MPa) Ti modeline çok yakındır. Her çaptaki çalışma modelleri için en düşük değerler çoğunlukla Zr modellerinde görülmüştür (Çizelge 3.4). 3,00 mm çaplı modellerde Pmin değerlerinin elde edildiği kesit görüntüleri incelendiğinde kuvvet dağılımlarının her materyal için benzer olduğu görülmektedir (Şekil 3.13)



Şekil 3.13. 3,00 mm çaplı implant modellerinde trabeküler kemikte görülen Pmin değerleri ve dağılımları a) Ti implant b) Ti-Zr implant c) Zr implant

Minimum asal gerilme değerlerinin etkili olduğu, trabeküler kemiğin lingual kısmında tüm çalışma modelleri için implant çapı arttıkça, Pmin değerlerinde azalma olduğu tespit edilmiştir. Ayrıca implant çapı arttıkça Pmin değerlerinin implant boynu etrafında daha yayılım alanının daraldığı izlenmiştir (Şekil 3.14).



Şekil 3.14. Üç farklı implant materyali için implant çapı artışına göre trabeküler kemik Pmin değerleri ve dağılımı

Trabeküler kemikte açılı yükleme koşulunda farklı implant materyallerinin değişen çaplarına göre minimum asal gerilme kuvvet dağılım grafiği (Şekil 3.11) incelendiğinde; Zr modellerdeki değerlerin Ti ve Ti-Zr modellerinden oldukça düşük olduğu, Ti ve Ti-Zr modellerindeki değerlerin ise birbirine daha yakın seyrettiği görülmüştür. Çap artışıyla beraber Ti ve Ti-Zr modellerindeki Pmin değerleri Zr değerlerine yakınlansa da hiçbir çapta Zr değerlerini yakalayamadığı izlenmiştir.

Trabeküler kemik için en yüksek Pmax değerleri Ti modellerinde görülmüştür. 3,00 mm çapındaki Ti modelinde en yüksek Pmax değeri (2,23 MPa) görülürken, aynı çaptaki Ti-Zr modelinde Pmax değeri (2,03 MPa) Ti modeline çok yakındır. Her çaptaki çalışma modelleri için en düşük değerler Zr modellerinde görülmüştür (Çizelge 3.5).

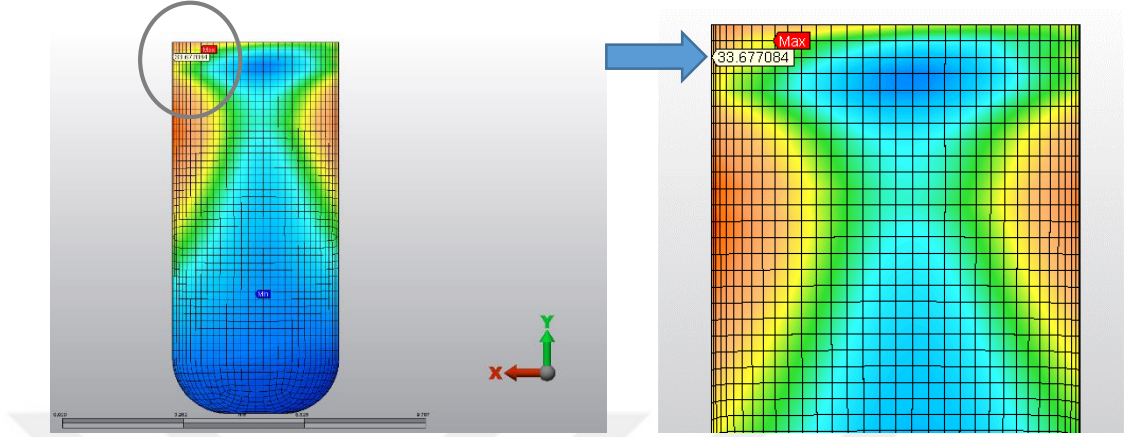
Trabeküler kemikte açılı yükleme koşulunda farklı implant materyallerinin değişen çaplarına göre maksimum asal gerilme kuvvet dağılım grafiği (Şekil 3.12) incelendiğinde; üç farklı implant materyali için de implanttaki çap artışının Pmax değerlerinde azalmaya neden olduğu anlaşılmıştır. Zr modellerdeki Pmax değerlerin Ti ve Ti-Zr modellerine göre oldukça düşük olduğu, Ti ve Ti-Zr modellerindeki değerlerin ise birbirine daha yakın seyrettiği görülmüştür. 4,60 mm çaptan sonra Ti ve Ti-Zr modellerindeki Pmax değerleri birbirine çok yakın seyretmekte ve Zr değerlerine yaklaşmakta olduğu izlenmiştir.

Yükleme altında trabeküler kemikte oluşan asal gerilme değerleri incelendiğinde minimum asal gerilme değerlerinin her çap için maksimum asal gerilme değerlerinden büyük olduğu görülmektedir. Trabeküler kemikteki Pmax ve Pmin dayanımı 5 MPa olarak alınmıştır. Gerilme değerlerinin dayanımla oranlamaları yapıldığında, trabeküler kemik için Pmin ve Pmax dayanım değeri aynı olduğundan incelenen referans noktasında daha büyük olan Pmin gerilme değerinin daha etkin olduğu söylenebilir.

3.3. İmplant Bulguları (Von Mises Bulguları)

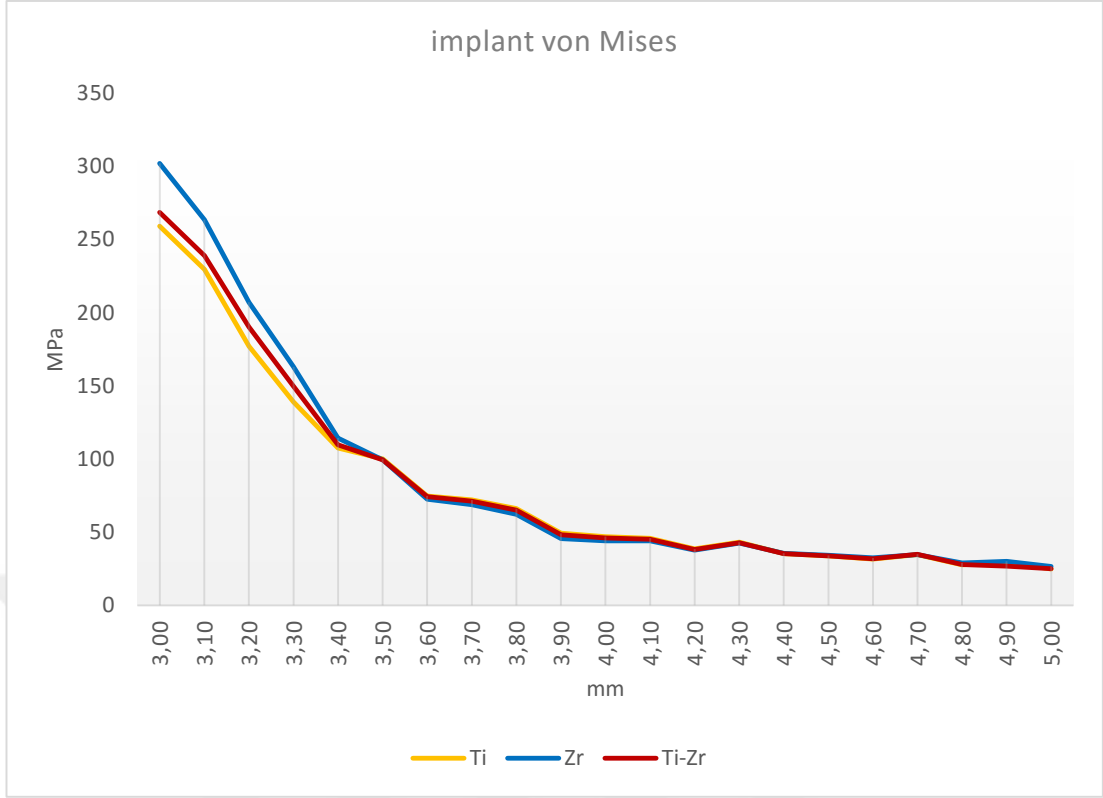
İmplant von Mises değerleri, standart sağlanması için her modelde implantın aynı bölgesinden alınmıştır. Bu bölge implantın boyun kısmında en yüksek değerlerin olduğu taraftan ve kuvvetin doğrudan etkilediği abutment ile birleşim noktasının iki düğüm aşağısından alınmıştır. Sonlu eleman analizinde kuvvetin doğrudan etki ettiği alanlardaki kuvvet değerlerinin yanıltıcı olabildiğinden dolayı değerler kuvvetin doğrudan etki ettiği bölgeden daha uzaktaki bir nokta seçilmiştir. Böylece kuvvetin

doğrudan etki ettiği bölgeden yeterli miktarda uzaklaşılarak, daha doğru sonuçların eldesi amaçlanmıştır (Şekil 3.15).



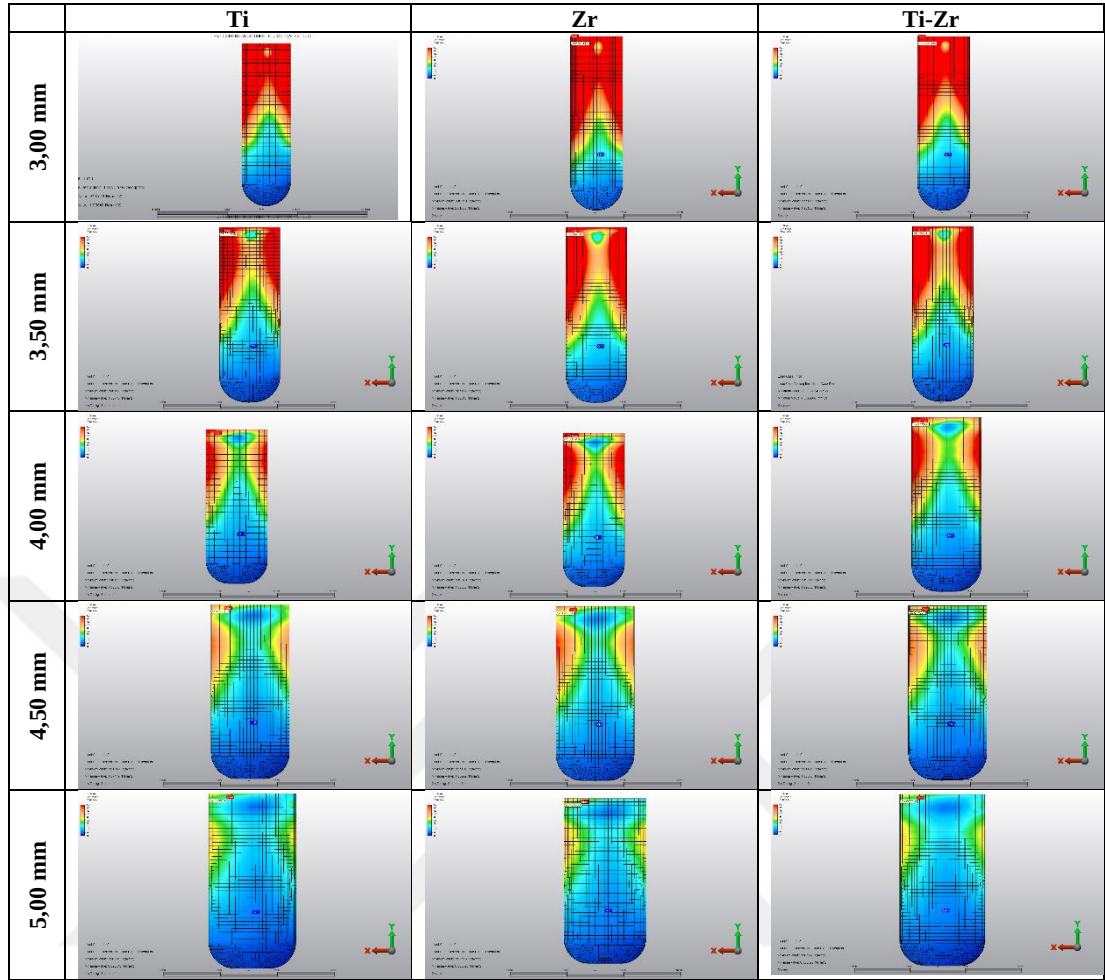
Şekil 3.15. İmplant von Mises değerlerinin elde edildiği bölge

Farklı implant materyallerinin değişen çaplardaki maksimum von Mises gerilmelerinin 45° açıyla 100 N yükleme koşulundaki dağılım grafiği incelendiğinde (Şekil 3.16), üç farklı implant materyalinde de çap artışıyla beraber von Mises değerlerinde belirgin bir azalma olduğu görülmüştür. En yüksek von Mises gerilme değerinin 3,00 mm çaplı Zr modelinde oluştuğu görülmektedir. 3,00 mm'den 3,40 mm çapa kadar olan en yüksek değerler sırasıyla Zr, Ti-Zr ve Ti implant modellerinde görülmüştür. 3,00- 3,40 mm çaplar arasında çap artışının von Mises değerlerinde daha yüksek oranda düşüş sağladığı, özellikle 3,90 mm'den sonraki çap artışlarının gerilme değerleri üzerinde aynı oranda düşüşe sebep olmadığı izlenmiştir. 3,40-3,50 mm çaptan sonra elde edilen değerlerin birbirine oldukça yakın ve paralel seyir gösterdiği gözlenmiştir.



Şekil 3.16. Titanyum, zirkonyum ve titanyum-zirkonyum alaşımı implantların çap değişimine göre implantlarda oluşan maksimum von Mises gerilme değerleri grafiği

İmplant modellerinde maksimum von Mises değerleri lingual bölgede implantın boyun bölümünde ortaya çıkmıştır. Stres dağılımları incelendiğinde en yüksek değerlerin dağılımının öncelikle lingual sonra bukkal bölgede yoğunlaştığı gözlenmiştir. Tüm modellerde çap artışıyla beraber gerilme değerlerinin azaldığı ve daha homojen yayılım gösterdiği gözlenmiştir. Zr implant modellerinde dar çaplarda yüksek stres değerlerini dağılımının daha yoğun olduğu gözlenirken, 3,50 mm çaptan itibaren üç implant materyali için de implantlar üzerinde görülen stres dağılımlarının benzer olduğu izlenmiştir (Şekil 3.17).



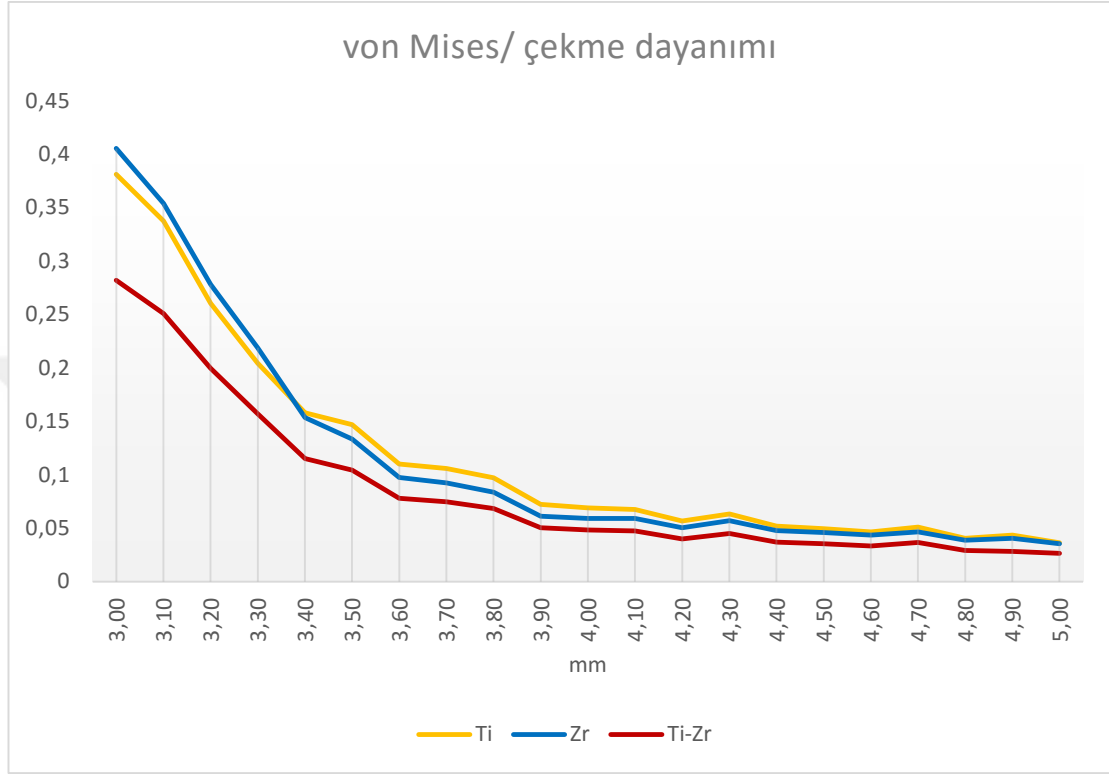
Şekil 3.17. İmplantlarda görülen lokal maksimum Von Mises değerleri ve dağılımı

Elde edilen von Mises değerlerini materyallerin çekme dayanım değerlerine oranladığımızda hangi materyalin gelen kuvvetleri daha iyi karşıladığı ortaya çıkmaktadır. Çalışmamızda kullanılan materyallerin çekme dayanım değerleri Çizelge 3.6’da verilmiştir.

Çizelge 3.6. Titanyum, zirkonyum ve Ti-Zr alaşımı implant materyallerinin çekme dayanım değerleri

	çekme dayanımı (ultimate tensile strength)	kaynak
Titanyum	680 Mpa	Grandin ve ark., 2012
Zirkonyum	745 Mpa	schl ve ark., 1989
Ti-Zr alaşımı	953 Mpa	Grandin ve ark., 2012

45° açıyla 100 N yükleme koşulundaki üç farklı implant materyalinin değişen çaplardaki maksimum von Mises gerilmelerinin materyallerin çekme dayanımlarına oranlanması ile elde edilen grafik Şekil 3.18’de gösterilmiştir.

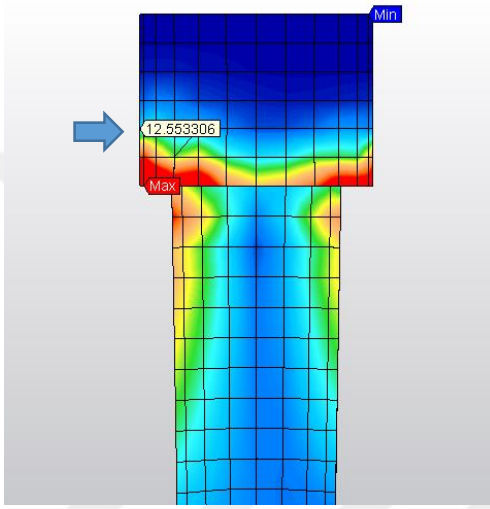


Şekil 3.18. İmplantlarda görülen lokal maksimum von Mises değerlerinin materyallerin çekme dayanımlarına oranından elde edilen grafik

Grafik incelendiğinde (Şekil 3.18) yükleme kuvvetlerini dar çaplarda en iyi Ti-Zr alaşımı implantların karşıladığı anlaşılmıştır. Ti ve Zr implantlar, Ti-Zr implantların performansını hiçbir çapta tam olarak yakalayamamakla birlikte ancak 3,90 mm çaptan itibaren aralarındaki farkın belirgin şekilde azaldığı gözlenmiştir. Ti ve Zr implantlar 4,40 mm çaptan itibaren performans olarak birbirlerini yakalarken, Ti-Zr implantların aradaki farkı korumaya devam ederek diğerlerine paralel seyrettiği görülmüştür.

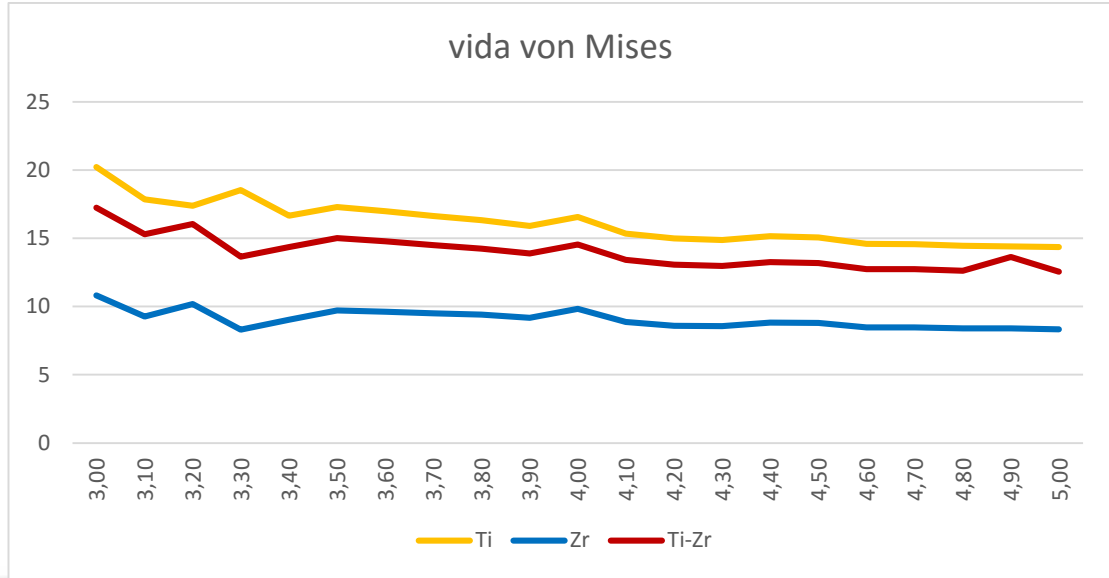
3.4. İmplant Vida Bulguları (von Mises Bulguları)

İmplant von mises değerleri, standart sağlanması için her modelde vidanın aynı bölgesinden alınmıştır. Bu bölge, vidada en yüksek değerlerin olduğu taraftan ve kuvvetin doğrudan etkilediği vidanın abutment ile temas ettiği noktanın iki düğüm yukarısından alınmıştır. Böylece kuvvetin doğrudan etki ettiği bölgeden yeterli miktarda uzaklaşarak, daha doğru sonuçların eldesi amaçlanmıştır (Şekil 3.19).



Şekil 3.19. Vida von Mises değerlerinin elde edildiği bölge

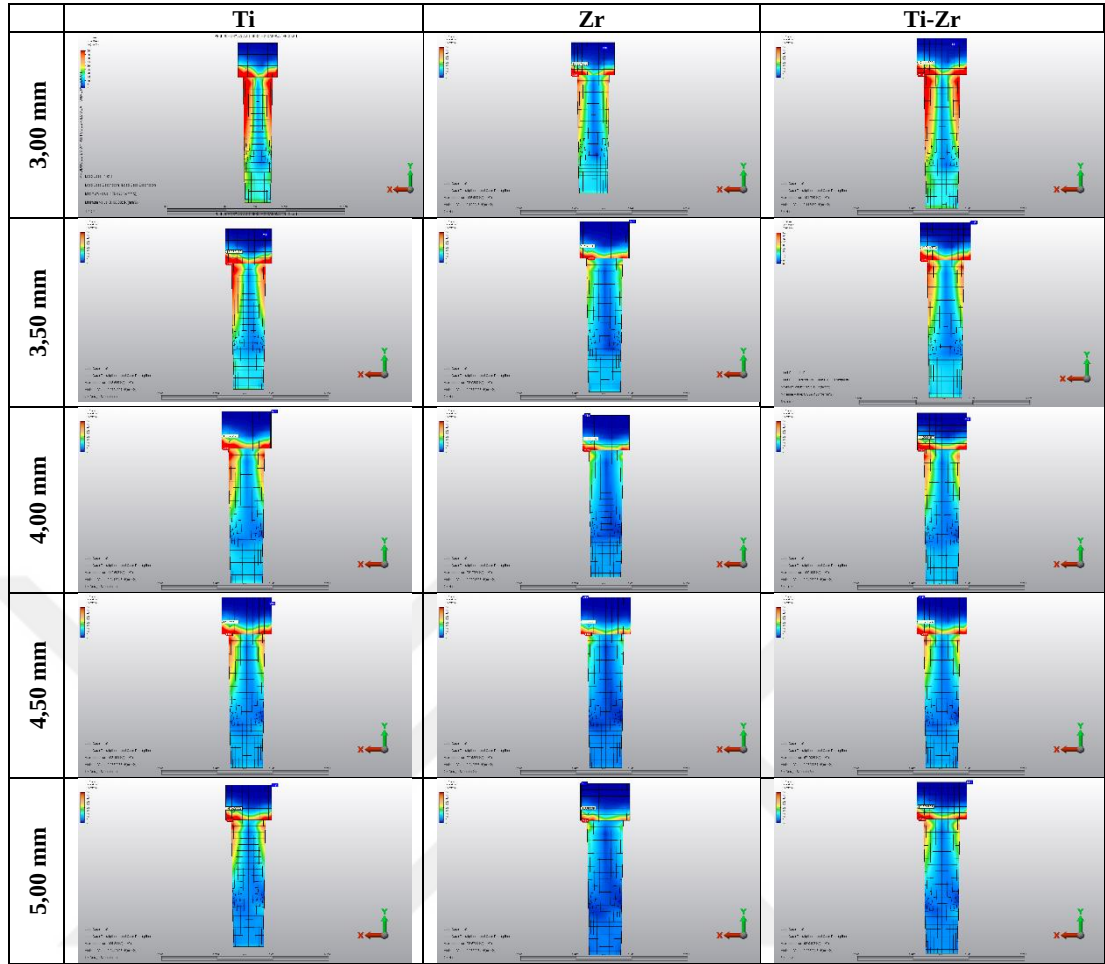
Farklı implant materyallerinin değişen çaplardaki vidaya etki eden maksimum von Mises gerilmelerinin 45° açıyla 100 N yükleme koşulundaki dağılım grafiği Şekil 3.20’de gösterilmiştir.



Şekil 3.20. Titanyum, zirkonyum ve titanyum-zirkonyum alaşımı implantların çap değişimine göre implant vidalarında oluşan maksimum von Mises gerilme değerleri grafiği

İmplantların çap değişimine göre implant vidalarında oluşan maksimum von Mises gerilme değerleri grafiği (Şekil 3.20) incelendiğinde her çap için en yüksek değerler titanyumda sonra sırasıyla Ti-Zr alaşımı ve zirkonya implantlarda görülmektedir. Bu sonuca göre zirkonyum implantların gelen kuvvetleri vidaya daha az iletildiği; Ti-Zr alaşımı implantların vidaya ilettikleri kuvvetin daha fazla olduğu anlaşılmaktadır.

Tüm modellerdeki vida görüntüleri incelendiğinde ise en yüksek stres değerlerinin vidanın boyun kısmın lingualinde olduğu görülmüştür. Streslerin vida boyunca yayılımları incelendiğinde her implant materyali için çap artışıyla beraber streslerin azaldığı ve dağılımlarının benzer olduğu görülmüştür. Tüm modellerde en yüksek değerlerin vidanın lingual ve bukkal bölgesinde olduğu, streslerin homojen dağılım göstermediği, vidanın boyun bölgesinde yoğunlaştığı görülmektedir. Zr modellerde vidadaki stres yoğunluğunun ve dağılımlarının belirgin şekilde daha az olduğu gözlenmiştir. Ti ve Ti-Zr modellerinde stres dağılımları benzerlik göstermekle beraber tüm çaplarda Ti modellerdeki stres değerleri daha büyük ve vidanın boyun bölgesindeki dağılımları daha yoğundur (Şekil 3.21).



Şekil 3.21. İmplant vidalarındaki kuvvet dağılımı

4. TARTIŞMA

Çalışmamızda, üç farklı implant materyalinden (titanyum, zirkonyum ve titanyum-zirkonyum alaşımı) değişen çaplarda (3,00 mm- 5,00 mm) her materyal için 21'er adet implant modeli oluşturulmuştur. Tüm modeller için aynı özelliklere sahip abutment, abutment vidası ve yükleme parçası modellenerek, implantlara yerleştirilmiştir. Modellere yükleme parçası aracılığı ile oblik yönde kuvvetler ayrı ayrı uygulanarak toplam 63 çalışma modeli elde edilmiştir. Yapılan yükleme sonucunda trabeküler ve kortikal kemikte oluşan maksimum ve minimum asal gerilme değerlerine ve implantlarda ve abutment vidasında oluşan von Mises gerilme değerlerine, implant çapının ve implant materyal özelliklerinin etkisi üç boyutlu sonlu eleman analizi (SESA) kullanılarak incelenmiştir.

Günümüzde dental implant materyali olarak titanyum yaygın olarak kullanılmakla beraber titanyuma alternatif materyal arayışları devam etmektedir. Zirkonyum ve Ti-Zr alaşımı implantlar titanyuma alternatif olarak önerilmektedir.

Kemik miktarının horizontal olarak yetersiz olduğu durumlarda, meziodistal mesafenin dar olduğu alanlarda veya servikal çapı küçük dişlerin restorasyonunda dar çaplı implantların kullanımı gerekmektedir. Dental implant olarak titanyum implant uygulamaları için altın standart olarak kabul edilmesine ve oldukça yaygın kullanılmasına rağmen implant çapı azaldıkça mekanik özellikleri yetersiz kalmakta ve klinik başarısızlıklar yaşanabilmektedir. Özellikle okluzal kuvvetlerin fazla olduğu posterior bölgelerde dar çaplı implant kullanımında kırıklar görülebilmektedir. Titanyum implantların, klinik olarak sıkça karşılaşılan bir durum olan dar kreterlerin varlığında endikasyonunun sınırlı olması sonucu yeni materyal arayışları Ti-Zr implantların üretilmesine sebep olmuştur. Ti-Zr alaşımı, dişhekimliğinde implantoloji alanında kullanılmak üzere özel olarak tasarlanmış bir materyaldir, saf titanyumdan daha güçlüdür ve daha üstün osseoentegrasyon özelliklerine sahiptir (Gottlow ve ark., 2012). Ti-Zr alaşımı implantlar piyasaya ilk olarak 3,30 mm çapta sunulmuştur. Ti-Zr implantlar titanyum ve zirkonyum implantlara göre daha iyi mekanik ve biyolojik özellikleri sayesinde, normal çaplı titanyum implantlarla aynı klinik performansı

göstererek daha dar çaplı implant kullanımına olanak sağlamaktadır (Benic ve ark., 2013). Maliyeti yüksek ve uygulaması oldukça zor olan kemik ogmentasyonu işlemlerine ihtiyacı azaltmaktadır. Titanyumun yarattığı estetik sakıncalar da daha estetik implant materyali arayışına sebep olmuş ve zirkonyum implantlar gündeme gelmiştir. Klinikte, ön bölgede ince fenotipteki dişetine sahip bireylerin protetik restorasyonunda titanyum implantların dişetinden yansıyan grimsi görüntüsü estetik dezavantaj oluşturmaktadır. Bunun sonucu estetiğin ön planda olduğu vakaların tedavisinde hasta ve hekim açısından tatmin edici sonuçlar elde edilememektedir. Yapılan çalışmalarda titanyum ve zirkonyum implantların osseointegrasyon oranlarının benzer bulunması, implant materyali olarak kullanılabileceğini kanıtlamıştır. Buna rağmen zirkonya seramiklerin yaşlanma göstermesi, performans ve güvenilirliğini azaltmakta, klinik kullanımda yaygın kullanım alanı bulamamasına sebep olmaktadır.

Titanyuma alternatif olarak gösterilen Zr ve Ti-Zr alaşımı implantlar kullanıldığında, implantlarda ve çevreleyen kemik dokusunda oluşan streslerin implantların çap değişimlerine göre nasıl değiştiğinin anlaşılması, streslerin en aza indirildiği optimum çap veya çapların tespit edilmesi bu tezin amacını oluşturmaktadır.

Diş hekimliğinde yapılan tedavilerin başarı ve başarısızlıklarının temelinde uygulanan kuvvet ve kuvvetin etkileri en önemli noktayı oluşturmaktadır. Bu bakımdan implant destekli protezlerin uzun dönem başarısı için restorasyonların biyomekanik açıdan değerlendirilmesi önem taşımaktadır (Gujjarlapudi ve ark., 2013). Yapılan restorasyonların başarısı için kullanılan materyallerin mekanik özelliklerinin ve bu materyallerin kuvvetler karşısındaki gerilmelerinin bilinmesi gereklidir. Canlı organizmalar üzerinde kuvvetlerin gösterilmesi oldukça zor, bazen neredeyse olanaksızdır (Ramoğlu ve Ozan, 2014). İmplantlarda ve çevre kemikte oluşan stres ve gerinim seviyeleri in-vivo olarak ölçülemediği için, in-vitro çalışmalar değer kazanmaktadır. İmplantların ve ilettikleri kuvvetlerin biyomekanik açıdan değerlendirilmesinde fotoelastik, gerinim ölçer ve sonlu elemanlar kuvvet analiz metotlarından yararlanılabilmektedir. Fotoelastik kuvvet analizi yöntemi streslerin

yoğunluğu ve lokalizasyonun değerlendirilmesinde, nitel olarak yeterli olmasına rağmen nicel veriler konusunda yetersiz kalmakta, fotoelastik modellerin yapıldığı materyal tam olarak gerçeği yansıtamamaktadır. Gerinim ölçer kuvvet analizi yöntemin de ise gerinim ölçerlerin boyutlarından dolayı kullanımı küçük cisimlerle sınırlı kalmakta ve farklı kuvvetlerin tek yönlü gerinim ölçümlerinde benzer sonuçlara yol açabilmesi gibi dezavantajları bulunmaktadır. Bu iki kuvvet analiz yöntemi ile karşılaştırıldığında SESA daha basit ve etkili bir yöntemdir, bilgisayar ortamında oluşturulan modellerde stres, gerinim ve yer değiştirme hesaplamaları yapılabilmektedir (Assunção ve ark., 2009).

Diş hekimliği alanında diş, implant, protezler ve kemik dokusuyla ilgili birçok çalışmada SESA'dan yararlanılmıştır. Bu sayede çeşitli olgular, klinik uygulamalarla deneysel olarak incelenmek yerine, biyomühendislik ilkeleri kullanılarak başarıyı etkileyecek risk faktörleri yönünden değerlendirilmiştir (İplikçioğlu ve Akça, 2002).

SESA yönteminde sonuçların hassasiyeti yüksektir ve gerçek yapıya yakın bir model hazırlanabilir. Matematik model bilgisayar ortamında hazırlandığı için sonuçlar tekrarlanabilir niteliktedir. Düzensiz geometrideki karmaşık cisimlerin farklı stres durumları analizi yapılabilir ve farklı mekanik özelliklere sahip cisimlerin incelenebilir. Model geometrisi, materyal özellikleri, sınır koşulları kolaylıkla değiştirilebilir. Yükleme koşulları gerçeğe yakın uygulanabilir. Analiz sonuçları oldukça kısa sürede elde edilir (Assunção ve ark., 2009; İplikçioğlu ve ark., 2003 ve Şahin ve ark., 2002). Detaylı modelleme yapılabilmesi sayesinde implant, diş ve çevre dokulardaki kuvvet iletimi ve dağılım mekanizmasının çok hassas ve detaylı değerlendirilmesine olanak vermesi (Geng ve ark., 2001 ve Karl ve ark., 2009) ve diğer avantajları da göz önünde bulundurularak, çalışmamızda sonlu elemanlar stres analiz yöntemi tercih edilmiştir.

SESA iki veya üç boyutlu olarak yapılabilmektedir. Karmaşık yapıların biyomekanik davranışını araştırmak için sonlu eleman analizinde iki boyutlu veya üç boyutlu modelleri kullanma kararı geometri, malzeme özellikleri, analizin türü ve karmaşıklığı gibi birçok faktöre bağlıdır. İki boyutlu modellerin oluşturulması daha

basit ve daha az zaman alıcı olmasına rağmen dental çalışmalarda kullanılan malzemelerin çeşitliliğinin ve karmaşıklığının tam olarak taklit edilmesi zor olabilir (Ebrahimi, 2012; Chapter 1 ve Romeed ve ark., 2006).

Ismail ve arkadaşları (1987), iki ve üç boyutlu SESA'yı karşılaştırdıkları çalışmalarında, asal gerilme dağılımlarını incelemek için iki boyutlu analizin yeterli olduğunu ancak normal gerilme dağılımlarının incelenmesinde yeterli sonuçların elde edilemeyeceğini bildirmişlerdir. Meijer ve arkadaşları (1993), mandibula üzerinde yaptıkları çalışmalarında iki boyutlu analizin, model hazırlanması ve hesaplanması açısından zaman kazandırmasına karşın daha detaylı sonuçlar için üç boyutlu sonlu eleman analizlerinin gerekli olduğunu belirtmişlerdir.

Üç boyutlu sonlu elemanlar analizi ile kemikteki oluşabilecek gerilim dağılımlarını iki boyutlu analize kıyasla gerçeğe daha yakın olarak verebilmektedir. Üç boyutlu modellerde daha uygun mesh yoğunluğu oluşturulabilmektedir (Ebrahimi, 2012; Chapter 1). Bu sebeplerden ötürü çalışmamızda farklı materyallerden yapılmış implantların ve çevresindeki kemik dokusunda meydana gelen gerilme, sıkışma ve von Mises streslerinin tespit edilmesinde daha detaylı bir yöntem olan üç boyutlu SESA yöntemi (Algor Fempro Üç Boyutlu Analiz Programı) tercih edilmiştir.

Sonlu elemanlar analizinde gerçeğe en yakın sonuçların elde edilebilmesi için öncelikle modellemelerin doğru yapılması gerekmektedir (Adıgüzel, 2010). Tüm in-vitro çalışmalarda, canlı yapıların özelliklerinin tam olarak taklit edilebilmesi mümkün değildir. Matematiksel modeller ve bilgisayar simülasyonlarının kullanımı, malzeme özellikleri, geometri ve yükleme koşullarıyla ilgili basitleştirme yapılmasını gerektirir ki bu durum elde edilen verilerin doğrudan klinik sonuçlara birebir uymaması anlamına gelmektedir. Bu sebepten çalışmamızdaki modeller, klinik durumlarda implantlarda, kemikte ve vidada oluşan streslerle ilgili gerçek değerleri yansıtmayabilir. Yapılan basitleştirmeler, bizim çalışmamızda olduğu gibi karşılaştırmalı bir çalışma için klinik koşulların taklit edilmesi için yeterli kabul edilebilir. Materyal özellikleri, yapılardaki stres dağılımını ve oluşan deformasyonları büyük ölçüde etkilemektedir. Bu özellikler izotropik, transvers izotropik ve

anizotropik şekilde modellenenebilmesine rağmen bizim çalışmamızda ve diğer birçok çalışmada, biyolojik yapıların aksine tüm unsurların homojen ve lineer izotropik olduğu varsayılmıştır (Alvarez-Arenal ve ark., 2013).

Canlı bir doku olan kemik, yapısı gereği izotropik değildir ve üzerine gelen kuvvetlere karşı gösterdiği deformasyon her bölgesinde aynı oranda olmayabilir (Baggi ve ark., 2008). Bu dezavantajın ortadan kaldırılması ve gerçeğe daha uygun modellemeler yapılabilmesi için MR veya CT cihazlarından elde edilen görüntüler kullanılabilir (Magne, 2007). Çalışmamızda modellerin oluşturulmasında MR ve CT görüntülerinden yararlanılmamıştır. Modellemeler Rhinoceros 4.0 programında üç boyutlu olarak gerçekleştirilmiştir. Modellerin bu şekilde oluşturulmasının sebebi üç farklı dental implant materyalinin sadece değişen çaplardaki streslerini incelemeyi amaçlamamız ve modeller arasında standart sağlamaya çalışmamızdır.

İmplantoloji alanında yapılan sonlu eleman analizlerinde, kortikal kemik ile trabeküler kemik, implant ile çene kemiği ve implant ile abutment kesintisiz temasta modellenmektedir (Himmlova ve ark., 2004; Petrie ve Williams, 2005). Bu sebeple SESA yönteminin bir takım eksikliklerinin de olduğu göz önünde bulundurulmalıdır. Çalışmamızda kullandığımız tüm çalışma modellerinde kortikal ve trabeküler kemiğin kendi içsel özelliklerine uygun yük dağılımı yaptıkları ve birlikte çalıştıkları varsayılmıştır.

Bir organizmaya ait herhangi bir dokunun içyapısı hiçbir zaman %100 homojen ve izotropik değildir. Bu sebeple sonlu elemanlar stres analizi modelleri peri-implant dokuyu doğru bir şekilde yansıtamazlar. İmplantların çevresinde pöröz yapı sergileyen trabeküler kemik bulunduğu için implant-kemik teması yani osseointegrasyon hiçbir zaman %100 değildir. Yapılan histolojik çalışmalarda implant kemik temasının ortalama %61,3 olduğu tespit edilmiştir (Degidi ve ark., 2003). Çalışmamızda implantların %100 oranında osseointegre olduğu varsayılmıştır. Bu nedenle çalışma sonuçları değerlendirirken sonlu elemanlar stres analizinin sınırlamaları gözönünde bulundurulmalıdır.

Kortikal kemiğinin mevcudiyeti ve kalınlığı analizin sonuçlarını etkileyecek önemli özelliklerdendir (Kuşunoğlu, 2011). Kortikal kemiğin yapısal farklılıklarının modele birebir aktarılması teknik olarak mümkün olmadığından, çalışmamızda kortikal kemiğin kalınlığı her bölgede ortalama 2 mm kabul edilmiştir. Ayrıca çalışmamızın sonuçları değerlendirilirken kortikal kemik kalınlığı arttığında kemikte oluşacak streslerin azalacağı, kalınlık azaldığında ise streslerin artacağı göz ardı edilmemelidir. Birçok araştırmacı yaptıkları üç boyutlu SESA’da kortikal kemiği 2 mm olarak almıştır (Choi ve ark., 2013 ve Gujjarlapudi ve ark., 2013).

Sonlu elemanlar analizi yönteminin güvenilirliğini etkileyen önemli bir faktör eleman ve düğüm noktası sayısıdır. Sato ve arkadaşları (1999a), eleman boyutunun azaltılmasının, üç boyutlu sonlu elemanlar analizinde stres değerlerine etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında; 600, 300, 150 ve 75 μm eleman boyutlarını karşılaştırmışlardır. Dik açıyla 10 N yükleme yapılan kemikte, 600 μm ve 300 μm eleman boyutları birbirleriyle karşılaştırıldığında sonuçlarda anlamlı bir fark bulunurken, 300, 150 ve 75 μm eleman boyutları arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. SESA’da sonuçların daha güvenilir elde edilebilmesi için, eleman ve düğüm sayısının en az 30000-200000 ve eleman boyutunun ise 150-300 μm olması gerekmektedir. 300 μm ’den daha büyük eleman boyutu yanıltıcı sonuçların elde edilmesine neden olabilmektedir. (Sato ve ark., 1999a ve Sato ve ark., 1999b). Eleman boyutunun azaltılması, eleman sayısının artmasına neden olurken, daha gerçekçi bir model elde edilmesini sağlamaktadır (Sato ve ark., 1999b). Ayrıca eleman sayısı arttıkça analiz süresi de uzamaktadır (Sato ve ark., 1999a). Bu bilgiler ışığında çalışmamızda tüm modellerde tek değişen yapı olan implant gövdesinin eleman boyutu 200 μm olarak seçilmiş, eleman ve düğüm sayılarının artırılması hedeflenmiştir. Eleman sayısının yetersizliğine bağlı hatalı sonuçların ortadan kaldırılması amaçlanmıştır. Çalışmamızda kullanılan modellerde ortalama 49000 eleman ve 88000’in üzerinde düğüm noktası mevcuttur. Bu sayılar, sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak yapılan çalışmaların büyük çoğunluğunda kullanılan eleman ve düğüm noktası sayılarının oldukça üzerindedir (Akça ve İplikçioğlu, 2002; Choi ve ark., 2013 ve Kohal ve ark., 2002).

Literatür incelendiğinde sonlu eleman analizi çalışmalarında kemik modellemesinin birçok farklı şekilde yapıldığı görülmektedir. Wang ve arkadaşları (2002), yaptıkları üç boyutlu sonlu eleman analizinde boyutları 42 mm X 11 mm X 21 mm olan kemik bloğu kullanmış, kortikal kemik kalınlığını 2 mm olarak belirlemişlerdir. Yapılan başka bir çalışmada mandibulanın bir bölümü 24 mm X 40 mm X 11 mm ebatlarında ve kortikal kemik 2 mm kalınlığında modellenmiştir (Gujjarlapudi ve ark., 2013). Birbirinden farklı kemik boyutlarının kullanıldığı, tüm mandibula yerine sadece implantlar ve implantları çevreleyen kemik dokusunun modellenmesinin yapıldığı çok sayıda çalışma bulunmaktadır. Böyle yapılmasındaki amaç ihmal edilebilir düzeyde kuvvet iletimi olan bölgelerin modelleme dışında tutulması, asıl ilgilenilen kısımdaki düğüm ve eleman sayılarının artırılarak, istenilen bölgenin daha daha ayrıntılı modellemesinin oluşturulabilmesidir. Teixeira ve arkadaşları (1998), modelleme aşamasında implanttan 4,20 mm'den daha uzak mesafede yapılan kemik modellemelerinin sonlu elemanlar stres analizi sonuçlarını anlamlı olarak etkilemediğini göstermişlerdir. Bu nedenlerden dolayı çalışmamızda yalnızca implant alanları ve üst yapılarını içeren bölgenin modellenmesi tercih edilmiştir. Çalışmamızda Rhinoceros 4.0 yazılımı ile hazırlanan 40 mm X 30 mm X 20 mm boyutlarındaki kutu şeklindeki kemik modeli Algor Fempro üç boyutlu analiz programına aktarılmıştır. Matematiksel modellerin oluşturulmasında mümkün olabildiğince sekiz nodlu, modellerin merkezine yakın bölgelerde ise gerektiğinde yapının tanımlanabilmesi için yedi nodlu, altı nodlu beş nodlu ve dört nodlu elemanlar kullanılmıştır. Böylece mümkün olan en fazla düğüm noktalı elemanlarla yüksek kalitede ağ yapısı oluşturulmaya çalışılmıştır.

Sonlu eleman analizi çalışmalarında incelenen materyallere ait Poisson katsayısı ve elastisite modülü değerleri araştırmacı tarafından belirlenerek bilgisayar yazılımına aktarılmaktadır. Dental implantlarla ilgili yapılan üç boyutlu SESA çalışmalarında, incelenen kortikal ve trabeküler kemik dokusu yoğunluğuna bağlı olarak; implant ve abutment ise imal edildikleri malzemenin özelliğine göre farklı Poisson katsayısı ve elastisite modülü göstermektedir. Çalışmamızda, mandibula posterior bölgede %50 oranında görülen yoğun kortikal kemik (2 mm) ve altında kalın trabeküler kemik tipi modellenerek ve bu kemik tipine ait materyal özellikleri tanımlanmıştır. Çalışmamızda

implant materyali olarak titanyum, zirkonyum ve titanyum-zirkonyum alaşımları, abutment ve abutment vidası olarak ise titanyum tercih edilmiştir ve materyallerin Poisson katsayıları ve elastisite modülü değerlerinden yararlanılmıştır.

Diş hekimliğinde implant destekli protezler yaygın bir kullanım alanına sahiptir. Literatürde, SESA çalışmalarında kullanılan modeller incelendiğinde baz metal alaşım destekli porselen, zirkonyum destekli porselen kron ve körü protezlerinin üst yapı olarak kullanıldığı görülmektedir. Bizim çalışmamızda ise protetik kron kullanılmamıştır. Bu çalışmanın ilgilendiği alan bu protez bileşeninin göz ardı edilmesine izin vermektedir çünkü esas amacımız; proksimal kontakt noktaları yoluyla komşu elemanlardan gelen stres dağılımı olmadan, uygulanan kuvvetle bileşen arasında doğrudan bir yükleme canlandırmaktır (Hanaoka ve ark., 2014 ve Öztürk., 2015). Böylece çalışmada implant-kemik arayüzüne odaklanılmıştır. Protetik kron kullanılmaması implant-abutment bağlantı bölgesinde oluşan stres dağılımını etkilememektedir çünkü tüm modeller için abutment ve yükleme parçası sabittir (Alvarez-Arenal ve ark., 2013).

Literatürde tek implantlarda yapılan sonlu elemanlar analizlerinde farklı kuvvet büyüklüklerinin dikey ve farklı açılar ile oblik uygulandığı görülmektedir. Çalışmamızda daha önceden yapılmış SESA çalışmaları örnek alınarak 100 N kuvvet oblik olarak uygulanmıştır (Akça ve Çehreli, 2006 ; Chun ve ark., 2006 ve Schrotenboer ve ark., 2009). Yapılan çalışmalarda oblik kuvvetin yer düzlemi ile 15°, 30°, 45°, 60° ve 75° açılandırma ile bukkalden linguale doğru uygulandığı gözlenmiştir. Araştırmamızda da Geng ve arkadaşlarının (2004) ve Hsu ve arkadaşlarının (2009) yaptıkları SESA çalışmaları dikkate alınarak gibi bukkalden 45° açı ile 100 N'luk oblik kuvvet uygulanmıştır. Bu tarz biyomekanik çalışmalarda ağız içi kuvvetlerin birebir sağlanması olanaksız olduğundan bu çalışmada elde edilen veriler gerçek değerleri yansıtmayabilir.

Bu güne kadar yapılan birçok çalışmada, sonlu elemanlar stres analizi uygulanırken oblik yüklerin okluzal kuvvetleri daha gerçekçi temsil ettiği ve kortikal kemikte en yüksek gerilmelere sebep oldukları bildirilmiştir. Chun ve arkadaşları

(2006), yaptıkları SESA çalışmasında, dik yükleme altında farklı modellerdeki stress dağılımlarının benzerlik gösterdiğini, oblik yüklenen modellerde belirgin fark olduğunu söylemişlerdir. Bu sebepten dik yüklemenin yapıldığı çalışma modellerinin oluşturulmasına gerek görülmemiştir.

İmplant geometrisi (gövde tasarımı, uzunluğu ve çapı) implantlar aracılığıyla kemiğe iletilen stres miktarını etkileyen önemli bir faktördür (Van Staden ve ark., 2006). Çağlar ve arkadaşları (2010), ise maksiller anterior bölgeye yerleştirilen üç farklı tek parça zirkonya implant sisteminde meydana gelen stres dağılımını üç boyutlu sonlu elemanlar analiziyle incelemişlerdir. Farklı implant gövdesi ve yiv tasarımına sahip implant sistemlerinde farklı stres dağılımı oluştuğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızda implantların tasarım farklılığından kaynaklanan stres farklılıklarının önüne geçmek için aynı implant sistemine ait, aynı uzunlukta ve yivsiz gövde tasarımına sahip implant modelleri kullanılmıştır.

Çalışmamızdan elde edilen sonuçlar incelenirken, dokuların yapısal özellikleri gözönünde bulundurulmuştur. İmplantlarda (Ti, Zr, Ti-Zr) ve vidada oluşan streslerin değerlendirilmesinde von Mises gerilme değerlerinden faydalanılırken, kemik gibi kırılğan yapıdaki dokuların asal stres değerleri incelenmiştir. Von Mises gerilme değerleri oluşan streslerin dağılım ve yoğunluğu hakkında fikir verirken tipi hakkında bilgi vermez. Streslerin sıkışma veya çekme tarzında olup olmadığı ve hangisinin daha etkin olduğu hakkındaki bilgiler asal stres değerleri ile anlaşılır. Bu stresin pozitif değerleri gerilme tipi kuvvetleri ifade eder. Mutlak değeri daha büyük olan stres değeri ise hangi tip kuvvetin daha etkin olduğunu gösterir (İplikçioğlu ve Akça, 2002). Çalışmamızda incelenen tüm modellerin kemik kısımlarında en yüksek asal gerilme değerleri karşılaştırıldığında, tüm modellerde trabeküler ve kortikal kemikte minimum asal gerilme değerleri daha yüksek tespit edilmiştir. Bu sebeple trabeküler ve kortikal kemik için minimum asal gerilme değerleri implantlar ve vidalar için von Mises gerilme değerleri üzerinden karşılaştırmalar yapılmıştır.

İmplant ve kemik arasındaki stres dağılımlarını etkileyen en önemli etkenlerden olan implant boyu ve çapı ile ilgili yapılmış birçok SESA çalışması bulunmaktadır

(Himmlova ve ark., 2004; İplikçioğlu ve Akça., 2002 ve Petrie ve Williams, 2002). Değişik implant firmalarına ait piyasaya sürülen implantlar çok farklı uzunluk ve çapa sahiptirler. 4 mm çap ve 10 mm uzunluğu sahip implant çoğu araştırmacı tarafından standart implant olarak kabul edilmektedir. Çalışmamızda standart olarak kabul edilen 4,00 mm çapı içine alacak şekilde, implant çapları 3,00 mm'den 5,00 mm'ye kadar 0,1 mm'lik artışlarla incelenmiştir. İmplant boyu tüm modellerde sabit tutularak yalnızca değişen implant materyali ve değişen çaplarının stres oluşumundaki etkisi incelenmiştir.

Holmgren ve arkadaşları (1998), yaptıkları SESA çalışmasında, morfolojik sınırlar içerisinde en geniş çaplı implant kullanıldığında, bu implantı çevreleyen kortikal kemikte en düşük stres seviyelerinin elde edileceğini savunmuşlardır. Himmlova ve arkadaşları (2004), yaptıkları SESA çalışmasında aynı uzunluktaki farklı çaptaki implantlarda, çap arttıkça stres alanlarında daralma ve stres değerlerinde azalma olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmamızın sonuçları bu çalışmalarla paralellik göstermektedir. Çalışmamızda her implant materyal grubu kendi içinde incelendiğinde çap artışıyla beraber kemikte, implantlarda ve vidada görülen stres değerlerinin azaldığı ve stres alanlarının daraldığı görülmektedir.

İmplant biyomekaniği ile ilgili yapılan SESA çalışmalarında, implantlar üzerine oblik kuvvet uygulandığında, kemik içerisindeki en yüksek stres değerler implantın boyun kısmına komşu kortikal kemiğin üst sınırlarında tespit edilmiştir. (Naert ve ark., 1992 ve Pellizer ve ark., 2013). Çalışmamızda elde edilen bulgular bu çalışmalarla benzerlik göstermektedir. Bukkalden uygulanan oblik yükleme sonrasında tüm çalışma modellerinde kortikal kemikte lingual bölgede implantın boyun kısmına komşu kortikal kemiğin üst sınırında en yüksek asal gerilme değerleri görülmektedir.

SESA yönteminde canlı dokular birebir taklit edilememektedir. Bu sebeple elde edilen bulgular SESA'nın yetersizlikleri gözönünde bulundurularak yorumlanmalıdır. Yükleme kuvvetinin uygulandığı yön gözönünde bulundurulduğunda lingual bölgede minimum asal gerilme değerlerinin yüksek olduğu görülmekte, bu bölgede sıkışma kuvvetlerinin etkin olduğu anlaşılmaktadır. Kuvvetin uygulandığı yönün karşısında

sıkışma streslerinin oluşması klinik olarak beklenen bir durumdur. Yalnız bukkal bölgede oluşan maksimum asal gerilme değerleri, minimum asal gerilmeler kadar önem taşımamaktadır. Yapılan analizlerde kortikal kemik ve implant boyun bölgesinin kesintisiz temasta olduğu varsayıldığından bukkal bölgede yoğun gerilme stres değerlerinin görülmesi normaldir ancak gerçekte kortikal kemiğin implanta gelen kuvvetler sonucunda onu takip ederek yoğun gerilmeye maruz kalması pek olası değildir. Kortikal kemikte elde edilen P_{min} ve P_{max} değerlerini, sıkışma ve gerilme kuvvetlerine karşı olan asal gerilme dayanım kuvvetleri ile oranladığımızda P_{max} kuvvetleri daha etkinmiş gibi görülse de, kortikal kemik için P_{min} değerlerinin dikkate alınarak yorumlanması klinik açıdan daha anlamlıdır.

İmplantlardaki çap artışıyla beraber sıkışma stres değerleri azalmaktadır. Kortikal kemik için en yüksek P_{min} değerleri Ti modellerinde görülmüştür. 3,00 çapındaki Ti modelinde en yüksek P_{min} değeri görülürken Ti-Zr modelindeki P_{min} değeri ona yakındır. Her çap için en düşük P_{min} değerleri Zr modellerinde görülmüştür. İnce çaplarda Zr modellerindeki değerlerin Ti ve Ti-Zr modellere göre belirgin olarak daha düşük olduğu; 3,50 mm çapa ulaşıldığında üç implant materyalinin P_{min} değerlerinin birbirine çok yaklaştığı; 3,70 mm çaptan itibaren neredeyse aynı seyrettikleri gözlenmektedir. Elastisite modülü yüksek olan Zr kuvvetleri kemiğe daha az iletmektedir. Dar çaplarda implant materyallerinin elastisite modülünün değişik olmasından kaynaklanan kuvvet iletimindeki farklılıklar, implant çapı arttıkça azalmaktadır. 3,70 mm çaptan sonra implant materyallerinin kortikal kemiğe ilettikleri kuvvet açısından belirgin bir fark bulunmamaktadır, kuvvet dağılımları benzer seyretmektedir.

Çağlar ve arkadaşlarının (2010), çalışma sonuçlarına benzer olarak; çalışmamızda kortikal ve trabeküler kemiğe kıyasla implantlarda daha yüksek stresler meydana geldiği ve trabeküler kemiğe kıyasla kortikal kemikte daha yüksek streslerin olduğu belirlenmiştir. Elastisite modülü yüksek olan kortikal kemik streslerin büyük miktarını karşılayarak spongioz kemikte daha düşük değerlerin görülmesine sebep olmaktadır (Meijer ve ark., 1992 ve Baggi ve ark., 2008). Çalışmamızda her yükleme

koşulunda en yüksek stres değerleri öncelikle elastisite modülü yüksek olan implantlarda, en düşük değerler trabeküler kemikte elde edilmiştir.

Kemik dokusunun sıkışma streslerine dayanımı gerilme streslerine dayanımından daha yüksektir. Bu nedenle trabeküler kemik bulgularından maksimum asal gerilme değerlerinin incelenmesi klinik olarak daha anlamlıdır. Trabeküler kemik için en yüksek Pmax değerleri Ti modellerinde görülmüştür. Her çaptaki çalışma modelleri için en düşük değerler Zr modellerinde görülmüştür. İmplant çap artışı trabeküler Pmax değerlerinde azalmaya neden olmuştur. Zr modellerdeki Pmax değerlerin Ti ve Ti-Zr modellerine göre oldukça düşük olduğu, Ti ve Ti-Zr modellerindeki değerlerin ise birbirine daha yakın seyrettiği görülmüştür. 4,60 mm çaptan sonra Ti ve Ti-Zr modellerindeki Pmax değerleri birbirine çok yakın seyretmekte ve Zr değerlerine yaklaşmaktadır.

Asal gerilme değerleri, kemik-implant arayüzündeki, fizyolojik kemik kaybı ve kemik rezorbsiyonunun başlatılmasında etkin risk göstergeleridir. Kortikal kemikte minimum asal gerilme mutlak değerinin 170-190 MPa, maksimum asal gerilme değerinin 100-130 MPa'ı, trabeküler kemikte her iki asal gerilme değerinin de 5 MPa'ı aştığı durumlarda kemiklerde aşırı yükleme meydana gelmektedir (Baggi ve ark., 2008). Çalışma koşullarında uygulanan yükler altında tüm modellerdeki asal gerilme değerleri belirtilen değerlerin çok altında kalmıştır.

Çiğneme kuvvetleri öncelikle implant üst yapıları ve abutmentlar tarafından karşılanmakta, sonra implantlara, implantlar aracılığıyla da çevre kemik dokusuna iletilmektedir (Van Staden ve ark., 2006). İmplant materyallerinin elastik modülü kemik-implant arayüzünü ve kemiğe iletilen stresleri etkilemektedir bu sebeple değişik elastisite modülüne sahip implant materyallerinin stres iletimi farklılıklar göstermektedir (Geng ve ark., 2001). İmplant materyallerinin elastik modülünün, kuvvetlerin kemiğe iletiminde önemli rol oynayarak, uzun dönemde implant başarısını etkileyebileceği bildirilmiştir. Mailath ve arkadaşları (1989), implant materyalinin elastisite modülünün en az 110000 N/mm² olması gerektiğini ve çok düşük elastisite modülüne sahip implant materyallerinden kaçınılması gerektiğini bildirmişlerdir.

Titanyum dental implant materyalleri içerisinde altın standart olarak kabul edilmektedir. Titanyum implantlara ait yüksek başarı oranları farklı çalışmalarda bildirilmiştir (Leonhardt ve ark., 2002 ve Moraschini ve ark.,2015) Bu sebeple, yeni üretilen implant materyalleri sıklıkla titanyum implantlarla karşılaştırılmaktadır (Çağlar ve ark., 2011; Gujjarlapudi ve ark., 2013; Kohal ve ark., 2002 ve Wu ve ark., 2013). Çalışmamızda, diş hekimliğinde yaygın kullanım alanı bulamayan zirkonya implantlar ve yeni kullanılmaya başlanan Ti-Zr implantların biyomekanik davranışları titanyum implantlar ile karşılaştırılmıştır.

Kohal ve arkadaşları (2002), yaptıkları çalışmada titanyum ve zirkonyum implantların stres dağılımlarını SESA yöntemiyle değerlendirmişlerdir. Titanyum implantlar metal destekli kronlarla, zirkonya implantlar ise tam seramik kronlarla restore edilmiş şekilde modelleyerek von Mises değerlerini incelemişlerdir. Zirkonyum implantların, titanyum implantlarla benzer stres dağılımına sahip olduğu ve anterior maksillada estetik amaçlı tercih edilebileceğini bildirmişlerdir.

Çağlar ve arkadaşları (2011), titanyum ve zirkonya implantlardaki ve çevreleyen kemikteki stres dağılımını inceledikleri çalışmalarında, Kohal ve arkadaşlarının (2002) çalışmasına benzer bulgular elde etmişlerdir. Oblik ve horizontal yüklemede, titanyum implantların çevresinde oluşan von Mises gerilme değerlerinin zirkonya implantların çevresinde oluşan streslerden daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızda Çağlar ve arkadaşlarının (2011) çalışmasına benzer olarak, oblik yükleme altında titanyum implantların etrafındaki stres değerleri zirkonya implantlarla karşılaştırıldığında, kortikal ve trabeküler kemik için daha yüksek olduğu bulunmuştur.

Çalışmamızda titanyum implantların elastik modülü 110 GPa, zirkonya implantların elastik modülü 200 GPa, titanyum-zirkonyum alaşımının ise 125 GPa olarak kabul edilmiştir. Abutment her model için aynı boyutlarda ve titanyumdan modellenmiş, implant ve abutmentin birbirinden ayrılmadığı varsayılmıştır. Yüksek elastisite modülüne sahip implant materyallerinin kortikal kemikte daha az gerilme oluşturduğu bildirilmiştir (Geng ve ark., 2001). Çalışmamızda açılı yükleme

koşulunda kortikal kemikte ve trabeküler kemikte meydana gelen çekme stresleri (P_{max}) değerleri Ti ve Ti-Zr modellerde, Zr modellere kıyasla daha yüksektir. Açılı yükleme koşulunda; kortikal ve trabeküler kemikteki sıkışma streslerinin (P_{min}) Zr modellerde daha düşük olduğu görülmüştür. Sonuç olarak, zirkonya implantlar daha yüksek elastisite modülüne sahip olduklarından, implant çevresindeki kemikte daha düşük stres dağılımı oluşturduğu belirlenmiştir.

Metaller gibi çekilebilir materyaller için von Mises streslerinin değerlendirilmesi daha önemlidir. Von Mises stres değerleri plastik deformasyondan sorumlu enerjiyle ilişkilidir ve son elastik deformasyon (Yield) noktasını tanımlamak için kullanılmaktadır. Yield noktası aşıldığında çekilebilir cisimlerde kalıcı deformasyon oluşmaktadır. Son gerilme dayanımına (*ultimate tensile strength*) ulaşıldığında ise cisimde kopma meydana gelmektedir. Yield Noktası cisimlerde kalıcı deformasyonun başladığı nokta olarak tanımlanmaktadır ve her zaman net bir sayısal değerle ifade edilemeyebilir onun yerine cisimlerin koptuğu an yani son gerilme dayanım değerleri tespit edilebilmektedir. Çalışmamızda kullanılan materyallerin son gerilme dayanım değerleri göz önünde bulundurulmadan sadece von Mises değerlerinin incelenmesi, bulguların yanlış veya eksik yorumlanmasına sebep olabilir. Cisimde görülen von Mises değerlerinin yüksek olup olmamasından daha çok bu değerlerin o cisme ait son gerilme dayanımı değerlerine ne kadar yakın olduğunun anlaşılması daha önemlidir. Elde edilen von Mises bulgularının materyallerin çekme dayanımlarına oranladığımızda yükleme kuvvetlerini dar çaplarda en iyi Ti-Zr implantları karşıladığı anlaşılmaktadır. Ti ve Zr implantlar, Ti-Zr implantların performansını hiçbir çapta tam olarak yakalayamamakla birlikte ancak 3,90 mm çaptan itibaren aralarındaki farkın belirgin şekilde azaldığı görülmektedir. Ti ve Zr implantlar 4,40 mm çaptan itibaren performans olarak birbirlerini yakalarken, Ti-Zr implantların aradaki farkı koruduğu görülmüştür.

Ti-Zr implantlar titanyuma göre daha dayanıklı olması sebebiyle ilk önce 3,30 mm çapta piyasaya sürülmüştür. Biyouyumluluğu, daha kısa sürede osseointegre olması, mekanik özelliklerinin ve yorulma direncinin daha iyi olması dolayısıyla Ti-Zr implantların birçok çap ve uzunlukta üretimi yapılmaktadır. Her çap için

performansı titanyum ve zirkonyum implantlara göre oldukça iyidir. Benic ve arkadaşları (2013), yaptıkları randomize kontrollü klinik çalışmanın bir yıllık sonucuna göre; anterior ve premolar tek kronlar için kullanıldığında 3,30 çapındaki Ti-Zr implantların, 4,10 mm çaplı titanyum implanttan farklı performans göstermediğini bildirmişlerdir. Ioannidis ve arkadaşlarının (2015), yaptıkları randomize kontrollü klinik çalışmanın üç yıllık sonucuna göre ise; anterior ve premolar tek kronlar için kullanıldığında 3,30 çapındaki Ti-Zr implantların, 4,10 mm çaplı titanyum implanttan farklı performans göstermediği görülmüştür. Bu çalışmalarda Ti-Zr ve titanyum implantlar ilk ve üçüncü yılın sonunda marjinal kemik kaybı, dişeti papili kaybı, mekanik komplikasyonlar, ağızda kalım gibi birçok başarı kriteri yönünden incelenmişlerdir ve anlamlı bir fark gözlenmemiştir. Bu çalışmaların sonuçlarına göre dar çaplı implantların kullanımı, kemik greftleme işlemlerine ihtiyacın azalmasını dolayısıyla peri-implant dokusunun korunmasını sağladığından umut vericidir. Çalışmamızın sonuçlarına göre mekanik açıdan Ti-Zr implantların dar çaplarda titanyumdan daha iyi, standart çaplarda ise titanyumla benzer performans gösterdiği anlaşılmaktadır.

Vida, implant destekli restorasyonlarda protez bileşenlerinin birbirine bağlanması için kullanılan önemli bir parçadır. Vida gevşemeleri daha çok tek kron içeren implant üstü protezlerde görülmektedir. Vida birleşimine etki eden kuvvetler, vida gevşemesi riskini arttırmaktadır. Okluzyon çatışmaları, parafonksiyonel alışkanlıklar, çiğneme dinamikleri, vidanın ilk sıkıştırılma etkisi, vida materyali, kron yüksekliği gibi birçok etken vida gevşemesine neden olabilmektedir (Misch, 2005; Chapter 24). Bu sebepler çalışmamızın konusu dışında kalmaktadır. Çalışmamızda yalnızca farklı implant materyallerinin değişen çaplarda vidaya ilettikleri stres değerleri incelenmiştir.

İmplant vidalarında oluşan maksimum von Mises gerilme değerleri her materyal için çap artışıyla beraber bir miktar azalma göstermektedir. En yüksek değerler titanyumda sonra sırasıyla Ti-Zr alaşımı ve zirkonya implantlarda görülmektedir. Bu sonuca göre elastisite modülü yüksek olan zirkonyum implantların gelen kuvvetleri öncelikle kendi bünyelerinde karşılayarak vidaya daha az ilettikleri anlaşılmaktadır.

Ti-Zr implantlar performans olarak Ti ve Zr implantlardan daha iyi sonuçlar verse de vidaya kuvvet iletiminin fazla olması vidaya bağılı başarısızlık yaşanma olasılığına işaret etmektedir.

Tüm modellerdeki vida görüntüleri incelendiğinde en yüksek stres değerlerinin vidanın boyun kısmında lingual ve bukkal bölgede yoğunlaştığı, stres dağılımının homojen olmadığı görülmüştür. Streslerin vida boyunca yayılımları incelendiğinde her implant materyali için çap artışıyla beraber streslerin azaldığı ve dağılımlarının benzer olduğu görülmüştür. Zr modellerde stres değerleri daha düşük olmakla birlikte stres alanlarının belirgin şekilde daha dar olduğu gözlenmiştir. Ti ve Ti-Zr modellerinde stres dağılımları benzerlik göstermekle beraber tüm çaplarda Ti modellerdeki stres değerleri daha büyük ve vidanın boyun bölgesindeki dağılımları daha yoğundur. Farklı implant materyallerinin vidaya ilettikleri kuvvet değerleri oldukça farklıyken aynı materyalin değişen çaplarında vidaya iletilen kuvvetler çap artışıyla beraber belirgin bir azalma göstermemektedir. Çalışmamızın sonuçlarına göre vidaya iletilen kuvvetlerin implanttaki çap değişiminden daha çok implant materyal özelliklerinden etkilendiği söylenebilir.

5. SONUÇ VE ÖNERİLER

1. Tüm çalışma modellerinde yükleme sonrası en yüksek stres değerleri implantta, en düşük stres değerleri trabeküler kemikte tespit edilmiştir.
2. Tüm çalışma modellerinde yükleme sonrası kortikal ve trabeküler kemikte minimum asal gerilme değerleri maksimum asal gerilme değerlerinden daha yüksek bulunmuştur.
3. Kemik içerisindeki en yüksek stres değerleri implantın boyun kısmına komşu kortikal kemiğin en üst sınırında tespit edilmiştir. Stresler yoğun olarak kortikal kemik tarafından absorbe edilmiştir.
4. Stres değerlerindeki değişimde implant materyalinin ve implant çapının etkili olduğu bulunmuştur.
5. Her implant materyali grubu için çap artışıyla beraber kemikte, implantlarda ve vidada görülen stres değerlerinin azaldığı ve stres alanlarının daraldığı görülmüştür.
6. Yüksek elastisite modülüne sahip materyaller kemiğe daha az stres iletmektedir. Zirkonyum implantlar titanyum ve Ti-Zr implantlara göre daha yüksek elastisite modülüne sahip olduklarından, implant çevresindeki kemikte daha düşük stresler oluşturmaktadır.
7. Dar çaplarda çalışmamızda kullandığımız implant materyallerinin kemiğe ilettikleri stres farklılıkları oldukça belirginken, çap arttıkça bu fark azalmaktadır. Kortikal kemiğe iletilen stresler açısından 3,70 mm çaptan sonra üç implant materyali arasında belirgin bir farklılık bulunmamaktadır.

8. Ti-Zr implantlar dar çaplarda Ti ve Zr implatlara göre daha iyi performans sergilemektedir. Ti ve Zr implantlar 3,90 mm çaptan itibaren Ti-Zr alaşımının performansına yaklaşabilmektedir.
9. Zr implantlarda vidaya iletilen streslerin daha az olduğu görülmektedir. Elastisite modülü yüksek olan implant materyali stresleri öncelikli olarak karşılayarak vidaya daha az kuvvet iletimi sağlamaktadır.
10. İmplant materyalinin vidaya iletilen kuvvetlere olan etkisi implant çapının etkisinden daha fazladır.

Bu çalışmanın sınırları içerisinde elde edilen sayısal değerler, implant materyal özelliklerinin ve implant çap farklılıklarının yük dağılımını etkilediğini göstermiştir. İmplant çapının artmasının stres miktarlarının azalmasında ve stres alanlarının daralmasında etkili olduğu tespit edilmiştir.

Elastisite modül değeri daha yüksek implant materyallerinin kullanımında uygulanan yüklerin öncelikle implant tarafından karşılandığı, kemiğe ve abutment vidasına transfer edilen edilen yüklerin azaldığı gözlenmiştir.

Klinik açıdan implant endikasyonu konmuş vakalarda yeterli kemik varlığında, biyomekanik açıdan avantaj sağladığından mümkün olan en geniş çapta implantın yerleştirilmesi önerilebilir. Ancak daha dayanıklı materyallerden üretilmiş (Ti-Zr) dar çaplı implantların kullanımının daha az invaziv bir yaklaşım olduğu, mevcut kemik dokusunu daha fazla korunmasını sağladığı, ileri cerrahi teknikler ve ogmentasyon işlemlerini ortadan kaldırarak hastalar için daha kabul edilebilir ve ekonomik bir tedavi seçeneği olduğu gözönünde bulundurulmalıdır. Yalnızca dar çaplarda değil, mekanik ve biyolojik özellikleri düşünüldüğünde standart çaplarda kullanımı da titanyum implantlara iyi bir alternatif oluşturmaktadır.

Zr implantlar estetik gereksinimin yüksek olduğu ve okluzal kuvvetlerin az olduğu n bölge restorasyonları için tercih edilebilirler.

Titanyum implantlar dental implantolojide altın standart olarak kabul edilse de Ti-Zr implantlar mekanik açıdan daha üstün özellikler sergilemektedirler. Biyouyumluluk ve osseointegrasyon açısından da titanyumdan üstün olduğu çalışmalarla ortaya konan Ti-Zr implantların uzun dönem takipli çalışmalar ışığında titanyumun yerini alması olası gözükmemektedir. Ancak Ti-Zr alaşımı implantların, sıvı ortamlarda düşük sıcaklık bozunması fenomeni yaşayan zirkonyum içeriğinden dolayı uzun dönemde ağız ortamında nasıl davranış sergileyeceği hakkında araştırmalara ihtiyaç vardır.

İmplant biyomekaniği ile ilgili yapılan sonlu eleman analizlerinin hiçbiri, tüm kemik ve implant parametrelerini biraraya getirerek oluşan streslerin ve dağılımlarının değerlendirilmesinde tam olarak rehberlik edememektedir. Bu sebeple sonlu eleman analizi ile elde edilen bulguların klinik araştırmalarla desteklenmesi gerekli ve önemlidir.

ÖZET

Farklı Çaplardaki Titanyum, Zirkonyum ve Titanyum-Zirkonyum Alaşımli İmplantlarda ve Çevreleyen Kemik Dokusunda Oluşan Streslerin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi İle Karşılaştırılması

Günümüzde kaybedilen dişlerin restorasyonunda dental implantlar sıklıkla kullanılmaktadır. Dental implant materyali olarak titanyum yaygın olarak kullanılmakla beraber titanyuma alternatif materyal arayışları devam etmektedir. Titanyum implantlarda ortaya çıkabilen estetik sakıncalar zirkonyum implantların kullanımını gündeme getirirken, dar çaplı implantlarda titanyumun yorulma ve kırılma dayanımının yetersiz kalması Ti-Zr alaşımı implant materyalinin geliştirilmesini sağlamıştır. Kullanılan implant materyalinin özelliklerinin iyi bilinmesi ve biyomekanik prensiplerinin doğru uygulanması, implant tedavilerinin başarısı açısından önemlidir.

Çalışmamızın amacı; titanyuma alternatif olarak gösterilen Zr ve Ti-Zr alaşımı implantlar kullanıldığında, implantlarda ve çevreleyen kemik dokusunda oluşan streslerin implantların çap değişimlerine göre nasıl değiştiğinin 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile değerlendirmektir.

Çalışmamızda 3 farklı implant materyalinden (titanyum, zirkonyum, titanyum-zirkonyum alaşımı) implant uzunluğu sabit tutulmak koşuluyla, en ince 3,00 mm en kalın 5,00 mm olmak üzere değişen çaplarda modeller oluşturulmuştur. Çap artışı, her bir materyal için 3,00 mm'den başlanarak 0,1 mm arttırılarak 5,00 mm'ye kadar devam ettirilmiştir. Her materyal için 21'er adet implant modeli oluşturulmuştur. Her bir modele oblik yönde (45°) 100 N kuvvet ayrı ayrı uygulanarak toplam 63 çalışma modeli elde edilmiştir.

Uygulanan kuvvetler sonucunda trabeküler ve kortikal kemikte oluşan maksimum ve minimum asal gerilme değerlerine ve implantlarda ve abutment vidasında oluşan von Mises gerilme değerlerine implant çap değişiminin ve implant materyal özelliklerinin etkisi incelenmiştir.

Bu çalışmanın sınırları içerisinde elde edilen sayısal değerler, implant çapının ve üretildiği materyalin kuvvet iletimini etkilediğini ve değiştirdiğini göstermiştir. İmplant çapındaki artış her üç implant materyali için de stres miktarlarının azalmasına ve stres alanlarının daralmasına sebep olmuştur. Zirkonyum implantlar titanyum ve Ti-Zr implantlara göre daha yüksek elastisite modülüne sahip olduklarından, implant çevresindeki kemikte daha düşük stresler oluşturmaktadır. Dar çaplarda implant materyallerinin kemiğe ilettikleri stres farklılıkları oldukça belirginken, çap artışıyla bu fark azalmaktadır. Ti-Zr implantlar dar çaplarda Ti ve Zr implantlara göre daha iyi performans sergilemektedir.

Anahtar Kelimeler: dental implant, SESA, titanyum, titanyum-zirkonyum alaşımı, üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi, zirkonyum

SUMMARY

Analyzing The Stresses on Different Diameters of Titanium, Zirconium and Titanium-Zirconium Alloy Implants and Supported Bone Tissues by Three Dimensional Finite Element Analysis Method

Today, dental implant materials are often used in the restoration of missing teeth. In spite of the fact that titanium as a dental implant material is commonly used, there are still alternative material searches for titanium. Because of esthetics disadvantages occurred in titanium implants bring forward the use of zirconium implants. Inadequacy of fatigue and fracture strength properties of titanium in narrow diameter implants, has ensured Ti-Zr alloy implant material to be improved. Knowledge of properties of the implant material and correct application of biomechanics are vital in terms of the success of implant treatments.

The aim of our study is to evaluate how the stresses in implants and supporting bone tissue has changed according to changes in implant diameters, when Zr and Ti-Zr alloy implants, which are considered to be alternatives for titanium, are used by three dimensional finite element analysis method.

In this study three different implant materials (titanium, zirconium, titanium-zirconium alloy) were used and 21 models were created from each material at different diameters from 3,00 mm to 5,00 mm by 0,1 mm incrementals. The length of the implants were kept constant. Totally 63 study models were modelled and 100 N force was applied for each model in oblique (45°) direction.

The effect of implant diameter and material differences on cortical-trabecular bones, implant and the abutment screws were evaluated by analyzing max-minimum principle and Von Misses stresses.

Within the limits of this study, it was determined that implant diameter and material changes affected the force distribution. Increase of implant diameter caused to decrease of stress quantities and distribution for each three implant materials. Zirconium caused lower stresses in implant supporting bone tissues, as it had higher elasticity modulus than Ti and Ti-Zr alloy. While stress transfer of all implant materials in narrow diameters to bone differed significantly, this difference decreased in wider diameters. In narrow diameters, Ti-Zr implants gave better performance than Ti and Zr implants.

Key Words: dental implant, FEM, Three Dimensional Finite Element Analysis Method, titanium, titanium-zirconium alloy, zirconium

KAYNAKLAR

- ADA COUNCIL ON SCIENTIFIC AFFAIRS (2003). Titanium applications in dentistry. *J Am Dent Assoc.*, **134**: 347-9.
- ADIGÜZEL O (2010). Sonlu elemanlar analizi: Derleme bölüm I: Diş hekimliğinde kullanım alanları, temel kavramlar ve eleman tanımları. *Dicle Dişhekimliği Dergisi*, **11**: 18-23.
- AKÇA K, ÇEHRELİ MC (2006). Biomechanical consequences of progressive marginal bone loss around oral implants: a finite element stress analysis, *Med Bio Eng Comput.*, **44**: 527–535.
- AKÇA K, İPLİKÇİOĞLU H (2002). Finite element stress analysis of the effect of short implant usage in place of cantilever extensions in mandibular posterior edentulism. *J Oral Rehabil.*, **29**: 350–356.
- AKILLI YE (2010). Farklı materyallerden yapılmış implant ve üst yapılarının kuvvet dağılımının sonlu elemanlar gerilme analizi ile incelenmesi. Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
- AL-AMLEH B, LYONS K, SWAIN M (2010). Clinical trials in zirconia: a systematic review. *J Oral Rehabil.*, **37**: 641-652.
- AL-SABBAGH M (2006). Implants in the esthetic zone. *Dent Clin North Am.*, **50**: 391-407.
- ALVAREZ-ARENAL A, SEGURA-MORI L, GONZALEZ-GONZALEZ I, GAGO A (2013). Stress distribution in the abutment and retention screw of a single implant supporting a prosthesis with platform switching. *Int. J Oral Maxillofac Implants.*, **28**: 112-121.
- ANDREIOTELLI M, WENZ HJ, KOHAL RJ (2009). Are ceramic implants a viable alternative to titanium implants? A systematic literature review. *Clin Oral Implants Res.*, **20**: 32-47.
- ANUSAVICE KJ (2003). Philip's Science of Dental Materials. 11th Edition, St. Louis, Elsevier Science Ltd., Chapter 4.
- ASHMAN RB, VAN BUSKIRK WC (1987). The elastic properties of a human mandible. *Adv Dent Res.*, **1**: 64-67.
- ASSUNÇÃO WG, BARÃO VAR, TABATA LF, GOMES EA, DELBEN JA, DOS SANTOS PH (2009). Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. *J Craniofac Surg.*, **20**: 1173-1177.
- ÅSTRAND P, AHLQVIST J, GUNNE J, NILSON H (2008). Implant Treatment of Patients with Edentulous Jaws: A 20-Year Follow-Up. *Clin Implant Dent Relat Res.*, **10**: 207-217.

- AYDIN C, YALUĞ S, YILMAZ C, DEMİREL E (1995). Metal destekli ve desteksiz porselen köprülerde fotoelastik yöntem ile kuvvet dağılımının incelenmesi. *J Dent Atatürk Uni.*, **5**: 62-4.
- BAGGI L, CAPPELONI I, GIROLAMA MD, MACERI F, VAIRO G (2008). The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: A three- dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent.*, **100**: 422-431.
- BANKOĞLU GÜNGÖR M, AYDIN C, YILMAZ H, GÜL EB (2014). An Overview of zirconia dental implants: Basic properties and clinical application of three cases. *J Oral Implantol.*, **40**: 485-494.
- BENIC GI, GALLUCCI GO, MOKTI M, HÄMMERLE CH, WEBER HP, JUNG RE (2013). Titanium-zirconium narrow-diameter versus titanium regular-diameter implants for anterior and premolar single crowns: 1-year results of a randomized controlled clinical study. *J Clin Periodontol.*, **40**: 1052-1061.
- BERİAT NC, GÜLAY G, ERTAN AA (2009). Dental İmplant Materyalleri. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*, **3**: 338-345.
- BERNER S, DARD M, GOTTLow J, MOLENBERG A, WIELAND M (2009). Titanium-zirconium: A novel material for dental implants. *Eur Cells Mater.*, **17**: 16.
- BERNHARD N, BERNER S, DE WILD M, WIELAND M (2009). The binary TiZr alloy— A newly developed Ti alloy for use in dental implants. *Forum Implantol.*, **5**: 30-39.
- BIANCO PD, DUCHEYNE P, CUCKLER JM (1996). Local accumulation of titanium released from a titanium implant in the absence of wear. *J Biomed Mater Res.*, **31**: 227–234.
- BUĞURMAN YALIM B, TÜRKER ŞB (2012). Klinikte zirkonya esalı seramikler *J Dent Fac Atatürk Uni.*, **5**: 91-97.
- CHEVALIER J, GREMILLARD L, DEVILLE S (2007). Low-temperature degradation of zirconia and implications for biomedical implants. *Annu Rev Mater Res.*, **37**: 1-32.
- CHIAPASCO M, CASENTINI P, ZANIBONI M, CORSI E, ANELLO T (2012). Titanium–zirconium alloy narrow-diameter implants (Straumann Roxolid®) for the rehabilitation of horizontally deficient edentulous ridges: prospective study on 18 consecutive patients. *Clin Oral Implants Res.*, **23**: 1136-1141.
- CHOI AH, MATINLINNA J, BEN-NISSAN B (2013). Effects of micromovement on the changes in stress distribution of partially stabilized zirconia dental implants and bridge during clenching: A three-dimensional finite element analysis. *Acta Odontol Scand.*, **71**: 72-81.
- CHUN HJ, CHEONG SY, HAN JH, HEO SJ, CHUNG JP, RHYU IC, KIM MH (2002). Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *J Oral Rehabil.*, **29**: 565-574.

- CHUN HJ, SHIN HS, HAN CH, LEE SH (2006). Influence of Implant Abutment Type on Stress Distribution in Bone Under Various Loading Conditions Using Finite Element Analysis, *Int J Oral Maxillofac Implants*, **21**: 195–202.
- CRAIG RG (1993). Restorative Dental Materials. 9th Edition, C.V. Mosby: St. Louis, MO, USA, p:169.
- CRAIG RG, O'BRIEN WJ, POWERS JM (1996). Dental Materials. 6th edition. St. Louis, Missouri: Mosby, p.: 10-26.
- CRAIG RG, POWERS JM (2001). Restorative Dental Materials. 11th Edition. Mosby, Chapter 4.
- CRAIG RG, POWERS JM (2002). Restorative Dental Materials. Missouri, Mosby.
- ÇAĞLAR A, BAL BT, AYDIN C, YILMAZ H, OZKAN S (2010). Evaluation of stresses occurring on three different zirconia dental implants: three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **25**: 95-103.
- ÇAĞLAR A, BAL BT, KARAKOCA S, AYDIN C, YILMAZ H, SARISOY S (2011). Three dimensional finite element analysis of titanium and yttrium-stabilized zirconium dioxide abutments and implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **26**: 961-9.
- DAVARPANAH M, MARTINEZ H, TECUCIANU JF, CELLETTI R, LAZZARA R. (2000). Small-Diameter Implants: Indications and Contraindications. *J Esthet Restor Dent.*, **12**: 186-194.
- DEGIDI M, PETRONE G, IEZZI G, PIATTELLI A (2003). Bone contact around acid-etched implants: a histological and histomorphometrical evaluation of two human-retrieved implants. *J Oral Implantol.*, **29**:13-8.
- DEGIDI M, PIATTELLI A, CARINCI F (2008). Clinical outcome of narrow diameter implants: a retrospective study of 510 implants. *J Periodontol.*, **79**: 49-54.
- DENRY I, KELLY JR (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dent mater.*, **24**: 299-307.
- DEPPRICH R, NAUJOKS C, OMMERBORN M, SCHWARZ F, KUBLER NR, HANDSCHEL J (2014). Current findings regarding zirconia implants. *Clin Implant Dent Relat Res.*, **16**: 124-137.
- DURACCI D, MUSSANO F, FAGA MG (2015). Biomaterials for dental implants: current and future trends. *J Mater Sci.*, **50**: 4779-4812.
- EBRAHIMI F (2012). Finite element analysis-new trends and developments. Intech.
- EĞİLMEZ F, BİÇER AZY, ERGÜN F (2010). Zirkonyumla güçlendirilmiş seramikler ve dental implantolojide kullanımı. *Cumhuriyet Dental Journal*, **13**: 72-80.

- ELIAS CN, LIMA JHC, VALIEV R, MEYERS MA (2008). Biomedical applications of titanium and its alloys. *The Journal of the Minerals, Metal and Materials Society.*, **60**: 46-49.
- FAZEL A, AALAI S, RISMANCHIAN M (2009). Effect of macro-design of immediately loaded implants on micromotion and stress distribution in surrounding bone using finite element analysis. *Implant Dent.*, **18**: 345-352.
- GENG JP, BENG WX, TAN KBC, LIU G (2004). Finite element analysis of an osseointegrated stepped screw dental implant. *J Oral Implantol.*, **30**: 223-233.
- GENG JP, TAN KB, LIU GR (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent.*, **85**: 585-598.
- GENG JP, YAN W, XU W (2008). Application of the Finite Element Method in Implant Dentistry. Zhejiang University Press, Hangzhou and Springer -Verlag GmbH Berlin Heidelberg.
- GLADWIN M, BAGBY M (2000). Clinical Aspects Of Dental Materials. Lippincott Williams & Wilkins.
- GOTTLOW J, DARD M, KJELLSON F, OBRECHT M, SENNERBY L (2012). Evaluation of a new titanium-zirconium dental implant: a biomechanical and histological comparative study in the mini pig. *Clin Implant Dent Relat Res.*, **14**: 538-545.
- GRANDIN HM, BERNER S, DARD M (2012). A review of titanium zirconium (TiZr) alloys for use in endosseous dental implants. *Materials*, **5**: 1348-1360.
- GRAVES SL, JANSEN CE, SIDDIQUI AA, BEATY KD (1993). Wide diameter implants: indications, considerations and preliminary results over a two-year period. *Aust Prosthodont J.*, **8**: 31-37
- GUJJARLAPUDI MC, NUNNA NV, MANNE SD, SARIKONDA VR, MADINENI PK, MERUVA RN R (2013). Predicting Peri-implant Stresses Around Titanium and Zirconium Dental Implants—A Finite Element Analysis. *J Indian Prosthodont Soc.*, **13**: 196-204.
- GÜZEL KG, MEŞE A, DÜNDAR B (2006). Tür, form ve materyal açısından günümüz dental implantlarının tarihçesi. *Türkiye Klinikleri J Med Ethics*, **14**: 41-46
- HANAOKA M, GEHRKE SA, MARDEGAN F, GENNARI CR, TASCHIERI S, DEL FABBRO M, CORBELLA S (2014). Influence of implant/abutment connection on stress distribution to implant-surrounding bone: A finite element analysis. *J Prosthodont.*, **23**: 565-571.
- HANNINK RH, KELLY PM, MUDDLE BC (2000). Transformation toughening in zirconia-containing ceramics. *J Am Ceram Soc.*, **83**: 461-487.

- HASAN I, HEINEMANN F, AITLAHRACH M, BOURAUUEL C (2010). Biomechanical finite element analysis of small diameter and short dental implant. *Biomedical Engineering*, **55**: 341-350.
- HIMMLOVA L, DOSTÁLOVÁ TJ, KÁCOVSKÝ A, KONVIČKOVÁ S (2004). Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *J Prosthet Dent.*, **91**: 20-25.
- HOLMGREN EP, SECKINGER RJ, KILGREN LM, MANTE F (1998). Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis—a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *J Oral Implantol.*, **24**: 80-88.
- HSU JT, FUH LJ, LIN DJ, SHEN YW, HUANG HL (2009). Bone strain and interfacial sliding analyses of platform switching and implant diameter on an immediately loaded implant: experimental and three-dimensional finite element analyses. *J Periodontol.*, **80**: 1125-1132.
- IKARASHI Y, TOYODA K, KOBAYASHI E, DOI H, YONEYAMA T, HAMANAKA H, TSUCHIYA T (2005). Improved biocompatibility of titanium-zirconium (Ti-Zr) alloy: tissue reaction and sensitization to Ti-Zr alloy compared with pure Ti and Zr in rat implantation study. *Materials Transactions*, **46**: 2260-2267.
- IOANNIDIS A, GALLUCCI GO, JUNG RE, BORZANGY S, HÄMMERLE CH, BENIC GI (2015). Titanium-zirconium narrow-diameter versus titanium regular-diameter implants for anterior and premolar single crowns: 3-year results of a randomized controlled clinical study. *J Clin Periodontol.*, **42**: 1060-1070.
- İPLİKÇİOĞLU H, AKÇA K (2002). Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. *J Dent.*, **30**: 41-46.
- ISMAIL YH, PAHOUNTIS LN, FLEMING JF (1987). Comparison of twodimensional and three-dimensional finite element analysis of a blade implant. *Int J Oral Implantol.*, **4**: 25-31.
- İPLİKÇİOĞLU H, AKÇA K, ÇEHRELİ MC, ŞAHİN S (2003). Comparison of non-linear finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on a Morse taper implant. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **18**: 258-265.
- JOKSTAD A, BRAEGGER U, BRUNSKI JB, CARR AB, NAERT I, WENNERBERG A (2003). Quality of dental implants*. *Int Dent J.*, **53**: 409-443.
- KARL M, DICKINSON A, HOLS S, HOLST A (2009). Biomechanical methods applied in dentistry: A comparative overview of photoelastic examinations, strain gauge measurements, finite element analysis and three-dimensional deformation analysis. *Eur J Prosthodont Restor Dent.*, **17**: 50-57.
- KLEIN MO, SCHIEGNITZ E, AL-NAWAS B (2014). Systematic review on success of narrow-diameter dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **29**: 43-54.

- KOBAYASHI E, MATSUMOTO S, YONEYAMA T, HAMANAKA H (1995). Mechanical properties of the binary titanium-zirconium alloys and their potential for biomedical materials. *J Biomed Mater Res.*, **29**: 943-950.
- KOHAL RJ, ATT W, BÄCHLE M, BUTZ F (2008). Ceramic abutments and ceramic oral implants. An update. *Periodontol 2000*, **47**: 224-243.
- KOHAL RJ, PAPAVALASIOU G, KAMPOSIOIRA P, TRIPODAKIS A, STRUB JR (2002). Three-dimensional computerized stress analysis of commercially pure titanium and yttrium-partially stabilized zirconia implants. *Int J Prosthodont.*, **15**: 189-194.
- KOHAL RJ, WENG D, BÄCHLE M, STRUB JR (2004). Loaded custom-made zirconia and titanium implants show similar osseointegration: an animal experiment. *J Periodontol.*, **75**: 1262-1268.
- KOTH DL, MCKINNEY RV, STEFLIK DE, DAVIS QB (1988). Clinical and statistical analyses of human clinical trials with the single crystal aluminum oxide endosteal dental implant: Five-year results. *J Prosthet Dent.*, **60**: 226-234.
- KOUTAYAS SO, VAGKOPOULOU T, PELEKANOS S, KOIDIS P, STRUB JR (2009). Zirconia in dentistry: part 2. Evidence-based clinical breakthrough. *Eur J Esthet Dent.*, **4**: 348-380.
- KURŞUNOĞLU S (2011). İmplant boyu ve çapının yükleme sonrası oluşan rezopsiyona etkisinin 3 boyutlu sonlu eleman stres analizi yöntemi ile incelenmesi. Doktora Tezi, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
- LAUTENSCHLAGER EP, MONAGHAN P (1993). Titanium and titanium alloys as dental materials. *Int Dent J.*, **43**: 245-253.
- LEE JH, FRIAS V, LEE KW, WRIGHT RF (2005). Effect of implant size and shape on implant success rates: a literature review. *J Prosthet Dent.*, **94**: 377-381.
- LEONHARDT Å, GRÖNDAHL K, BERGSTRÖM C, LEKHOLM U (2002). Long-term follow-up of osseointegrated titanium implants using clinical, radiographic and microbiological parameters. *Clin Oral Implants Res*, **13**: 127-132.
- LIN CL, WANG JC, KUO YC (2006). Numerical simulation on the biomechanical interactions of tooth/implant-supported system under various occlusal forces with rigid/non-rigid connections. *J Biomech.*, **39**: 453-463.
- LOGAN DL (2007). First Course In The Finite Element Method. 6th Edition, Nelson Education Ltd. p:15-16.
- MAGNE P (2007). Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data. *Dent Mater.*, **23**:539-548.
- MAILATH G, STOIBER B, WATZEK G, MATEJKA M (1989). Bone resorption at the entry of osseointegrated implants—a biomechanical phenomenon. Finite element study. *Z Stomatol.*, **86**: 207-16.

- MANICONE PF, IOMMETTI PR, RAFFAELLI L (2007). An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *J Dent.*, **35**: 819-826.
- MEIJER HJA, KUIPER JH, STARMANS FJM, BOSMAN F (1992). Stress distribution around dental implants: influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. *J Prosthet Dent.*, **68**: 96-102.
- MEIJER HJA, STARMANS FJ, STEEN WHAf, BOSMAN F (1993). A three-dimensional, finite-element analysis of bone around dental implants in an edentulous human mandible. *Arch Oral Biol.*, **38**:491-6.
- MISCH CE (2015). Dental Implant Prosthetics. 2nd Edition, by Mosby, an imprint of Elsevier Inc. p: 95.
- MISCH CE (2005). Dental Implant Prosthetics. St. Louis, Missouri: Elsevier Mosby.
- MISCH CE (2014). Dental Implant Prosthetics. 2 Edition, Chapter 4.
- MOORE ED (2003). History of tooth replacement and dental implants and current status of dental implants. Medical Service Corps, AMEDD Officer Command and General Staff Collage Research Papers.
- MORAIS LS, SERRA GG, MULLER C, ANDRADE LR, PALERMO EF, ELIAS CN, MEYERS M (2007). Titanium alloy mini-implants for orthodontic anchorage: immediate loading and metal ion release. *Acta Biomater.*, **3**: 331-339.
- MORASCHINI V, POUBEL LDC, FERREIRA VF, DOS SP BARBOZA E (2015). Evaluation of survival and success rates of dental implants reported in longitudinal studies with a follow-up period of at least 10 years: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Surg.*, **44**: 377-388.
- MORATAL D (2010). Finite Element Analysis. Sciyo, p:43-60.
- NAERT I, QUIRYNEN M, VAN STEENBERGHE D, DARIUS P (1992). A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses. Part II: Prosthetic aspects. *J Prosthet Dent.*, **68**: 949-956.
- NELSON SJ, ASH MM (2010). Wheeler's Dental Anatomy, Physiology, and Occlusion. Saunders Elsevier, Ninth Edition, Chapter 10.
- NOGUCHI K, FUJITA M, MASAKI T, MIZUSHINA M (1989). Tensile Strength of Yttria-Stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystals. *J Am Ceram Soc.*, **72**: 1305-1307.
- OLIVA J, OLIVA X, OLIVA JD (2007). One-year follow-up of first consecutive 100 zirconia dental implants in humans: a comparison of 2 different rough surfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **22**: 430-435.
- OLIVA J, OLIVA X, OLIVA JD (2010). Five-year success rate of 831 consecutively placed Zirconia dental implants in humans: a comparison of three different rough surfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **25**: 337-344.

- OSMAN RB, SWAIN MV (2015). A Critical Review of Dental Implant Materials with an Emphasis on Titanium versus Zirconia. *Materials*, **8**: 932-958.
- ÖZKIR S (2007). Düz ve eğimli yerleştirilmiş farklı implant tasarımları üzerine yapılan sabit restorasyonların fotoelastik stres analiziyle incelenmesi. Doktora tezi, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
- ÖZKIR SE, TERZİOĞLU H (2012). Macro design effects on stress distribution around implants: A photoelastic stress analysis. *Indian J Dent Res.*, **23**: 603-607.
- ÖZKURT Z, KAZAZOĞLU E (2011). Zirconia dental implants: a literature review. *J Oral Implantol.*, **37**: 367-376.
- ÖZTÜRK B (2015). Farklı implant-abutment bağlantı tasarımlarında oluşan streslerin ve hareket serbestliğinin; 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmesi. Doktora tezi, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
- PELLIZZER EP, VERRI FR, DE MORAES SLD, FALCÓN-ANTENUCCI RM, DE CARVALHO PSP, NORITOMI PY (2013). Influence of the implant diameter with different sizes of hexagon: analysis by 3-dimensional finite element method. *J Oral Implantol.*, **39**: 425-431.
- PETRIE CS, WILLIAMS JL (2005). Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. *Clin Oral Implants Res.*, **16**: 486-494.
- PICONI C, MACCAURO G (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, **20**: 1-25.
- POWERS JM, SAKAGUCHI RL (2006). Craig's Restorative Dental Materials. 12th Edition, C.V. Mosby: St. Louis, MO, USA, Chapter 22.
- RAMOĞLU S, OZAN O (2014). Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi. *J Dent Atatürk Uni.*, **9**:175-180.
- RIMONDINI L, CERRONI L, CARRASSI A, TORRICENI P (2002). Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **17**: 793-798.
- ROMEED SA, FOK SL, WILSON HF (2006). A comparison of 2D and 3D finite element analysis of a restored tooth. *J Oral Rehabil.*, **33**: 209-215.
- SAGOMONYANTS KB, JARMAN-SMITH ML, DEVINE JN, ARONOW MS, GRONOWICZ GA (2007). The in vitro response of human osteoblasts to polyetheretherketone (PEEK) substrates compared to commercially pure titanium. *Biomaterials*, **24**: 3115-3123.
- SAKAGUCHI RL, POWERS JM (2011). Craig's Restorative Materials. 13th Edition. Elsevier Mosby, Philadelphia.

- SATO Y, TEIXEIRA ER, TSUGA K, SHINDOI N (1999a). The effectiveness of a new algorithm on a three-dimensional finite element model construction of bone trabeculae in implant biomechanics. *J Oral Rehabil.*, **26**: 640-643.
- SATO Y, WADAMOTO M, TSUGA K, TEIXEIRA ER (1999b). The effectiveness of element downsizing on a three-dimensional finite element model of bone trabeculae in implant biomechanics. *J Oral Rehabil.*, **26**: 288-291.
- SCARANO A, PIATTELLI M, CAPUTI S, FAVERO GA, PIATTELLI A (2004). Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks: an in vivo human study. *J Periodontol.*, **75**: 292-296.
- SCHROTENBOER J, TSAO YP, KINARIWALA V, WANG HL (2009). Effect of Platform Switching on Implant Crest Bone Stress: A Finite Element Analysis. *Implant Dent.*, **18**: 260–269.
- SHETTY P, HEGDE A, RAI K (2010). Finite Element Method–An Effective Research Tool for Dentistry. *J Clin Pediatr Dent.*, **34**: 281-285.
- SICILIA A, CUESTA S, COMA G, ARREGUI I, GUIASOLA C, RUIZ E, MAESTRO A (2008). Titanium allergy in dental implant patients: a clinical study on 1500 consecutive patients. *Clin Oral Implants Res.*, **19**: 823–835.
- SLAVKIN HC (1998). Biomimicry, dental implants and clinical trials. *J Am Dent Assoc.*, **129**: 226-230.
- STEINEMANN SG (1998). Titanium—the material of choice?. *Periodontol 2000*, **17**: 7-21.
- ŞAHİN S, ÇEHRELİ M, YALÇIN E (2002). The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses. Review. *J Dent.*, **30**: 271-282.
- TAŞKINSEL E, GÜMÜŞ HÖ (2014). Sonlu elemanlar stres analizi ve restoratif diş hekimliğinde kullanımı. *J Dent Fac Atatürk Uni.*, **8**: 131-135.
- TEIXEIRA ER, SATO Y, AKAGAWA Y, SHINDOI N (1998). A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics. *J Oral Rehabil.*, **25**: 299-303.
- TSCHERNITSCHKE H, BORCHERS L, GEURTSSEN W (2005). Nonalloyed titanium as a bioinert metal--A review. *Quintessence Int.*, **36**: 523-530.
- TUNALI, B (2000). Oral İmplantoloji. Genişletilmiş 2. Baskı, Nobel Tıp Kitabevleri, İstanbul, Bölüm 1.
- ULUSOY M, AYDIN K (2005). Diş hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler. 2. Baskı, Cilt 1-2. Ankara Üniversitesi Basımevi, Ankara.
- VAN STADEN RC, GUAN H, LOO YC (2006). Application of the finite element method in dental implant research. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.*, **9**: 257-70.

- WANG RR, FENTON A (1996). Titanium for prosthodontic applications: a review of the literature. *Quintessence Int.*, **27**: 401-8.
- WANG TM, LEULJ, WANG J, LIN LD (2002). Effects of prosthesis materials and prosthesis splinting on peri-implant bone stress around implants in poor-quality bone: a numeric analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **17**: 231-7.
- WEINGART D, STEINEMANN S, SCHILLI W, STRUB JR, HELLERICH U, ASSENMACHER J, SIMPSON J (1994). Titanium deposition in regional lymph nodes after insertion of titanium screw implants in maxillofacial region. *Int J Oral Maxillofac Surg.*, **23**: 450-452.
- WENZ HJ, BARTSCH J, WOLFART S, KERN M (2008). Osseointegration and clinical success of zirconia dental implants: a systematic review. *Int J Prosthodont.*, **21**: 28-36.
- WU AYJ, LIN YT, HSU JT, HUANG HL (2013). Biomechanical comparison of different materials (commercial pure Titanium versus Titanium-Zirconium alloy) of dental implants In *The 3rd International Conference on Engineering and Applied Science (2013 ICEAS), Tokyo, Japan*. **3**: 15-17.
- YEŞİL DUYSUŞ Z, GÜNGÖR H (2013). Dental implant materyalleri. *J Dent Atatürk Uni.*, **23**: 145-152.
- ZAİMOĞLU A, CAN G, ERSOY AE, AKSU L (1993). *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi*. Ankara Üniversitesi Basımevi, Ankara.
- ZINSLI B, SAGESSER T, MERICSKE E, MERICSKE-STERN R (2004). Clinical evaluation of small-diameter iti implants: a prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **19**: 92-99.

ÖZGEÇMİŞ

I- Bireysel Bilgiler

Adı : Zübeyde Özlem
Soyadı : ZEREN
Doğum Yeri ve Tarihi : Çanakkale, 17/08/1986
Uyruğu : T.C.
Medeni Durumu : Bekâr
İletişim Adresi ve Telefonu : Emniyet Mah. Silahtar Cad. No: 44/8
Yenimahalle/ANKARA
Tel : 0 505 779 14 53
Elektronik Posta : zerenozlem@hotmail.com

II- Eğitimi

2010-2016 Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi
Anabilim Dalı/ Doktora Programı
2004-2009 Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
2001-2004 Çanakkale Fen Lisesi
1997-2001 Çanakkale Milli Piyango Anadolu Lisesi
1992-1997 Çanakkale Gazi İlkokulu
Yabancı Dili: İngilizce

III- Ünvanları

2009 Diş Hekimi

IV- Bilimsel İlgi Alanları

Ulusal Dergi Yayını:

1. **ZEREN ZÖ.** (2016). Dolder bar destekli maksiller overdenture: olgu sunumu.
Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.

Posterler:

1. **ZEREN ZÖ**, BATAK B. Implant-supported Overdenture Prosthesis Retained Bar-clip Attachment: A Case Report. 7th Annual International Symposium of Advanced Protocols in Oral Implantology, May 14-17, 2015, Antalya, Turkey.
2. YILMAZ D, BAŞOL E, **ZEREN ZÖ**, KARAAĞAÇLIOĞLU L. Prosthetic Rehabilitation of Misangled Implants with Angled Abutments: A Case Report. 5th Annual International Symposium of Advanced Protocols in Oral Implantology, April 20-23, 2013, Antalya, Turkey.
3. BATAK B, DADAKOĞLU S, **ZEREN ZÖ**. Interproximal Papilla Reconstruction in Implant Supported Anterior Restorations: A Case Report. 4th Annual International Symposium of Advanced Protocols in Oral Implantology, April 20-23, 2012, Antalya, Turkey.

Seminerler:

1. Geçici Sabit Restorasyonlar. (2010). Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı.
2. Kısa İmplantlar. (2011) Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı.

V- Diğer Bilgiler**Kongre ve Sempozyum Katılımları:**

1. 22. Uluslararası Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği Bilimsel Kongresi, 12-15 Kasım 2015, Gloria Kongre Merkezi, Antalya.
2. 7th Annual International Symposium of Advanced Protocols in Oral Implantology, May, 14-17, 2015, Antalya, Turkey.
3. Dental İstanbul 2014 Kongresi ve Kozmetik Diş Hekimliği Sempozyumu, 15-16 Kasım 2014, Grand Cevahir Kongre Merkezi, İstanbul.

4. 6th Annual International Symposium of Advanced Protocols in Oral Implantology, April, 20-23, 2014, Antalya, Turkey.
5. 101st FDI Annual World Dental Congress, August 28-31, 2013, İstanbul, Turkey.
6. 5th Annual International Symposium of Advanced Protocols in Oral Implantology, April 20-23, 2013, Antalya, Turkey.
7. Osseointegrasyon Derneği (OSSE-DER) ‘One day course on fixed implant reconstructions -a prosthetically- oriented treatment concept-’ Dr. Irena Sailer ile bir gün bilimsel toplantısı, 2 Mart 2013, İstanbul.
8. 4th Annual International Symposium of Advanced Protocols in Oral Implantology, April 20-23, 2012, Antalya, Turkey.
9. 4th AÇBİD International Oral&Maxillofacial Surgery Society Congress, May 26-30, 2010, Antalya, Turkey.
10. Türk Diş Hekimleri Birliği 3. Ulusal Öğrenci Kongresi, 4-5 Nisan 2009, İstanbul.

Eğitim semineri katılımları:

1. Ankara Üniversitesi İş Sağlığı ve Güvenliği Eğitim Programı, 28-29 Haziran 2014
2. Sağlık Bakanlığı Aday Memurluk Eğitimi, Temel ve Hazırlayıcı Eğitimler, Aralık 2013, Ocak 2014, Ankara

Kurs katılımları:

1. 3M ESPE Tabakalı Kompozit Uygulama Tekniği Konulu Atelier Kursu, 19 Kasım 2011, Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi