

T.C.
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**MAKSİLLA VE MANDİBULAYA DÖRT FARKLI AÇIDA
YERLEŞTİRİLMİŞ İMPLANTLARA UYGULANAN
ZİRKONYUM ALTYAPILI SERAMİK RESTORASYONLARIN,
FARKLI KUVVET YÖNLERİ ALTINDA OLUŞAN
DEĞİŞİKLİKLERİN ÜÇ BOYUTLU MODELLEME VE SONLU
ELEMENLAR STRES ANALİZİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

Uzmanlık Tezi

Dt. Fatih DEMİRCİ

DANIŞMAN

Yrd. Doç. Dr. Sedat GÜVEN

DİYARBAKIR 2015

T.C.
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**MAKSİLLA VE MANDİBULAYA DÖRT FARKLI AÇIDA
YERLEŞTİRİLMİŞ İMPLANTLARA UYGULANAN
ZİRKONYUM ALTYAPILI SERAMİK RESTORASYONLARIN,
FARKLI KUVVET YÖNLERİ ALTINDA OLUŞAN
DEĞİŞİKLİKLERİN ÜÇ BOYUTLU MODELLEME VE SONLU
ELEMENLAR STRES ANALİZİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

Uzmanlık Tezi

Dt. Fatih DEMİRCİ

DANIŞMAN

Yrd. Doç. Dr. Sedat GÜVEN

DİYARBAKIR 2015

T.C.
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
DEKANLIK



"Maksilla ve Mandibulaya Dört Farklı Açıda Yerleştirilmiş İmplantlara Uygulanan Zirkonyum Altyapılı Seramik Restorasyonların, Farklı Kuvvet Yönleri Altında Oluşan Değişikliklerin Üç Boyutlu Modelleme ve Sonlu Elemanlar Stres Analizi ile Değerlendirilmesi"

Yukarıda Belirtilen Uzmanlık Tezi 25/05/2015 Tarihinde Değerlendirilerek Başarılı Bulunmuştur.

Tez Danışmanı : Yrd. Doç. Dr. Sedat GÜVEN
Tezi Teslim Eden : Dt. Fatih DEMİRCİ

JURİ ÜYESİNİN

Ünvanı Adı Soyadı

Başkan : Prof. Dr. Sabire DEĞER
(İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ)

Üye : Prof. Dr. Remzi NİĞİZ
(DİCLE ÜNİVERSİTESİ)

Üye : Prof. Dr. Köksal BEYDEMİR
(DİCLE ÜNİVERSİTESİ)

Üye : Doç. Dr. Zelal SEYFİOĞLU POLAT
(DİCLE ÜNİVERSİTESİ)

Üye : Yrd. Doç. Dr. Sedat GÜVEN
(DİCLE ÜNİVERSİTESİ)

Yukarıdaki imzalar tasdik olunur.

..... / /
Prof. Dr. Ali İhsan ZENGİNGÜL
Dicle Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı V.



TEŞEKKÜR

Maddi ve manevi desteğiyle her daim yanımda olan yol arkadaşım, eşim
Dt. Elif Demirci'ye

Uzmanlık eğitimim sırasında ve tez hazırlık aşamasında bana yol gösteren ve
yardımcı olan tez danışmanım
Sayın Yrd. Doç. Dr. Sedat Güven'e,

Uzmanlık eğitimim süresince bilgi ve deneyimi ile bana her zaman destek olan
Sayın Doç. Dr. Zelal Seyfioğlu Polat'a,

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan kürsümüzün tüm
değerli öğretim üyelerine ve arkadaşlarıma,

Tez çalışmalarımda gösterdiği destek ve yardımlar için Dicle Üniversitesi,
Mühendislik Fakültesi, Makine Mühendisliği Bölümünden arkadaşım
Dr. Emre Arı'ya,

Tüm hayatım boyunca bana sonsuz sevgi ve anlayış gösteren ve hiçbir zaman
desteğini esirgemeyen aileme çok teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

ÖN SAYFALAR

Sayfa No

Kapak

İç Kapak

Onay Sayfası.....I

Teşekkür Sayfası.....II

İçindekiler Dizini.....III

Şekiller Dizini.....VIII

Tablolar Dizini.....XIV

Resimler Dizini.....XV

Simgeler ve Kısaltmalar Dizini.....XVI

ÖZET SAYFALARI

Özet.....XVIII

Summary.....XIX

Tez metni

1.GİRİŞ VE AMAÇ1

2.LİTERATÜR BİLGİ4

2.1. İmplantın Tarihçesi ve Sınıflandırılması.....4

2.2. Dental İmplantların Çeşitleri.....4

2.2.1. Endosteal İmplantlar.....5

2.2.2.Subperiosteal İmplantlar.....5

2.2.3.Endodontik İmplantlar.....6

2.2.4. İntramukozal İmplantlar.....6

2.2.5.Transmandibular İmplantlar.....6

2.3. İmplant Yüzey Tasarımları.....6

2.3.1. Titanyum Plazma Sprey (TPS) Kaplı Yüzey.....7

2.3.2. Hidroksiapatit (HA) Kaplı Yüzey.....8

2.3.3. Kumlama Yüzey Asitleme (SLA Yüzey).....8

2.3.4. SLA Aktive Yüzey.....9

2.3.5. İmplant Tasarımı.....9

2.4. Dental İmplant Materyalleri.....11

2.4.1. Metal ve Alaşımları.....	13
2.4.2. Seramikler.....	14
2.4.3. Polimerler.....	16
2.5. İmplant Endikasyon ve Kontrendikasyonları.....	16
2.5.1. İmplant Endikasyonları	16
2.5.2.İmplant Kontrendikasyonları	17
2.5.2.1. Mutlak Kontrendikasyonlar	17
2.5.2.2. Göreceli Kontrendikasyonlar	17
2.5.2.3. İntraoral Kontrendikasyonlar	17
2.6. İmplant Doku Etkileşimi ve Osseointegrasyon	17
2.7. Dental İmplantolojide Biyomekanik	19
2.7.1. Yükleme Tipi ve Şiddeti	20
2.7.2. Çiğneme Kuvveti.....	21
2.7.3. İmplant Geometrisi.....	22
2.7.3.1. İmplant Çapı.....	23
2.7.3.2. İmplant Uzunluğu	24
2.7.3.3. Yiv Tasarımı.....	25
2.7.4. İmplant Geometrisinin Stres Dağılımına Etkisi.....	25
2.7.5. İmplant Materyalinin Seçimi.....	26
2.7.6. İmplant- Kemik Arayüzeyi	26
2.7.7. Çevreleyen Kemiğin Yoğunluğu	27
2.8. Kemik.....	28
2.8.1. Kemik Sınıflandırmaları.....	28
2.8.1.1. Lekholm ve Zarb Sınıflandırması.....	29
2.8.1.2. Misch Sınıflandırması.....	29
2.9. Diş ve İmplant Destekli Protezlerde Kullanılan Restoratif Materyaller.....	30
2.9.1. Dental Porselenler	31
2.9.1.1. Metal Destekli Dental Porselenler	33
2.9.1.2. Tam Porselenler	35
2.10. Sabit Parsiyel Protezleri Etkileyen Posterior Kuvvetler	47
2.11. Bölümlü Dişsizlik Durumunda Uygulanabilecek Sabit Parsiyel Protez Seçenekleri	47

2.11.1. İmplant Destekli Sabit Parsiyel Protezler	47
2.11.2. Diş Destekli Sabit Parsiyel Protezler	48
2.12. Kuvvet Analiz Yöntemleri	48
2.12.1. Gerilim Ölçer (Strain Gauge) Analiz Yöntemi	49
2.12.2. Fotoelastik Analiz Yöntemi	49
2.12.3. Halografik İnterferometre Analiz Yöntemi	49
2.12.4. Kırılğan Vernikle Kaplama Yöntemi	50
2.12.5. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi	50
2.12.5.1. Yapının Modellenmesi ve Elemanlara Bölünmesi(Preprocessing).....	54
2.12.5.2. Analiz Verilerinin Yüklenmesi.....	56
2.12.5.3. Analizin Çözümlemesi(Postprocessing).....	57
2.12.5.4. Sonlu Eleman Stres Analiz Yönteminde Sonuçların Değerlendirilmesi....	58
2.13. Konuyla İlgili Temel Kavramlar	59
2.13.1. Stres(gerilim).....	59
2.13.2. Strain(gerinim).....	59
2.13.3. Stres ve Strain Tipleri.....	59
2.13.4. Elastisite Modülü	60
2.13.5. Poisson Oranı.....	60
2.13.6. Asal Stres (Principle Stres).....	61
2.13.7. Von Misses Stres.....	61
2.13.8. Kaldıraç.....	62
2.13.9. Moment	62
3. MATERYAL METOT	64
3.1.Sonlu Elemanlar Analizinde Kullanılacak Üç Boyutlu Modellerin Oluşturulması.....	65
3.1.1. Kortikal ve Spongioz Kemik Modellenmesi	65
3.1.2. İmplant ve Abutment Modellenmesi	66
3.1.3. Alt Yapı ve Restorasyon Modellenmesi	67
3.2. Yapıların Modellenmesi.....	69
3.3. Hazırlanan Çalışma Modelleri	70
4. BULGULAR.....	74
4.1. Maksillaya İmplant Uygulaması	74

4.1.1. Maksillaya yerleştirilen 10 mm boy ve 3,7 mm çapındaki dik implantlar üzerine uygulanan dik ve oblik kuvvet sonucu açığa çıkan von Misses stres değerleri.....	74
4.1.2. Maksillaya yerleştirilen 10 mm boy ve 3,7 mm çapındaki 15° açılı implantlar üzerine uygulanan dik ve oblik kuvvet sonucu açığa çıkan von Misses stres değerleri.....	78
4.1.3. Maksillaya yerleştirilen 10 mm boy ve 3,7 mm çapındaki 30° açılı implantlar üzerine uygulanan dik ve oblik kuvvet sonucu açığa çıkan von Misses stres değerleri.....	82
4.1.4. Maksillaya yerleştirilen 10 mm boy ve 3,7 mm çapındaki 45° açılı implantlar üzerine uygulanan dik ve oblik kuvvet sonucu açığa çıkan von Misses stres değerleri.....	87
4.1.5. Maksillaya yerleştirilen 10 mm boy ve 4,7 mm çapındaki dik implantlar üzerine uygulanan dik ve oblik kuvvet sonucu açığa çıkan von Misses stres değerleri.....	91
4.1.6. Maksillaya yerleştirilen 10 mm boy ve 4,7 mm çapındaki 15° açılı implantlar üzerine uygulanan dik ve oblik kuvvet sonucu açığa çıkan von Misses stres değerleri.....	95
4.1.7. Maksillaya yerleştirilen 10 mm boy ve 4,7 mm çapındaki 30° açılı implantlar üzerine uygulanan dik ve oblik kuvvet sonucu açığa çıkan von Misses stres değerleri.....	99
4.1.8. Maksillaya yerleştirilen 10 mm boy ve 4,7 mm çapındaki 45° açılı implantlar üzerine uygulanan dik ve oblik kuvvet sonucu açığa çıkan von Misses stres değerleri.....	104
4.2. Mandibulaya implant uygulanması.....	108
4.2.1. Mandibulaya yerleştirilen 10 mm boy ve 3,7 mm çapındaki dik implantlar üzerine uygulanan dik ve oblik kuvvet sonucu açığa çıkan von Misses stres değerleri.....	108
4.2.2. Mandibulaya yerleştirilen 10 mm boy ve 3,7 mm çapındaki 15° açılı implantlar üzerine uygulanan dik ve oblik kuvvet sonucu açığa çıkan von Misses stres değerleri.....	112

4.2.3. Mandibulaya yerleştirilen 10 mm boy ve 3,7 mm çapındaki 30° açılı implantlar üzerine uygulanan dik ve oblik kuvvet sonucu açığa çıkan von Misses stres değerleri.....	116
4.2.4. Mandibulaya yerleştirilen 10 mm boy ve 3,7 mm çapındaki 45° açılı implantlar üzerine uygulanan dik ve oblik kuvvet sonucu açığa çıkan von Misses stres değerleri.....	120
4.2.5. Mandibulaya yerleştirilen 10 mm boy ve 4,7 mm çapındaki dik implantlar üzerine uygulanan dik ve oblik kuvvet sonucu açığa çıkan von Misses stres değerleri.....	124
4.2.6. Mandibulaya yerleştirilen 10 mm boy ve 4,7 mm çapındaki 15° açılı implantlar üzerine uygulanan dik ve oblik kuvvet sonucu açığa çıkan von Misses stres değerleri.....	128
4.2.7. Mandibulaya yerleştirilen 10 mm boy ve 4,7 mm çapındaki 30° açılı implantlar üzerine uygulanan dik ve oblik kuvvet sonucu açığa çıkan von Misses stres değerleri.....	132
4.2.8. Mandibulaya yerleştirilen 10 mm boy ve 4,7 mm çapındaki 45° açılı implantlar üzerine uygulanan dik ve oblik kuvvet sonucu açığa çıkan von Misses stres değerleri.....	136
5. TARTIŞMA.....	145
6. SONUÇLAR.....	158
7. KAYNAKLAR.....	160
8. ÖZGEÇMİŞ.....	175

ŞEKİLLER DİZİNİ

- Şekil 1:** Lekholm ve Zarb'a göre kemik sınıflandırması
- Şekil 2:** Mish'e göre kemik sınıflandırması
- Şekil 3:** Elemanlara ayrılmış implant ve kemik modeli
- Şekil 4:** Elemanlara ayrılmış kemik-implant modeli(kesit)
- Şekil 5:** Mesh' lenmiş (ağ) implant modeli
- Şekil 6:** Elastisite modülü
- Şekil 7:** Poisson oranı
- Şekil 8:** Üç boyutlu maksilla modeli
- Şekil 9:** Üç boyutlu mandibula modeli
- Şekil 10:** Üç boyutlu implant modeli
- Şekil 11:** Üç boyutlu abutment modeli
- Şekil 12:** Üç boyutlu implant- abutment modeli
- Şekil 13:** Üç boyutlu modellemeler
- Şekil 14:** Üç boyutlu modellemeler elde edilmesi için kullanılan Nod elemanları
- Şekil 15:** Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında dik yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.
- Şekil 16:** Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında dik yerleştirilen zirkonyum alt yapı üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.
- Şekil 17:** Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında dik yerleştirilen porselen üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.
- Şekil 18:** Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında dik yerleştirilen implant üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.
- Şekil 19:** Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında dik yerleştirilen zirkonyum alt yapıya uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.
- Şekil 20:** Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında dik yerleştirilen porselen üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.
- Şekil 21:** Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında 15° açılı yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.
- Şekil 22:** Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında 15° açılı yerleştirilen zirkon alt yapı üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.
- Şekil 23:** Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında 15° açılı yerleştirilen porselen üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 24: Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında 15° açılı yerleştirilen implant üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 25: Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında 15° açılı yerleştirilen zirkon alt yapı üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 26: Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında 15° açılı yerleştirilen porselen üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 27: Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında 30° açılı yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 28: Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında 30° açılı yerleştirilen zirkonyum alt yapı üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 29: Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında 30° açılı yerleştirilen porselen üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 30: Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında 30° açılı yerleştirilen implant üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 31: Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında 30° açılı yerleştirilen zirkonyum alt yapı üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 32: Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında 30° açılı yerleştirilen porselen üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 33: Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında 45° açılı yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 34: Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında 45° açılı yerleştirilen zirkon alt yapı üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 35: Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında 45° açılı yerleştirilen porselen üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 36: Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında 45° açılı yerleştirilen implant üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 37: Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında 45° açılı yerleştirilen zirkon alt yapı üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 38: Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında 45° açılı yerleştirilen porselen üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 39: Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında dik açılı yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 40: Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında dik açılı yerleştirilen zirkon alt yapı üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 41: Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında dik açılı yerleştirilen porselen üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 42: Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında dik açılı yerleştirilen implant üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 43: Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında dik açılı yerleştirilen zirkon alt yapı üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 44: Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında 15° açılı yerleştirilen porselen üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 45: Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında 15° açılı yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 46: Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında 15° açılı yerleştirilen zirkon alt yapı üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 47: Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında 15° açılı yerleştirilen porselen üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 48: Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında 15° açılı yerleştirilen implant üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 49: Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında 15° açılı yerleştirilen zirkonyum alt yapı üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 50: Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında 15° açılı yerleştirilen porselen üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 51: Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında 30° açılı yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 52: Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında 30° açılı yerleştirilen zirkonyum alt yapı üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 53: Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında 30° açılı yerleştirilen porselen üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 54: Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında 30° açılı yerleştirilen implant üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 55: Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında 30° açılı yerleştirilen zirkonyum alt yapı üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 56: Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında 30° açılı yerleştirilen porselen üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 57: Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında 45° açılı yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 58: Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında 45° açılı yerleştirilen zirkonyum alt yapı üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 59: Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında 45° açılı yerleştirilen porselen üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 60: Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında 45° açılı yerleştirilen implant üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 61: Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında 45° açılı yerleştirilen zirkonyum alt yapı üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 62: Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında 45° açılı yerleştirilen porselen üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 63: Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında dik açılı yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 64: Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında dik açılı yerleştirilen zirkon alt yapı üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 65: Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında dik açılı yerleştirilen porselen üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 66: Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında dik yerleştirilen implant üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 67: Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında dik yerleştirilen zirkon alt yapı üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 68: Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında dik yerleştirilen porselen üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 69: Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında 15° açılı yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 70: Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında 15° açılı yerleştirilen zirkon alt yapı üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 71: Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında 15° açılı yerleştirilen porselen üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 72: Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında 15° açılı yerleştirilen implant üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 73: Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında 15° açılı yerleştirilen zirkon alt yapı üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 74: Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında 15° açılı yerleştirilen porselen üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 75: Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında 30° açılı yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 76: Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında 30° açılı yerleştirilen zirkonyum alt yapı üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 77: Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında 30° açılı yerleştirilen porselen üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 78: Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında 30° açılı yerleştirilen implant üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 79: Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında 30° açılı yerleştirilen zirkon alt yapı üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 80: Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında 30° açılı yerleştirilen porselen üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 81: Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında 45° açılı yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 82: Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında 45° açılı yerleştirilen zirkonyum alt yapı üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 83: Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında 45° açılı yerleştirilen porselen üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 84: Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında 45° açılı yerleştirilen implant üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 85: Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında 45° açılı yerleştirilen zirkonyum alt yapı üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 86: Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında 45° açılı yerleştirilen porselen üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 87: Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında dik yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 88: Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında dik yerleştirilen zirkonyum alt yapı üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 89: Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında dik yerleştirilen porselen üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 90: Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında dik yerleştirilen implant üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 91: Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında dik yerleştirilen zirkon alt yapı üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 92: Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında dik yerleştirilen porselen üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 93: Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında 15° açılı yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 94: Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında 15° açılı yerleştirilen zirkonyum alt yapı üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 95: Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında 15° açılı yerleştirilen porselen üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 96: Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında 15° açılı yerleştirilen implant üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 97: Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında 15° açılı yerleştirilen zirkonyum alt yapı üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 98: Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında 15° açılı yerleştirilen porselen üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 99: Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında 30° açılı yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 100: Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında 30° açılı yerleştirilen zirkonyum alt yapı üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 101: Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında 30° açılı yerleştirilen porselen üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 102: Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında 30° açılı yerleştirilen implant üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 103: Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında 30° açılı yerleştirilen zirkonyum alt yapı üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 104: Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında 30° açılı yerleştirilen porselen üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 105: Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında 45° açılı yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 106: Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında 45° açılı yerleştirilen zirkonyum alt yapı üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 107: Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında 45° açılı yerleştirilen porselen üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 108: Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında 45° açılı yerleştirilen implant üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 109: Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında 45° açılı yerleştirilen zirkonyum alt yapı üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

Şekil 110: Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında 45° açılı yerleştirilen porselen üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

TABLolar DİZİNİ

Tablo 1: Çalışmada kullanılan materyallerin Young's modülü (elastisite modülü) ve Poisson oranları

Tablo 2: Hazırlanan çalışma modelleri

Tablo 3: Maksillada dik ve oblik yüklemde implantta meydana gelen von Misses stres değerleri (MPa)

Tablo 4: Maksillada dik ve oblik yüklemde zirkonyum alt yapı- porcelende meydana gelen von Misses stres değerleri (MPa)

Tablo 5: Mandibulada dik ve oblik yüklemde implantta meydana gelen von Misses stres değerleri (MPa)

Tablo 6: Mandibulada dik ve oblik yüklemde zirkonyum alt yapı- porcelende meydana gelen von Misses stres değerleri (MPa)

RESİMLER DİZİNİ

- Resim 1: Next Engine üç boyutlu lazer tarayıcının görüntüsü
- Resim 2: Mandibula modeline uygulanan dik kuvvet ve miktarı
- Resim 3: Mandibula modeline uygulanan açılı kuvvet ve miktarı
- Resim 4: Maksilla modeline uygulanan dik kuvvet ve miktarı
- Resim 5: Maksilla modeline uygulanan açılı kuvvet ve miktarı



SİMGELER VE KISALTMALAR

FEM	Finite element analizi
mm	Milimetre
MPa	Megapaskal
TPS	Titanyum Plazma-Sprey Kaplama
HA	Hidroksiapatit
LISR	Laserle Yüzey Pürüzlendirme
SLA	Kumlama Yüzey Asitleme
MTX	Eriyebilen HA tozları ile pürüzlendirme
Cr-Co-Mo	Krom- kobalt- molibden alaşımı
%	Yüzde
M	Kütle
a	İvme
N	Newton
Ti-6AL-4V	Titanyum-alüminyum-vanadyum
ANSYS	Stres analizi yapan bir bilgisayar programı
CAD	Bilgisayar destekli tasarım
CAM	Bilgisayar destekli üretim
$\tau_{xy} = \tau_{yx}$, $\tau_{yz} = \tau_{zy}$, $\tau_{xz} = \tau_{zx}$	Makaslama stresleri
σ	Normal (principal) stres
GPa	Gigapascal

Y-TZP	Yttriyum ile stabilize tetragonal zirkonya polikristali
ϵ	Strain
E	Elastisite (young) modülü
F	Kuvvet
V	Poisson oranı
μ	Mikron
μm	Milimikron
nm	Nanometre
Angström	Å olarak gösterilir ve 10^{-10} m'ye eşit ölçü birimi
TGK	Termal genleşme katsayısı
3D	Üç boyutlu
ark.	Arkadaşları
2D	İki boyutlu
MR	Manyetik rezonans
CT	Bilgisayarlı tomografi
EQV	von Misses stres

ÖZET

Dental implantlarda ideal stres dağılımının sağlanabilmesi için implantlar üzerine gelen kuvvetler, implantların uzun aksına paralel olması gerekmektedir. Aksi halde aşırı yüklemeye bağlı olarak implantı çevreleyen kemikte rezorpsiyon görülebilir. Ancak ağız içinde başta anatomik faktörler olmak üzere birçok faktörden dolayı, implant yerleşimi her zaman istenen açıda olmayabilir. Oklüzal yüzeylerin eğimli olduğu bu durumlarda, gelen kuvvetler vertikal ve horizontal bileşenlerine ayrılarak her koşulda implantların uzun aksı dışında istenmeyen yüklenmelere neden olur. Özellikle implant ve implant çevresi kemikteki stresin dağılımında; implant materyali, implant tasarımı ve osseointegrasyon etkili olduğu kadar protetik yaklaşım da son derece önemlidir. İmplant destekli sabit protetik restorasyonlarda metal-seramik, zirkonyum-seramik veya tam seramikler, kıymetli metal alaşımları, akrilikler, fiber destekli rezinler gibi birçok materyal kullanılmaktadır. Günümüzde ise mekanik ve estetik özelliklerinden dolayı zirkonyum seramik restorasyonların popülaritesi artmıştır. İmplant destekli sabit protezlerde, alt yapı materyalinin ve tasarımının seçiminde hem hastaların estetik beklentisi hem de fonksiyonel faktörler dikkate alınmalıdır. Protetik olarak uygulanması istenen materyallerin biyomekanik özelliklerinin bilinmesi son derece önemlidir. Dental implant ve implant destekli restorasyonların biyomekanik özelliklerinin incelenmesi ve ayrıca implantların yerleştirilme açısının değerlendirilmesi için, Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi kullanılır. Bu yöntem kraniofasial yapıların tedavi öncesi ve sonrasındaki mekaniksel stres dağılımlarını üç boyutlu olarak incelenebilmesine imkan sağlamaktadır.

Çalışmamızda invitro olarak; 10 mm uzunluğunda, 2 farklı çapta (3,7 mm, 4,7 mm) dental implantlar; Dik, 15°, 30° ve 45° olmak üzere dört farklı açıda, maksilla ve mandibulaya uygulanarak, toplam 16 adet deney modeli elde edildi. Tüm implantlara abutment ve zirkonyum destekli seramik kuronlar yine sanal ortamda yerleştirildi. Zirkonyum destekli seramik kuronların belirli noktalarından dik ve oblik yönde kuvvet ayrı ayrı uygulanarak, toplam 32 adet çalışma grubu elde edildi. Uygulanan kuvvetler sonucunda implantlarda, zirkonyum alt yapılarda ve feldspatik porselende meydana gelen von Misses stres değerleri, 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi (FEM) kullanılarak incelendi.

Anahtar sözcükler: 1) Dental implantlar 2) Sonlu elemanlar stres analizi

3) Stres dağılımı 4) Zirkonyum alt yapı

5) Biyomekanik

SUMMARY

In order to ensure an ideal stress distribution in dental implants, the forces on implants must be parallel to the long-axis of the implant. Otherwise, depending on over-load, it will be probable to observe resorption in the bone that surrounds the implant. However, it is not always possible to place the forces on implants with the desired angle due to many factors in the mouth including anatomical ones. In some cases in which the occlusal surface is sloping, the forces are decomposed into their vertical and horizontal components and therefore cause over-loading on certain locations other than the long-axis of the implant. Along with the implant material, implant design and osseointegration; prosthetic approaches have also a profound effect particularly on the stress distribution of the implant and the bone surrounding it. In implant-supported fixed prosthetic restorations; many materials such as metal-ceramic, zirconium-ceramic or full ceramic, precious metal alloys, acrylics, fibre-aided resins are used. However, recently, due to its mechanic and aesthetic features, zirconium-ceramic restorations have become more popular. In implant-supported fixed partial denture, while deciding the material and design of framework, one should consider both functional factors and aesthetic expectations of the patient. Moreover, it is also vital to be aware of biomechanical features of the material that will be used in prosthetic dentistry applications. So as to examine biomechanical features of the dental implant and implant-supported restorations and to analyse the angle of implant locations, finite elements stress analysis method (FEM) is quite useful in that it provides a unique three-dimensional opportunity for examining mechanical stress distribution in pre- and post-treatment processes of craniofacial structures.

In this in vitro study; two dental implants with the same length (10 mm) but different diameters (3,7 mm, 4,7 mm) are applied into maxilla and mandible with four different angles (vertical, 15°, 30° and 45°). As a result, 16 experimental models are obtained. Then, in the same virtual environment, abutment and zirconium-supported ceramic crowns are placed into all implants. From certain points of zirconium-supported ceramic crowns, steep and oblique forces are separately applied and totally 32 study groups are obtained. As a result of the forces applied, certain stress values have emerged in implants, zirconium frameworks and feldspathic porcelain. Finally, these von Misses stress values are examined by using three-dimensional finite elements stress analysis method (FEM).

Key words: 1) Dental implants 2) Finite elements analysis

3) Stress distribution 4) Zirconium framework 5) Biomechanic

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Günümüzde bilim ve teknolojiadaki hızlı değişim ve gelişmelere paralel olarak diş hekimliği alanında da büyük ilerlemeler kaydedilmektedir. Bununla beraber oral implantoloji alanındaki yenilikler diş hekimliğinin birçok alanını etkilemiştir. Geçmişten günümüze kadar kaybedilen dişlerin yerini doldurularak fonksiyon ve estetiğin yeniden sağlanması için çeşitli yöntemler geliştirilmiştir. Bu yöntemlerden birisi de dişsiz boşlukların çene kemiğinden destek alınarak dental implantlar ile rehabilitasyonudur (1).

Dental implant; ağız mukozası ve/veya periostun altına ya da çene kemiğinin içine ve/veya üzerine yerleştirilen, sabit veya hareketli protezlere desteklik ve tutuculuk sağlamak amacıyla kullanılan alloplastik, biyofonksiyonel protetik materyallerdir (2).

Doğal dentisyonun korunmasına yönelik artarak devam eden bilimsel araştırmalar, özellikle son yıllarda elde edilen teknik ilerlemeler ve aktif koruyucu hekimlik uygulamalarına rağmen günümüz diş hekimliğinde diş kayıpları hala devam etmektedir. Kısmen veya tam dişsiz hastaların stomatognatik sisteminin düzeltilmesi, estetiğinin sağlanması ve hastaların yaşam kalitesi için geleneksel protetik uygulamaların yanında dental implantlara da ihtiyaç duyulmaktadır (3).

Günümüzde, ilerleyen teknoloji ve internetle birlikte insanların protetik tedavilerden beklentisi değişmektedir. Hastaların çiğneme fonksiyonunun yeniden kazandırılmasının yanında estetik beklenti de artmaktadır. Dental implantlarla tedavi yaklaşımının en temel amaçları; fonksiyon ve estetik haricinde fonasyonun sağlanması, psiko-sosyal bütünlüğün yeniden kazandırılması ve yaşam kalitesinin artırılması olarak sıralanabilir (4).

Oral implantolojide başarılı bir tedavi, hem hekim hem de hasta tarafından ortak olarak beklenmektedir. Günümüz diş hekimliğinde teknolojik gelişmeler özellikle dental implantlar hekime diş kayıplarının tedavisinde, doğala yakın,

kullanımı kolay ve komşu dişlerde preparasyona gerek kalmadan uygulanabilmesi gibi büyük avantajlar sağlaması nedeniyle tercih edilen sabit protetik tedavide implantların kullanımını daha da artırmaktadır (2,3,5).

Restoratif diş hekimliğinde amaç, kaybolan diş dokusunun yerini biyouyumlu, diş dokularına fiziksel ve mekanik olarak benzerlik gösteren ideal bir materyal ile tamamlamaktır. Porselen düşük çekme direnci ve kırılma olması nedeniyle bu dezavantajların tolere edilmesi için metal alt yapıların desteğine ihtiyaç duyulmuştur. Ancak bu metal destekli porselen yapı, porselenin ışık geçirgenliğini azaltarak ve iyon renklemeleri ortaya çıkararak porselenin estetiğini etkilemektedir. Ayrıca bazı hastalarda çeşitli metallere karşı lokal doku reaksiyonu ve alerji oluşması metal destekli porselen restorasyonların dezavantajlarıdır (5). Estetik ve biyolojik açıdan sahip oldukları bu dezavantajlar nedeniyle uzun bir süredir kullanılan metal destekli porselen restorasyonların yerine estetik açıdan tatmin edici ve alerji riski olmayan tam seramik restorasyonlar geliştirilmiştir (3,4). Tam seramik restorasyonların anterior bölgede kullanımı estetik ve fonksiyonel beklentiyi sağlarken, çiğneme kuvvetlerinin yüksek olduğu posterior bölgede ise yüksek dayanıklılık gösteren oksit seramiklerin geliştirilmesiyle büyük restorasyonların yapımında da kullanımı artmaktadır (6,7). Özellikle zirkonyum (zirkonyumdioksit) avantajlarından dolayı tam seramik restorasyonlar içerisinde günümüzde kullanımı artmıştır.

Zirkonyum; sert ve aşınmaya karşı dirençli, estetik ve biyouyumlu bir materyal olmasından dolayı günümüzde kullanılmaktadır. Diş hekimliğinde zirkonyumun; sabit protetik restorasyonların alt yapısında, implant abutmenti, implant materyali, endodontik post, ortodontik braket ve teleskobik tutucuların primer kuronlarında olmak üzere geniş kullanım alanı vardır. Zirkonyum mekanik özellikleri açısından metallere benzerken, renk özellikleri açısından ise doğal diş benzemektedir. Zirkonyum restorasyonlarda özellikle uygun bir şekilde dizayn edildiğinde uzun dönemli başarılı olabileceği gösterilmiştir (8,9).

Zirkonyumun yeterli kırılma dayanımına sahip olabilmesi için; gerekli kalınlıkta olmalı ve üzerine uygulanacak porselen için yeterli mesafe bulunması gerekmektedir (8,9). Zirkonyum restorasyonlar için kırılmaya karşı stres dayanımı açısından önerilen konnektör çapı minimum 3 mm olarak bildirilmiştir (10). Molin ve ark. konnektör ile abutment birleşim bölgesi yarıçapının stres dağılımında etkili olabileceğini bildirmişlerdir (11). Tedavinin planlamasında, 3 boyutlu görüntüleme yöntemi kullanılarak elde edilen veriler değerlendirilip, üst yapı tasarımlarının implant, kemik ve diş üzerinde ne çeşit stresler oluşturacağı, dişin ve implantın biyomekanik özellikleri iyi bilinmeli ve üst yapı tercihi bu veriler dikkate alınarak yapılmalıdır.

Bu çalışmada amaç; üç boyutlu 1/1 dijital görüntüleme yöntemi kullanılarak elde edilen veriler ışığı altında farklı açılarda yerleştirilmiş implantlara tek üye zirkonyum altyapılı porselen kuronlar uygulanarak, farklı kuvvet yönleri altında, kemikte ve restorasyonlarda oluşturduğu değişikliklerin üç boyutlu modelleme ve sonlu elemanlar stres analizi ile değerlendirilmesi amaçlandı.

2. LİTERATÜR BİLGİ

2.1. İmplantın Tarihçesi ve Sınıflandırılması

Dental implant uygulamaları hakkında yapılan ilk çalışmalar M.Ö 6000 yıllarında Mayalar tarafından yapıldığı bilinmektedir. Bilimsel anlamda uzun dönemli başarı sağlayan ilk implant uygulaması 1930'larda vitalyumdan (Cr-Co-Mo alaşımı) hazırlanmıştır (12).

Dental implantlarda perspektif değişerek reimplantasyondan implantoloji uygulamalarına dönüşmesinden sonra, ilk defa içi dolu vida şeklinde bir implantı 1938'de Strock geliştirmiştir. Aynı araştırmacı, 1940'da ise ilk defa endodontik veya transradiküler implantı geliştirmiştir (13).

1938'de ise Dahl, implantı kemiğin üstüne yerleştirerek ilk subperiostal implantı geliştirmiştir (13).

1947'de Formiggini, kemiğin implant kıvrımlarının arasına girmesini sağlayarak implantın stabilizasyonunu gerçekleştirmek amacıyla içi boş vida şeklinde bir implant geliştirmiştir (14).

1960'da Chercheve içi boş vida şeklinde olan silindirik bir implant geliştirmiştir (14).

1961'de ise Tramonte' nin bulduğu günümüz bikortikal implantların temelini oluşturan içi dolu vida şeklinde bir implant geliştirmiştir (14).

2.2. Dental İmplantların Çeşitleri:

Diş hekimliğinde kullanılan implantların uygulandığı bölgelere göre şu şekilde sınıflandırılabilir:

1. Endosteal implantlar,
2. Subperiostal implantlar,
3. Endodontik implantlar,

4. İntramukozal implantlar,
5. Transmandibular implantlar (15).

2.2.1. Endosteal İmplantlar:

Endosteal implantlar, dişsiz alveoler kemiğin üzerindeki mukozayı geçerek kemik içine maksilla veya mandibulaya yerleştirilirler. Günümüz oral implantolojide en yaygın olarak kullanılan implant tipidir. Yapıldığı materyale (seramikler, metaller vb.), implantın şekline (silindir, blade vb.), cerrahi safhalarına (tek veya çift aşamalı) ve yüzey özelliklerine göre (hidroksilapatit, titanyum plazma sprej kaplı, kumlama ve asitle pürüzlendirilmiş gibi) değişik kategorilerde incelenebilir (16).

Endosteal implantlar aşağıdaki gibi sınıflandırılabilir (17):

1. Silindirik İmplant

-Solid (içi dolu)

Screw (vida)

Düz

-Hallow (içi boş)

Screw (vida)

Düz

2. Blade İmplantlar

3. Özel Tasarımlar.

2.2.2. Subperiostal İmplantlar:

Atrofiye çene kemiklerinde kullanılmaktadır. İlk olarak, 1943 yılında G.S. Dahl tarafından, çiğneme kuvvetlerini geniş bir alana yayacak şekilde düşünülerek kemik korteksi üzerinde periostun altına yerleştirilmiştir (16). İlk geliştirildiklerinde boydan boya tüm alveolar arkı kapsayan implant tasarımları olarak kullanıldıysa da daha sonraları bu tip implantlar alveol kret üzerinde mental foremenler arasına yerleştirilmiştir. Kretler üzerinde eyere benzeyen iskelet yapının alveol kemiğine uyumu sağlanarak proteze destek olacak şekilde yerleştirilmiş subperiostal implantların iyileşmesi fibroseointegrasyon ile sağlanır (16,18).

2.2.3. Endodontik İmplantlar:

Mobilitesi olan dişlerde stabilizasyonu sağlamak amacı ile dişin kök kanalı içinde ilerleyip, çene kemiğine yerleşen, gelen kuvvetleri dengeli bir şekilde ileten, yivli ve/veya yivsiz, pin şeklindeki implantlardır. Ayrıca bu implantlar, endodontik stabilizatör, transradiküler implantlar veya transdental fiksasyonlar olarak da adlandırılırlar (14,18).

2.2.4. İntramukozal İmplantlar:

Tam veya bölümlü hareketli protezlerde retansiyon problem oluşturabilmektedir. Bu nedenle retansiyonu arttırmak amacıyla kullanılmıştır. İntramukozal implantlar, mukoza içerisine yerleştirilen buton şeklinde implantlardır. Bu tür implantlar, submukozal ya da subdermal implantlar olarak da adlandırılırlar (14,18).

2.2.5. Transmandibular İmplantlar:

Alt çenede submental bölgeye yerleştirilen, üst ve alt kortikal kemiği dikey olarak geçen implantlardır. Özellikle alt çenenin travma sonucu veya cerrahi müdahale sonrasında ileri derecede madde kaybına uğradığı durumlarda kullanılırlar (14,18).

2.3. İmplant Yüzey Tasarımları:

İmplant kemik içine yerleştirildikten sonra bir dizi reaksiyon başlayarak implant farklı iyonlarla, polisakkaritlerle, karbonhidratlarla ve proteinlerle etkileşir. Buna ek olarak fibroblast ve osteoblast gibi hücrelerde implant yüzeyi ile temasa geçer. Bu doku bileşenleri ile implant yüzeyi arasındaki bu ilk reaksiyonlar, sonraki reaksiyonlara yol göstererek yüzeyin aktivitesini ve ilerideki hücre cevabını belirler. Bu hücre cevabı implant yüzeyinin yapısı ve kimyasal özellikleriyle yakından ilişkilidir. İmplant yüzeyinden istenen en temel amaç, osteoblastlara ve kalsiyum-fosfat odaklaşmalarına imkan sağlanarak implant çevresinde yeni kemik oluşumunun stimüle edilmesidir (19).

Osseointegrasyonun sağlanmasında; kemiğin nitelik ve niceliği, cerrahi teknik ve çeneye yük iletiminin yanı sıra, yüzey özelliklerinin önemli olduğu

bildirilmiştir; kullanılan implantın yüzey özelliklerine göre kemik dokusunun cevabı da değişebilmektedir (19,20).

İdeal bir implant materyalinden istenen, kemiğin normal iyileşme mekanizmasını engellemeyerek implant çevresinde kemik oluşumunu sağlayacak bir yüzeye sahip olmasıdır. İmplant uygulaması sonrasında periimplant kemik çevresinde bir miktar alan nekroze olabilmektedir. Nekrotik alanın genişliği, cerrahi işlem sırasında ortaya çıkan ısıya ve kemik yapısındaki farklılığa da bağlıdır. İmplant yüzeyinin, kemiğin nitelik ve niceliğine ve de anatomik bölgeye bağlı olmaksızın ideal iyileşmenin gerçekleşmesi gerektiği bildirilmiştir (21).

Pürüzlü yüzeyli implantlar, düz yüzeyli implantlara göre osseointegrasyon yüzeyini artırarak primer stabilizasyona katkı sağlar. Yüzey şekli ve pürüzlülüğü, protein-yüzey ve hücre-yüzey bağlantısı yoluyla hücre cevabını artırarak osseointegrasyon sürecini olumlu yönde etkiler (21,22). Yüzey pürüzlülüğü, osteoblastların yapışmasını, proliferasyonunu ve farklılaşmasını doğrudan etkiler (22,23). Osteoblast benzeri hücreler, ekstrasellüler matriks üretimi, alkalın fosfat aktivitesi ve osteokalsin üretimi ile pürüzlü yüzeylere yapışması kolaylaşarak daha çok farklılaşırlar (24, 25).

İmplantın titanyum yüzeyinin pürüzlendirilerek veya çeşitli şekillerde kaplanarak kemik iyileşmesi hızlandırılmış ve implant yüzey alanı artırılmıştır (26).

Bu yüzey işlemlerinden bazıları;

Titanyum Plazma-Sprey Kaplama (TPS),

HA Kaplama,

Laserle Yüzey Pürüzlendirme (LISR),

Kumlama Yüzey Asitleme (SLA),

Eriyebilen HA tozları ile pürüzlendirme (MTX).

2.3.1. Titanyum Plazma Sprey (TPS) Kaplı Yüzey:

İlk olarak 1974’de ortaya konmuş olan TPS kaplı implantlar, 40 µm büyüklükte titanyum partikülleri plazma alevi ile ısıtılıp, yüksek ısı ve hızla titanyum

yüzeye püskürtülerek pürüzlü TPS kaplama yüzey elde edilir (19,27). TPS kaplı yüzeylerde kemik ile ideal bir bağlantı kurulduğu, pürüzlü yüzey içine doğru kalsiyum fosfat kristalleri büyüme (28, 29).

Yapılan bir çalışmada, çeşitli nedenlerle sökülen TPS kaplı implantlar elektron mikroskobu ile incelendiğinde kemik ile kimyasal bir bağlantının meydana geldiği, pürüzlü yüzeyin içine doğru kalsiyum fosfat kristallerinin büyüdüğü gözlenmiştir. Bu çalışmada pürüzlü titanyum yüzeye çok yakın, 5-50 nm çapında değişen titanyum parçacıklarının varlığı gösterilmiştir (19).

2.3.2. Hidroksiapatit (HA) Kaplı Yüzey:

Hidroksiapatitin osteokondüktif etkisinden yola çıkarak, kemik kalitesi düşük olan Tip 3 ve Tip 4 kemiklerde implant ankrajını arttıracak düşünölmüştür. İmplant yüzeyini hidroksiapatit kaplamanın amacı; kemikle iyonik bağların kurulması ve böylece implant ve kemik arasında oluşacak primer temasın artırılmasıdır. Primer iyileşme döneminin sonunda HA kaplı implantlarda cilalı titanyum implantlara göre daha fazla kemik teması görölmüştür (19, 30,31).

Cilalı titanyum Branemark implantları ve bunların HA kaplı versiyonları ile yapılan bir çalışmada, 4 ve 24 haftalık dönemlerde tavşan tibia ve femurlarında test edilmiş, histolojik incelemede her iki implant çevresinde de dev hücrelere ve makrofajlara rastlanmıştır. Histomorfometri her iki iyileşme döneminde HA kaplı implantlarda daha fazla kemik teması görölürken, buna karşın cilalı yüzeyli implantların çevresinde daha fazla kemik yüzdesi saptanmıştır. Uzun dönemde HA kaplı implantlardaki kemik alanının azalması makrofajlardan kaynaklanan rezorpsiyona bağlı olduğı düşünölmektedir (31).

2.3.3. Kumlama Yüzey Asitleme (SLA Yüzey):

Protetik restorasyonların metal yapılarında retansiyonu arttırmak için kullanılan asitleme-kumlama tekniğı ile titanyum implantların pürüzlendirilmesidir. SLA bir yüzey kaplaması değildir. Büyük kum tanelerinin implant yüzeylerine püskürtölmesi ile yüzeyde makro pürüzlölük sağlanır, ardından yüzeye asit

uygulanması ile 2-4 μm pürüzlülük elde edilir. SLA implant yüzeyleri orta derece pürüzlü yüzeylerdir. Pürüzlülük derecesi implant yüzeyi boyunca aynıdır (19).

Klokkevold ve ark. yaptıkları çalışmada cilalı ve pürüzlendirilmiş implantları kıyaslamış, iki aylık iyileşme dönemi sonrasında pürüzlü yüzey için 4 kat daha fazla olan tork direncinin istatistiksel olarak anlamlı olduğunu ortaya koyarak, pürüzlü yüzeylerin kemiğe bağlanmayı artırdığını bildirmişlerdir (32).

Farklı implant yüzeylerinde kemik-implant temasının histolojik olarak incelendiği bir çalışmada Electropolished, Medium-grid kumlanmış-asitlenmiş, TPS, Large-grid kumlanmış, HA kaplama, SLA yüzeyler kıyaslandığında, HA kaplı yüzeylerden sonra en çok kemik-implant temasının SLA yüzeylerde olduğunu bulunmuştur. SLA yüzeyde, osteoblastik aktivite TPS yüzeye oranla daha fazladır (33, 34).

Kitamura ve ark. implant yüzeyi ve kemik rezorpsiyonunu karşılaştırdığı çalışmalarında, yüklemeyi takip eden ilk aylarda SLA yüzey yapısına sahip implantların çevresindeki kemik rezorpsiyonunun TPS yüzeye sahip implantların çevresinde gerçekleşen rezorpsiyona göre daha az olduğunu bildirmişlerdir (35).

2.3.4. SLA Aktive Yüzey:

SLA implant yüzeyleri hidrofilik özelliğe sahiptir. Kemiğe yerleştirilene kadar salin çözeltisi içeren özel ambalajında saklanmalıdır. İmplant yüzeyi, hidrofilik özelliği sayesinde, doku içerisine yerleştirilince, kanı üzerindeki mikro düzeydeki gözeneklere doğru çeker. 2005 yılında piyasaya sunulan SLA implantlarla ilgili henüz uzun dönemli takip sonuçları için yeterli çalışma bulunmamaktadır (19). Başarı için dental implant materyalinin biyoinert (çene kemiği ve çevre dokularıyla uyumlu) ve biyoaktif (implant ile doku arasındaki bağlanma) olması istenmektedir (26).

2.3.5. İmplant Tasarımı:

İmplantların üzerine gelen kuvvetlerin çene kemiğine iletilmesi uniform şekilde olması gerekmektedir. Kemiğe iletilen kuvvetlerin çok az olması durumunda

kullanılmama atrofisi, çok fazla olursa da kemik yıkımları oluşabilmektedir. İmplant yüzeyinin pürüzlü olması kemik apozisyonunu ve implant-kemik birleşimindeki remodelasyonu dengeler. Bununla birlikte birleşim bölgesindeki stres ve gerinim şiddetlerinin kontrol edilmesiyle osteointegrasyon sağlanır veya mevcut osseointegrasyon korunabilir. Yüzey pürüzlü olduğunda oklüzal kuvvetlerin kemiğe iletiildiği alan artacak bu sayede stres ve gerinimde azaltılmış olacaktır. Bunun yanında pürüzlü yüzeye sahip implantlar düz yüzeyli implantlara göre kemikle daha sıkı bir bağlantı oluşturur. Düz yüzeyli implantlar, pürüzlü yüzeyli implantlara göre kemikten ayrılmaya daha eğilimlidir. Yapılan çıkarma tork testlerinde, pürüzlü yüzeye sahip implantlarda, düz yüzeylilere göre daha yüksek kuvvetler gerekmektedir (36). Lemons yaptığı bir çalışmada, 1 µm derinliğe, 1x1 µm karelik alana sahip bir piramit şeklinin yüzey alanını yaklaşık 2,5 kat arttırdığını bildirmiştir (37).

Osseointegrasyon sağlandıktan sonra kemik implantın çevresini remodeling aktivitesiyle sarar, kemik-implant mesafesi mikro düzeydedir ve kuvvet vida yivlerinden direkt kemiğe iletilebilir. Düz yüzeyli silindirik implantlar kullanıldığında yivlerin sağladığı mekanik avantaj kaybedilir. Düz yüzeylerde implantın kemik içinde tutunması için adezyona ihtiyaç duyulurken, vidalı tipte buna gerek yoktur. Yüzey vidalı implantlarda olduğu gibi pürüzlendirildiğinde kemik bu mikro girintilere doğru oluşur ve kemik-implant bütünleşmesi sağlanarak osseointegrasyon meydana gelir (38).

İmplant destekli protezlerde başarı oranının artırılması için biyomekanik açıdan uygun, gerilim ve gerinimleri çevre dokulara yıkıcı etkiye neden olmadan, dengeli kuvvet iletimi olan implantların kullanımı gerekmektedir (39). İmplantların makroskopik şekilleri, yükleme sonrasında çiğneme kuvvetlerini dokulara ideal bir şekilde ileterek hem dokular hem de kemik-implant osseointegrasyonu koruyacak biçimde tasarlanmaktadır (37). İmplant ve kemik birleşim bölgesinde glikozaminoglikan gibi bir bağlantı dokusu bulunur. Ancak implanta çok yakın bölgelerde sert dokular, kollajen lifler ve osteoblastlar bulunur (38).

İmplantların yüzey özelliklerinin implantların başarısına etkileri ve osseointegrasyon üzerine birçok çalışma yapılmıştır. Hidroksil apatit kaplı implantlar ilk çıktığında geniş çapta, özellikle de düşük yoğunluklu kemiklerin olduğu bölgelerde kullanılıyordu. Cerrahiyi takiben 2 aylık süre içinde hidroksil apatit kaplı implantların titanyum plazma spreylili (TPS) implantlara göre daha iyi kemik-implant birleşimine sahip olduğu belirlenmiştir (35).

Biyomateryal yüzeyi morfolojisi ve pürüzlülüğü doku cevabını artırmak ve kemik-implant birleşiminin mekanik özelliklerine katkı sağlaması için kullanılmaktadır. Hansson yaptığı bir çalışmada “TPS” yüzeye sahip ve düz implantlar arasında kemik-implant birleşimi için karşılaştırmalı histomorfometrik analizle pürüzlü yüzeye sahip implantların düz yüzeyli implantlara göre çok daha büyük alanda kontakta olduğu belirlenmiştir. Bunun yanı sıra kumlanmış asitlenmiş “SLA” yüzeyli titanyum implantların TPS implantlardan daha büyük kemik-implant kontaklarına sahip oldukları gösterilmiştir. Pürüzlü yüzeye sahip implantlar sıkı bir bağlantıya oluşturan daha fazla kemik-implant kontaklarına sahiptir (40).

“Self-tapping” dizayna sahip bir implant marjinal bölgesi apikal bölgesine göre daha geniş çaplıdır ve standart duvarları paralel olarak hazırlanmış implant yuvasına yerleştirilir. Bu metotta temel prensip, implant yerleştirildiğinde stres ve gerinim kuvvetlerini daha iyi tolere edebilen kortikal kemikte kontrollü sıkıştırıcı kuvvetler elde etmek ve primer stabilizasyonu sağlamaktır. Burada dikkat edilmesi gereken nokta yuva hazırlanırken kullanılan frezin, implantın boyun çapına göre geniş olursa implantın alt bölümündeki yivlerin kemikle temas edemeyebileceğidir. Eğer sıkışma çok fazla ise kortikal kemikte lokal hücresel hasara, hücre ölümüne, nekroza ve bunların sonucunda kortikal kemikte rezorpsiyona yol açabilir (41).

2.4. Dental İmplant Materyalleri:

İmplant materyali, doku ile sürekli temasta olan dokuya yabancı bir malzemedir ve olumsuz etkilere neden olmaması için de doku ile uyumlu olan bir biyomateryalden yapılması gerekir. Biyomateryal, belirli bir süre vücudun herhangi bir doku, organ veya fonksiyonunun yerini tutan, biyolojik sistemle uyumlu, inflamasyon, infeksiyon ve alerji gibi reaksiyonlar oluşturmeyen biyoinert maddedir

(37, 42). Biyouyumluluk terimi 1960’lardan başlayarak üzerinde durulan bir konu haline gelen daha inert ve kimyasal olarak daha uyumlu materyallerin kullanımı için yapılan araştırmalarla 1970’lerde tanımlanmış ve bugünkü şeklini almıştır (43).

Bir implant materyali şu özelliklere sahip olmalıdır (42-46):

- 1- Biyolojik olarak uyumlu olmalı, toksik ve alerjik olmamalı, organizmaya zarar vermemelidir.
- 2- Mekanik, fonksiyonel, termal gerilimlere ve korozyona dirençli olmalıdır.
- 3- Klinik olarak fonksiyonel ve estetik olmalıdır.
- 4- Radyopak olmalıdır.
- 5- Steril edilebilmelidir.
- 6- Manipülasyonu, vücut dokularıyla uyumu kolay ve yeterli olmalıdır.
- 7- Ekonomik olmalıdır.
- 8- Hijyenik olmalıdır.
- 9- Yüzeyi kaplanabilmeli, şekillendirilebilmelidir.
- 10- Gerektiğinde şekillendirilebilmelidir.

İmplantolojide geçmişten günümüze kadar birçok materyal kullanılmıştır. Modern implantoloji alanında ise günümüze kadar kullanılmış ve halen kullanılmaya devam edilen karbon, pirolitik karbon, vitröz karbon, seramik gibi materyaller sayılabilir. Fakat bugün ideale en yakın alloplastik materyalin metal merkezli olduğu kabul edilmektedir (14). Metal alaşımları içinde ilk olarak paslanmaz çelik ve krom-kobalt alaşımları özelliklerinden dolayı kabul görmüştür. Bu alaşımlar daha çok işlenmiş, ısıtılmış durumda kullanılır. Güçlü darbelere karşı dayanıklı materyaller olmalarına rağmen çatlak ve nokta korozyonuna en sık rastlanılan paslanmaz çelik ve krom-kobalt alaşımlarıdır (47).

Altın, palladyum, tantalum, platin ve bu metallerin alaşımları da implant materyali olarak üzerinde çalışılmış fakat bu materyaller inert olmamaları ve yüksek maliyetleri nedeniyle tercih edilmemişlerdir (48). Günümüzde ise implant yapımında en sık kullanılan materyal titanyum ve titanyum alaşımlarıdır (48-50).

İmplant materyali olarak kullanılan veya kullanılmış materyaller kimyasal yapılarına veya biyolojik aktivitelerine göre sınıflandırılabilir (51).

2.4.1. Metal ve Alaşımları:

Metal ve alaşımları; yüksek kuvvetlere dayanıklı, istenilen şekilde işlenebilir ve sterilizasyonlarının kolay olmaları gibi özelliklerinden dolayı en çok kullanılan implant materyalleridir (51). Korozyon, ortamın etkisiyle kimyasal veya elektrokimyasal reaksiyonlar sonucu bölgesel ya da total anlamda yıkıma uğramalarına ya da özelliklerinde istenmeyen değişikliklerin meydana gelmesi olarak tanımlanabilir. Bu sebeple korozyonu etkileyen oksit tabakası çoğu saf metalin üzerinde oluşur. 1970'lerde Cr-Co-Mo (krom-kobalt-molibden) alaşımı ve tantal da implant materyali olarak kullanılmıştır (42,51).

Günümüzde dental implantların üretiminde ilk tercih edilen materyal titanyumdur. Titanyum, 1950'li yıllarda ilk olarak havacılık alanında kullanılmaya başlanmıştır. Sonraki dönemde ise medikal ve dental uygulamalarda geniş kullanım alanı bulmuştur. Saf titanyum, atom sayısı 22 ve atom ağırlığı 47,9 dur; manyetik özelliği olmayan bir element olan titanyum eritilerek diğer metallerle alaşım yapabilmektedir. Saf titanyum; gümüş, alüminyum, bakır, arsenik, galyum, demir, uranyum, vanadyum ve çinko ile alaşım yapılabilir (51). Saf titanyuma demir, azot, oksijen ve karbon ilavesi yapılarak mekanik ve kimyasal özellikleri güçlendirilebilir (52).

Diş hekimliği uygulamalarında titanyum alaşımları; alfa, beta ve alfa-beta olmak üzere üç formda kullanılır. Dental implantlarda bu alaşımlardan en çok alfa-beta faz kullanılır. Bu alaşım % 6 alüminyum ve % 4 vanadyum içerir (51-53).

Titanyumun yüzeyi normal şartlar altında 1,5-10 nm pasif oksit tabakası ile kaplıdır. Bu oksit tabakası implanta düşük elektronik geçirgenlik, mükemmel bir termodinamik aktivite ve nem oranı yüksek ortamda düşük iyon salınımı gibi avantajlar sağlamaktadır (54). Hava ile 1 milisaniye temasta, saf titanyum üzerinde 10 Angström kalınlığında oksit tabakası oluşabilir. Bu pasif oksit tabakası korozyona karşı yüksek direnç oluşturmaktadır (31).

Mekanik özelliklerinin istenilen düzeyde olmasının yanı sıra, titanyumun metal yüzeyinde hızlı bir şekilde oluşan ve çok stabil olan pasif film tabakası(oksit tabakası) sayesinde mükemmel korozyon özellikleri olduğu bilinmektedir. Titanyum muhteşem bir biyouyumlu metal olarak, alerjik reaksiyonlara neden olmamakta ve göreceli olarak radyolusent özelliğe sahip bir elementtir (55). Diğer yandan Titanyum; kemikten daha rijit olmasına karşın, diğer tüm implant materyallerine göre elastisite modülü kemiğe en yakın olan elementtir. Bu özelliğiyle kemik-implant birleşiminde kuvvet dağılımının düzenli olmasını sağlar. Sonuç olarak Titanyum ve alaşımlarının mükemmel biyo-uyumları ve korozyon dirençleri, düşük elastiklik değerleri ve yüksek dirençleri, nispeten düşük maliyetleri gibi tüm bu özelliklerinden dolayı dental implantların üretiminde en çok tercih edilen materyallerdir (52,53,56,57).

2.4.2. Seramikler:

İmplant materyali olarak seramikler; alümina, hidroksiapatit, trikalsiyumfosfat ve biyocamlar olarak kullanıma sunulmuşlardır (58). Yapısal olarak ideal bir dental implant materyali olmalarına rağmen, elektrik ve ısı geçirgenliği ve kırılganlık gibi dezavantajlara sahiptir (51).

Hidroksiapatit ve trikalsiyumfosfattan yapılmış implant vidaları, üzerine gelen yükleri taşımak için yeterli direnci gösterememiştir (58). Yapılan birçok çalışmada, seramik implantların; kemikle oluşturdukları kimyasal bağın fonksiyonel yüklenmeyi karşılayamadığı, düşük bükülme direncine sahip oldukları ve yüksek derecede çözünürlük gösterdikleri bulunmuştur (55, 59, 60). Bu nedenlerden dolayı biyoaktif seramikler dental implantlarda sıklıkla yüzey kaplama materyali olarak kullanılırlar (19, 51).

Osseointegrasyonun, biyoaktif seramik materyalinin çevresinde de oluşması farklı seramik malzemelerinin implant materyali olarak kullanılması fikrini gündeme getirmiştir (61). Seramikler üstün biyolojik uyumları ve inert olmalarından dolayı dental implantlar için uygun materyallerdir. Bu materyaller özellikle kretilerin yükseltilmesinde veya kemik defektlerinde kullanılmıştır. Ancak seramiğin

kuvvetlere karşı dayanıklı olmaması, kullanım alanlarını sınırlandırmaktadır. Klinik çalışmalarda başarı gösteren seramik tipi alüminyum-oksit içerikli polikristalin veya tek kristalin yapıda olan safir seramiklerdir (52). Son zamanlarda ise zirkonyum oksit seramikler kullanılmaktadır (62).

Zirkonyum (Zr), Doğada zirkonyum silikat ($ZrSiO_4$) ve Zirkonyum oksit (ZrO_2) olarak bulunan, atom numarası 40, atomik ağırlığı 91,22 olan bir elementtir. Isı değişimlerine ve korozyona karşı oldukça dirençlidir. ZrO_2 kristali tane çapının küçük olması, dayanıklılık ve sertliğinin fazla olması, yüksek kırılma direnci ve elastisite modülünün düşük olması nedeniyle diş hekimliğinde popüler bir hale gelmiştir (63).

Zirkonyumda en büyük dezavantajlardan birinin bazen oluşan kırılmalar olduğu bildirilmiştir. Bunun en büyük nedeni olarak zirkonyumun vücut ısısının üzerinde bir ısıya maruz kaldığında, su emme özelliğinden dolayı su moleküllerinin araya girip genişmesi ve kopmaların oluşmasıdır. Zirkonyum oksit, diğer biyoyumlu seramik ve materyallere göre kıyaslandığında kemiğe karşı afinitesinin daha fazla olduğu düşünülmektedir. Zirkonyum oksit-kemik bağlantısının daha iyi olmasının sebebi, materyalin mikro morfolojik yapısından kaynaklanabilir (52,61,64).

Dişeti ile uyumluluk açısından yapılan çalışmalarda; zirkonyumun titanyuma göre daha az plak tuttuğu saptanmış, diş etine uyumunun titanyumdan daha iyi olduğu görülmüştür. Ayrıca titanyum implantlarda olduğu gibi diş eti kenarında metal yansımasına neden olmadığı bildirilmiştir (65). Ayrıca yapılan bir başka çalışmada zirkonyum oksit kaplı implantların, implant-kemik birleşiminin çok iyi olduğunu, abutment hazırlanması sırasında da zirkonyumun kolayca şekillendirilebileceğini bildirilmiştir (66). Zirkonyum oksit implantların klinik uygulamadaki başarısı hakkında henüz yeterli veri bulunmamaktadır (61,67). Araştırmacılar, zirkonyum oksit implantların kısa dönem başarısı çok olumlu olmasına karşın, Zirkonyum oksit implantlarla ilgili uzun dönem sonuçlara ihtiyaç duyulmaktadır.

2.4.3. Polimerler:

İmplant materyali olarak; polimerler, poliüretanlar, poliamid fiberler ve polimetilmetakrilat reçineler kullanılmıştır. Bu materyallerin esnekliklerinin periodontal ligamentlerin mikro hareketlerini taklit edecekleri ve doğal diş ile implant bağlantısının yapılabilmesine olanak sağlayacağı düşünülmüştür. Fakat zayıf mekanik ve biyolojik özelliklerinden dolayı kullanım alanı bulamamışlardır. Günümüzde polimerler kuvvet kırıcı olarak implant üst yapılarında kullanılmaktadır (51, 68).

2.5. İmplant Endikasyon ve Kontrendikasyonları

2.5.1. İmplant Endikasyonları

- 1) Protetik tedavi ile retansiyon sağlanamayan tam dişsiz hastalar,
- 2) Hareketli bölümlü protez kullanımında güçlük çeken kısmi dişsiz hastalar,
- 3) Uzun dişsiz boşluklar,
- 4) Kusma refleksi olan ve hareketli bölümlü protez kullanamayan hastalar,
- 5) Protezin stabilizasyonunu bozan parafonksiyonel alışkanlıkları olan hastalar,
- 6) Protetik tedaviye bağlı mukoza irritasyonu ve kret rezorpsiyonu kontrol edilemeyen hastalar,
- 7) Herhangi bir dişsiz sahada veya tam protezin yerleştiği yumuşak dokularda oluşan ciddi değişiklik durumlarında,
- 8) Oral bölgede musküler koordinasyonun yetersiz olduğu durumlarda,
- 9) Doku toleransının düşük olduğu durumlarda,
- 10) Endodontik ve cerrahi olarak tedavi edilemeyen dişlerde çekimi takiben implantın yerleştirilmesi,
- 11) Tek taraflı dişsiz sonlanan vakalarda,
- 12) Çene-yüz protezlerinde tutuculuğun sağlanmasında,
- 13) Tek diş eksikliklerinde,
- 14) Ortodontide ankraj olarak.
- 15) Diş agenezi olgularında (3,43,69-71)

2.5.2. İmplant Kontrendikasyonları

2.5.2.1. Mutlak Kontrendikasyonlar:

1. Majör psikolojik bozukluklar
2. Riskli kalp patolojileri
3. Kontrol edilemeyen sistemik rahatsızlıklar
4. Alkol ve ilaç bağımlılığı
5. Büyüme çağındaki genç hastalar
6. İyileşme bozukluğu olan hastalar.
7. Aşırı sigara kullanımı

2.5.2.2. Göreceli Kontrendikasyonlar:

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

2.5.2.3. İntraoral Kontrendikasyonlar:

1. Uygun olmayan çeneler arası ilişki,
2. Problemli oklüzal ve fonksiyonel ilişkiler,
3. Alveoler kemikteki patolojiler,
4. İlgili çene kemiği bölgesinin radyasyona maruz kalması,
5. Oral mukozanın patolojik değişimleri,
6. Xerostomia,
7. Makroglossia,
8. Restore edilmemiş dişler ve kötü ağız hijyeni (3,43,69-71)

2.6. İmplant Doku Etkileşimi ve Osseointegrasyon:

Osseointegrasyon, canlı kemik ile yüklemesi yapılmış implant arasındaki progresif hareketliliğin olmadığı, yapısal ve fonksiyonel bağlantıdır. 1960'larda Branemark ve ark. tarafından tanımlanan, implant yüzeyi ile kemik arasında ışıık mikroskobu düzeyinde gözlenen direkt bir ilişkiyi açıklar ve günümüzde kemik-implant bağlantı mekanizmasının temeli olarak kabul edilir. İmplant-kemik arasında

periodontal lifler mevcut olmadığından bu durum ankiloz olan dişlere benzemektedir (72).

Osseointegrasyon, yük altındaki implant yüzeyi ile canlı kemik arasında ışık mikroskopunda büyütme ile görülebilen düzenli yapıda fonksiyonel direkt bağlantıdır (12,13,73). Osseointegrasyonun istenilen düzeyde sağlanabilmesi için kemiğin canlılığının korunması, implant yerleştirme sırasında nekroz veya enflamasyon oluşturulmaması gerekir. İmplant çevresi bölgede fibrotik doku bulunmamalı, kemik-implant arasındaki mesafe 10nm'den az ve kemik-implant temas yüzeyi fonksiyon sırasında gelecek yüklere dayanıklı olmalıdır. İmplantın başarısı için osseointegrasyon en önemli ve vazgeçilmez kriterdir (12).

Osseointegrasyonu etkileyen temel faktörler şunlardır:

1. İmplantın dizaynı,
2. İmplantın yapıldığı materyal,
3. İmplantın yerleştirilmesi aşamasında kemikte ısısal veya fiziksel travma oluşturulup oluşturulmadığı,
4. Kemik iyileşmesi tamamlanmadan bölgeye oklüzal yüklerin veya kuvvetlerin gelmesi (19,26, 43, 72).

Osseointegrasyondaki başarı kriterleri şunlardır:

1. Periimplant bölgesinde radyolojik değerlendirmede radyolusent alan olmamalıdır,
2. İmplantın yerleştirilmesi sonrası primer stabilizasyon sağlanmalı, klinik olarak kontrol edildiğinde mobil olmamalı,
3. Bir yıllık takip sonrasında, implant çevresinde vertikal kemik kaybı 0,2 mm den az olmalıdır,
4. Ağrı, enfeksiyon, nöropati, parestezi veya mandibular kanalın perforasyonu gibi işaret ve semptomlar bulunmamalıdır,
5. Beş yıllık gözlem sonucunda implantta %85, on yıllık gözlem sonrası ise %80'lik bir başarı gözlenmelidir (26, 73, 74).

2.7. Dental İmplantolojide Biyomekanik:

Biyomekanik, biyolojik dokuların, bu dokulara uygulanan kuvvetler karşısındaki tutumunu inceleyen bilim dalıdır. İmplant tedavisinin ve restoratif işlemlerin uzun dönem başarısında, biyomekanik prensipler önemli bir yere sahiptir. İmplantolojide, dental implant tasarımlarının, çene kemiğine ilettiği mekanik yükler ve bu yüklere karşı çene kemiğinin gösterdiği cevap halen tartışılan bir konudur (75).

Dental implantlar üzerine etkili olan farklı kaynaklı birçok kuvvet bulunmaktadır. Bu kuvvetler şiddet, yön ve yüklemeye maruz kalınan süreler açısından farklılıklar gösterebilir. Dental implantlar oklüzal yüklemelere, iyileşme dönemi sonrası protetik üst yapı uygulandıktan sonra başlar. Bu kuvvetler hastanın parafonksiyonel alışkanlıkları varlığında şiddet, frekans ve süre açısından farklılıklar gösterebilir. İmplantın iyileşme döneminde ise pasif mekanik yüklemeler de gözlemlenebilir. Buna ek olarak ağız çevresi ve dil kasları, implantlar üzerinde düşük frekanslı horizontal kuvvetlerle etkili olur. Parafonksiyonel alışkanlıkları olan hastalarda kuvvet yüklemesi daha şiddetli görülebilir. İmplant destekli protezlerin pasif uyum göstermediği durumlarda da, oklüzal yükleme dışında implantlar sürekli bir kuvvete maruz kalır. Oklüzyonun periodontal doku ve osseointegrasyonla ilişkisi nedeniyle oklüzal kuvvetlerin hem doğal dişler hem de implantlarda kontrollü olması gereklidir (75).

İmplant destekli restorasyonlarda biyomekanik etkiler birçok faktöre bağlıdır (75). Bunlar;

- Kuvvetin yönü
- Kuvvetin şiddeti
- Protez tipi
- Protez materyali
- İmplant tasarımı
- İmplantların sayısı ve dağılımı
- Kemik yoğunluğu
- Karşıt arktaki dentisyon
- Mandibular deformasyon
- Kemik-implant birleşiminin mekanik özellikleri

- Hastanın yaşı ve cinsiyeti
- Beslenme alışkanlığı

İmplantlardan çevre kemik dokuya kuvvet iletimi aşağıdaki faktörlere bağlıdır (75):

1. Yükleme tipi ve şiddeti
2. İmplant ve protezin materyal özellikleri
3. İmplant geometrisi
4. İmplant yüzey özellikleri
5. İmplant-kemik ara yüzeyi
6. Çevreleyen kemiğin yoğunluğuna bağlıdır.

2.7.1. Yükleme Tipi ve Şiddeti:

Kuvvet; belirli bir büyüklük ve doğrultuya sahip olan vektörel bir terimdir.

Formülü: F (kuvvet) = m (kütle) x a (ivme) birimi, Newton (N) = $kg \times m/s^2$

İmplantoloji literatüründe kuvvet genellikle 'kilogramkuvvet' olarak ifade edilir. Kuvvet, nitelik olarak çekme, sıkıştırma veya makaslama olarak tiplere ayrılır (43).

Dental implantlar üzerine fonksiyon sırasında kuvvetler gelebileceği gibi çiğneme olmadan da yanak, dudak ve dil kaslarının etkisiyle sürekli kuvvet gelebilir. Pasif uyumlu üst yapılara sahip implantlarda oklüzal yükleme dışında implantların üzerine birtakım kuvvetler gelmektedir. Bu kuvvetler genelde çok düşük büyüklükte olmakla beraber parafonksiyonel alışkanlıklara sahip hastalarda alışkanlığın seviyesine bağlı olarak artabilir (43,54).

Doğal dişlere gelen kuvvet dağılımı periodontal ligamentin 50-200 μm hareketi sayesinde olur. Tamamen osseointegre olmuş implantlarda ise 10 μm hareket kuvvet dağılımı için yeterli olmaz ve kuvvetin büyük kısmı kret tepesinde yoğunlaşır (75, 76). Kemik implant ara yüzeyinde oluşabilecek 3 ana kuvvet vardır. Bunlar; sıkışma, çekme ve makaslama tipi kuvvetlerdir. Kemik daha çok sıkışma tipi kuvvetlere dayanıklıdır. Bu nedenle kemik içi implant dizaynında makaslama ve çekme tipi kuvvetleri en aza indirebilecek geometrilerde implantlar üretilmelidir.

Sıkışma tipi kuvvetler implant parçalarını bir arada tutan vidalarda da en iyi kabul edilebilen kuvvetlerdir (77, 78).

İmplant üzerine gelen kuvvetleri geometrik özelliklerine bağlı olarak bahsedilen üç tipe dönüştürerek kemiğe iletmektedir. Kemik ara yüzündeki vertikal yükler kret tepesinde yoğunlaşır. Lateral yükler ise bu kuvvetlerin büyüklüğünü artırır. İmplantlar üzerine gelen bu kuvvetlerin dağıtılmasında protez tasarımı ve tüberkül eğimleri de etkilidir (79).

Kemik, belirli değerdeki mekanik uyarılara ve bu uyarılar sonucu oluşan deformasyonlara karşı remodelasyon oluşmaktadır. Ancak, kemik kaybı statik veya dinamik yüklemelerde farklılıklar göstermektedir. Gotfredsen ve ark. yaptıkları deneysel çalışmada köpek mandibulasına yerleştirdikleri implantlar arasındaki ekspansiyon vidasını aşamalı olarak aktive etmişler, implantlara lateral statik yükleme sonrasında, yük uygulanan implantlar çevresinde daha yüksek yoğunluklu kemik oluşumu ve kemik implant birleşiminde daha fazla mineralizasyon tespit etmişlerdir (80). Geng ve ark. dental implantta başarı veya başarısızlığın temel nedeninin, implanta gelen statik ve dinamik kuvvetlerin çevre kemiğe iletilme şekli ve miktarının olduğunu bildirmiştir (81).

2.7.2. Çiğneme Kuvveti:

Doğal dişlerden farklı olarak implantlar kemikle direk temasta olduklarından üzerlerine gelen kuvvetleri doğrudan kemiğe iletirler. Bu nedenle kemik-implant bütünlüğü olarak tanımlanan osseointegrasyonun korunmasında çiğneme kuvvetlerinin de belirgin etkisi vardır (82).

Dişsizlik süresi arttıkça maksimum çiğneme kuvveti azalmaktadır. Bununla birlikte implant yerleştirilmesini takiben yıllar içinde, çiğneme kuvvetlerinde tekrar artış görülebilir. Kastaki kasılma gücü ve maksimum ısırma kuvveti; cinsiyet, kas hacmi, egzersiz, diyet, ısırma lokalizasyonu, parafonksiyon, dentisyonun durumu ve yaşa bağlı olarak değişmektedir (83).

10 mm uzunluğunda ve 4 mm çapındaki bir implantın vertikal eksenindeki ortalama maksimum çiğneme kuvvetlerine ve destek kemiğe fizyolojik limitler dahilinde kuvvet ileterek karşıladığı gösterilmiştir (84). Çiğneme kuvvetlerinin aşırı arttığı parafonksiyonel hareketler ve uygun olmayan oklüzal dizayn; implant ve kemik kayıplarına, implant kırığına ve protetik başarısızlıklara neden olabilir (43).

Ağız ortamındaki çiğneme kuvvetleri dikkate alındığında; FEM analizinde gerçeğe yakın sonuçlar alınabilmesi için sadece horizontal veya vertikal yüklemelerin değil aynı zamanda oblik yüklemelerin de özellikle uygulanması gerektiği literatürde belirtilmektedir. Ayrıca çiğneme kuvvetleri değiştirilemeyeceğinden bu yüklerden kemiğe iletilecek stresleri azaltma yöntemlerinin araştırılmasının gerekliliği vurgulanmaktadır (43).

2.7.3. İmplant Geometrisi:

İmplant gövdesinin makrodizaynı, implant-kemik birleşimindeki kemik cevabı açısından önemli bir role sahiptir. İmplant gövdesinin şekli, fonksiyonel kuvvetler altında stres iletimi ve implantın yerleştirilmesi esnasında primer stabilite açısından önemlidir. Farklı tasarımlardaki implantların kemiğe ilettikleri stresler, bu streslerin dağılımı ve şiddetleri ile ilgili FEM ile yapılmış birçok çalışma vardır (85, 86).

Günümüzde kullanılan implantlar gövde geometrileri açısından kök formundadır. Bu formlar üretici firmalara göre değişerek, apikale doğru düz, daralan, ovoid biçimde sonlanan veya genişleyen şekillerde olabilir. Bu formlar arasındaki temel fark gövdenin tork uygulanarak kemiğe yerleştirilmesini sağlayan yivlere sahip olup olmamasına dayanmaktadır. Bu tipte tasarıma sahip implantlar vida tipi (screw type) implantlar olarak adlandırılırken yivsiz olan ve kemiğe itilerek yerleştirilen implantlara ise silindirik (pres-fit cylinder) implantlar adı verilmektedir (29). Vida tipindeki implantlar kemiğe daha kabul edebilir kuvvet dağılımı gösterirken, özellikle silindirik implantlar gelen oklüzal yükler ise kemiğe makaslama tipi kuvvetler halinde iletilmesine sebep olmaktadır (36, 43). Kan ve ark. (87) yaptıkları retrospektif araştırmada vida tipi implantların başarı oranının silindirik implantlara göre daha fazla olduğunu bildirmiştir.

İmplant geometrisinde implantın;

- Çapı,
- Uzunluğu,
- Yiv geometrileri,
- Yüzey özellikleri ve
- Boyun bölgesi özellikleri sayılabilir.

2.7.3.1. İmplant Çapı:

İmplant çapının artırılması ile implant-kemik temas yüzeyinde de artış sağlanmaktadır. Ancak bu artış geniş çaplı implantların aynı boydaki daha dar olan implantlara göre yüzey alanındaki artışa paralel bir artış olarak tanımlanması daha doğru olacaktır (88). Ayrıca implant çapındaki artış ile belirli sabit bir kuvvet altında implantın kırılmaya karşı dayanıklılığı ve direncide belirgin oranda artış göstermektedir. Böylece dayanak üzerindeki gerilmeler de azalmaktadır (89). İmplant çapındaki artışla beraber dayanak-implant birleşimindeki streslerde azalmalar en belirgin 6 mm çapındaki implantlarda görülür. Peri-implant streslerde belirgin bir azalma sağlayabilmek için kritik bir implant çapını sağlayabilmek gereklidir (90).

Klinik olmayan pek çok çalışmada implant çapındaki artışla birlikte kuvvet dağılımının daha ideal olduğu bulunmuştur. Ancak bu konu, klinik çalışmalarda da tartışmalıdır. Ivanoff ve ark. 5 yıllık retrospektif çalışmada, 3,75 mm çapındaki implantların başarısızlık oranını % 5, 4 mm çapındaki implantların başarısızlık oranını % 3 ve 5 mm çapındaki implantların başarısızlık oranını da % 18 olarak bildirmiştir. Araştırmacılar 5 mm çapındaki implantlarda görülen yüksek başarısızlığın nedeni olarak bu implantların genelde primer stabilitenin sağlanmasının zor olduğu kritik vakalarda kullanılmasından kaynaklandığını bildirmişlerdir (91).

Winkler ve ark. yaptıkları 3 yıllık klinik takipte 3-4 mm çaplarındaki implantlarda başarı oranını % 90, 7; 4-5 mm çaplarındaki implantların başarı oranını % 94, 6 olarak tespit etmişlerdir (92). English ve ark. yaptıkları çalışmada ise

implant çapının özellikle 5 mm'den fazla olduğu durumlarda implant yuvasının hazırlanması sırasında kemikte ısı artışının yüksek olduğu ve implant kemik temasında kısa dönemde başarısızlık olabileceği bildirilmiştir (93).

Geniş çaplı implant kullanımının bir diğer avantajı da protetik parçaların yerleştirilmesinde yüksek tork değerleri kullanılabilmektedir. Siamos ve ark. yaptıkları in vitro çalışmada 25, 30, 35 ve 40 N ile final fiksasyonu yapılan dayanakları, dinamik yüklemeye tabi tutmuşlardır. 30 N st sıkıştırma torku değerlerinin dayanak stabilitesi ve vida gevşemesini önlemede önemli olduğu vurgulanmıştır (94).

2.7.3.2. İmplant Uzunluğu:

Yapılan çalışmalarda; implant uzunluğu ve başarı oranı arasında belirgin bir başarı ilişkisi kanıtlanmamış olsa da, kısa boylu implantların istatistiksel olarak daha az başarılı olduğu gösterilmiştir (95).

Wyatt ve Zarb yaptıkları çalışmada; birçok implant firmasının ürettiği 7 mm uzunluğundaki dental implantların, en düşük başarı oranına sahip olduğu bildirilmiştir. Ancak implant uzunluğu ve uzun dönem klinik başarı arasındaki ilişki için yeterli sayıda çalışma yoktur (96).

Misch ise, özellikle anterior mandibulada uzun implant yerleştirilmesi için uygulanan cerrahi sırasında implant başarısızlığına yol açacak kadar kemikte ısınmanın olabileceğini bildirmiştir (97).

Misch yaptığı çalışmada 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 30 mm' lik implantları kemik modellere yerleştirmiş ve 50 N'luk lateral kuvvet uygulamıştır. Araştırma sonucunda implanta uygulanan lateral kuvvet ile implanttan kemiğe aktarılan kuvvet arasında orantısal bir dağılım olmadığı gözlenmiştir. 10 mm ile 15 mm uzunluğundaki implantlar kuvvetleri dağıtmada yeterli bulunmuştur. Bütün implant modellerinde implant uzunluğundan bağımsız olarak stres kret tepesinde yoğunlaşmıştır (43).

2.7.3.3. Yiv Tasarımı:

Yiv tasarımları dental implantların biyomekaniği açısından önemli bir yere sahiptir. Yivler primer stabilizasyonu ve implant yüzey alanını arttırmak, implant-kemik ara yüzeyinde stres dağılımını sağlamak için implant tasarımında kullanılırlar (91,98). Yiv adımı, yiv şekli ve yiv derinliği implanttaki fonksiyonel yüzey alanını belirleyen değişkenlerdir (75).

2.7.4. İmplant Geometrisinin Stres Dağılımına Etkisi:

Endoosseoz implantların kemikle bağlantısında periodontal ligamentler olmadığından kuvvet absorpsiyonu yoktur. Bunun yerine yüzey basıncının azaltılarak karşılanması için implant yüzeyinin olabildiğince artırılması istenir. İmplant yüzeyi yivler veya çeşitli yüzey uygulamaları ile pürüzlendirilerek artırılabilir (75).

İmplant gövdesinin makro dizaynı implant kemik ara yüzeyindeki cevap açısından önemli bir role sahiptir. İmplantın yerleştirilmesi esnasındaki primer stabilite fonksiyonel kuvvetler altındaki yük iletimi açısından önemlidir (75, 99).

İmplant makro dizaynındaki değişiklik, implant çapındaki değişikliğe göre yüzey alanını daha fazla etkiler. Aynı boyuttaki vida tipi implanta göre silindirik bir implant %30 daha az yüzey alanına sahiptir. Yiv derinliğinin 0,2 mm olduğu durum 0,4 mm olan duruma göre daha az yüzey alanına sahiptir (75).

İmplant yüzey alanını artırma yöntemlerinden biri yüzeylerin pürüzlendirilmesi işlemidir. İmplantların yüzey pürüzlülüğünü arttırmak için rektifikasyon, titanyum plazma spre, yüzey kaplaması ve fotolitografi kullanılmıştır. Ancak en sık kullanılan yöntem kumlama yöntemidir. Ayrıca asitle aşındırma ile de implant yüzeyinde belirgin bir artış sağlanır. Pürüzlü implant yüzeyinde daha fazla kemik teması oluşur ve düz yüzeyli implantlara göre implantın yer değiştirmesi için daha fazla kuvvet gerekir (100, 101).

Biyomekanik olarak gelen kuvvetlere dayanabilmeleri için implantlar mümkün olduğunca sert olmalıdır. İmplantların sertliği geniş çaplı implantlar kullanılarak da artırılabilir. Çap % 30 oranında arttırılırsa implantın sertliği de 5 kat

artar. Bu uygulama implantın boyun bölgesinde oluşan stresi ciddi ölçüde azaltır (102). Yapılan çalışmalarda çap arttıkça stres değerinin azaldığı görülmüştür (103, 104).

Himmlova ve ark. yaptıkları FEM çalışmasında; implantta uzunluğun stres üzerine olan etkisi çapın etkisinden daha az olduğu gösterilmiştir. Stres daha çok implantın boyun bölgesinde toplandığından geniş çaplı implantların kullanılması, çiğneme kuvvetlerinin daha iyi dağıtılmasını sağladığı bildirilmiştir (104). İmplant boynu etrafındaki kortikal kemikte stresin daha az oluşması kortikal kemikteki rezorpsiyonu önleyerek implantları başarı oranını artırır (103).

2.7.5. İmplant materyalinin seçimi:

Çiğneme fonksiyonu sırasında oluşan kuvvetlerin yoğunluğu ve şiddeti, dental implant materyallerinin seçiminde önemli bir etkiye sahiptir. İmplant materyali olarak silikon, karbon, hidroksiapatit gibi birçok materyal uygulanmış olsa da titanyum ve titanyum alaşımlarının uzun dönem çalışmalarda başarılı olarak kullanıldıklarını bildiren çok sayıda araştırma mevcuttur (16,18). Titanyum ve titanyum alaşımlarının mükemmel biyouyumluluğa sahip olduğu yapılan birçok çalışmada kanıtlanmıştır (16,18,75). Yüzeyindeki titanyum oksit tabakası sayesinde lokal dokular tarafından çok iyi tolere edilir. Titanyum alaşımlarından Titanyum-alüminyum-vanadyum (Ti-6AL-4V) mekanik, fiziksel özellikleri ve korozyona direnci açısından biyouyumluluğu en iyi olan metalik biyomateryallerdendir (16,18,37).

2.7.6. İmplant- Kemik Arayüzeyi:

İmplant-kemik ara yüzünde 2 tip kemik implant ilişkisinden söz edilebilir.

1. İmplant-kemik teması (osseointegrasyon)
2. Fibröz doku implant ilişkisi (fibrosseointegrasyon)

Klinik çalışmalarda, zaman içerisinde implantlar çevresinde kret tepesinde kemik kaybı olduğu gösterilmiştir (105). Albrektsson ve ark. fonksiyondaki bir implantta ilk yıl 1,2 mm'ye kadar, bunu takip eden her yıl için 0,2 mm'ye kadar olan krestal kemik kaybının klinik olarak kabul edilebilir olduğunu belirtmişlerdir (74).

Bu limitleri aşan kemik kaybı patolojik olarak kabul edilmiş ve plak birikimi veya aşırı oklüzal kuvvetler nedeniyle oluştuğu öne sürülmüştür (105, 106).

2.7.7. Çevreleyen Kemiğin Yoğunluğu:

Dişsiz bölgelerdeki kemiğin yoğunluğu; implant seçiminde, tedavi planlamasında, cerrahi yaklaşımda, iyileşme süresinde ve protetik üstyapının yüklenme aşamasında belirleyici bir faktördür. Dental implantlarda osseointegrasyonun oluşabilmesi için, implantı çevreleyen kemiğin yeterli yükseklik ve genişlikte olmasının yanında aynı zamanda yeterli kemik yoğunluğu da gereklidir (75).

İmplantların başarısında kemik yoğunluklarının karşılaştırıldığı pek çok araştırma vardır. Bu araştırmalarda, implantların kısa ve uzun dönem kaybı düşük yoğunluklu kemikte daha fazla bulunmuştur (97, 107). En fazla başarısızlık oranı ise posterior maksillada bulunmuştur (108). Truhlar ve ark. ise periotest ölçümlerinde en düşük değerleri tip IV kemikte olduğunu bildirmişlerdir (109).

Jaffin ve Berman kemik tiplerine göre yaptıkları klinik çalışmada; Tip I, Tip II, Tip III kemiklerde implantların başarısızlık oranı %3 olarak bulunmuştur. Aynı çalışmada tip IV kemik yoğunluklarına sahip bölgelerde başarısızlık oranı % 35 olarak rapor edilmiştir (110).

Sevimay yaptığı sonlu elemanlar stres analizi çalışmasında D1 ve D2 kemikte stres dağılımını D3 ve D4 kemiğe göre daha homojen bulmuşlardır (26).

En dens kemik anterior mandibulada, en pöröz kemik ise maksiler posterior bölgede gözlenir. Bununla birlikte kemik yoğunluğu hastanın dişsiz kaldığı süreye, dişlerin çekiminden önce veya sonraki parafonksiyonel alışkanlıklarına, kas ataşmanlarına, hastanın sistemik durumuna ve hormonal etkilere bağlı olarak değişebilir (75).

2.8. Kemik:

Kemik, ileri derecede özelleşmiş mineralize bir bağ dokusu olup iskelet yapıya destek sağlar (111). Hücre ve dokunun birleşiminden oluşan hücre dışı matriks yapısındadır. Kemiğin %23'ü organik matriks, %77'si hidroksiapatitten oluşur. Dentin gibi organik matriksin %86'sı tip 1 kollajen içerir. Bu, kemiğe elastik ve viskoelastik özelliğini verir. Dentine göre hidroksiapatit kristalleri daha az ve küçüktür (112).

Kemik iki farklı tabakadan oluşur. Dış kabuğu kortikal (kompakt) kemik olarak tanımlanır ve mekanik destek sağlar. Merkezde yer alan spongioz (trabeküler) kemik metabolik fonksiyonları kontrol eder. Kortikal kemikte daha sıkı bir fibriler yapı izlenirken, spongioz kemiğin matriksi daha gevşek organize olmuştur. Spongioz kemik makroskopik olarak hematopoetik elemanların yerleştiği bir bal peteği görünümündedir (100,111).

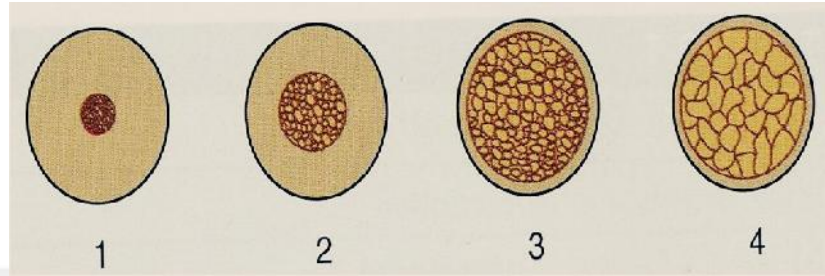
Diş ve alveoler kemik arasındaki ilişki hayat boyu devam eder. Wolff kanununa göre, gelen kuvvetler kemiğin yeniden şekillenmesini (remodeling) etkiler. Kemik afonksiyonel hale geldiğinde iç ve dış yapısında belirgin değişiklikler görülür. Kemiğin formunu ve yoğunluğunu koruyabilmesi için uyarılmaya ihtiyacı vardır (75). Diş, çevresindeki kemiğe gerilme ve baskı streslerini iletir. Bu kuvvetlerin kemiğin inorganik bölümünü oluşturan durapatitin tamamlanmamış kristalleri için piezoelektrik etkisi vardır. Bir diş kaybedildiği zaman kalan kemikteki stimülasyon eksikliği bu bölgede kemik yoğunluğunda ve trabeküllerde azalmaya neden olur. Diş kaybından sonra kemiğin genişliği ilk yıl içerisinde %25 oranında azalırken, yüksekliğinde yaklaşık olarak 4mm'lik bir azalma görülür (75).

2.8.1. Kemik Sınıflandırmaları:

Dişsiz alandaki kemiğin yoğunluğu; implant seçiminde, tedavi planlamasında, cerrahi yaklaşımda, iyileşme süresinde ve protetik üstyapının yüklenme aşamasında belirleyici bir faktördür. Dental implantlarda osseointegrasyonun oluşabilmesi için, implantı çevreleyen kemiğin yeterli yükseklik ve genişlikte olmasının yanında aynı zamanda yeterli kemik yoğunluğu da gereklidir (43).

Günümüzde en çok kabul gören 2 kemik sınıflandırması vardır. Bunlardan biri Lekholm ve Zarb sınıflandırması diğeri ise Misch sınıflandırmasıdır (43).

2.8.1.1. Lekholm ve Zarb sınıflandırması:



Şekil 1) Lekholm ve Zarb'a göre kemik sınıflandırılması

Tip I (Q1) kemik kalitesi: Homojen kompakt kemiği,

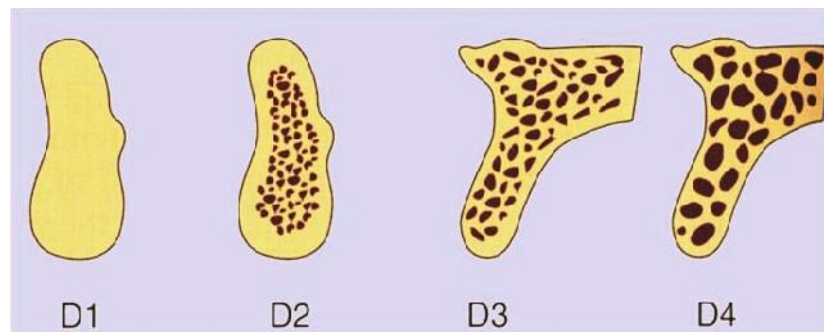
Tip II (Q2) kemik kalitesi: Yoğun trabeküler kemiği çevreleyen kalın kortikal kemiği,

Tip III (Q3) kemik kalitesi: Yoğun trabeküler kemiği çevreleyen ince kortikal kemiği,

Tip IV (Q4) kemik kalitesi: Poröz (düşük yoğunlukta) trabeküler kemiği çevreleyen ince kortikal kemiği ifade eder (43).

2.8.1.2. Misch sınıflandırması:

Misch(43), farklı kemik kalitelerini belirlenmesi için oldukça basit olan bir sınıflama tanımlamıştır.



Şekil 2) Misch'e göre kemik sınıflandırılması

D1 kemik(Kalın, Kompakt Kemik): Yüksek oranda mineralize olmuş yoğun kortikal kemikten oluşur ve aşırı rezorbe dişsiz anterior mandibulada bulunur.

D2 kemik(Kalın, Poröz, Fazlaca Trabeküler Yapıya Sahip Kompakt Kemik): Dışta ince, yoğun kortikal kemik, içte kalın spongioz kemikten oluşur. Anterior-posterior mandibulada, anterior maksillada ve nadiren posterior maksillada görülür.

D3 kemik(İnce, Poröz, Kompakt Kemiğin Çevrelediği Gevşek Yapılı Spongioz Kemik): Dışta daha ince gözenekli kortikal kemik ve içte ince spongioz kemik vardır. Bu tip kemik anterior maksillanın fasiyal tarafında, posterior maksillada, posterior mandibulada ve D2 tip kemiğin osteoplastisi sonrası geriye kalan bölümde görülür.

D4 kemik(Gevşek, İnce Spongioz Kemik): Hemen hemen hiç kortikal kemik yoktur. Kemiğin tamamı ince spongioz kemikten oluşur. Kemiğin bu çeşidi D3 tip kemiğin osteoplastisi sonrası geriye kalan bölümde oluşabileceği gibi, posterior maksillada da bulunur.

2.9. Diş ve İmplant Destekli Protezlerde Kullanılan Restoratif Materyaller:

Dişlerin restorasyonu sırasında, seçimi yapılacak olan materyalin mine dokusu ile benzer özelliklere sahip olması gerekir (15,113). İdeal sabit protetik bir restorasyonun hazırlanması için materyallerde aranan özellikler ve uygulanacak restoratif sistemden beklenen gereksinimler şunlardır:

1. Biyouyumluluk,
2. Dayanıklılık,
3. Hızlı ve kolay bir şekilde elde edilebilmeleri,
4. Estetik olması,
5. Termal genleşme katsayısının mineyle uyumlu olması,
6. Uygun stres transferi sağlaması,
7. Doğal dişlere benzer aşındırıcı etkisinin olması,

8. Doğal dişlere benzer diş aşınması,
9. Ekonomik olması (17).

Diş hekimliğinde sabit protetik tedavide metal destekli porselenler uzun yıllardır başarılı bir şekilde kullanılmaktadır. Ancak; metal destekli restorasyonların estetik ve biyolojik dezavantajları, allerjik ve toksik özellikleri sebebiyle; estetik, biyolojik ve mekanik açıdan daha üstün özelliklere sahip olan tam porselen restorasyonlar geliştirilmiştir (114,115).

2.9.1 Dental Porselenler

İlk porselen uygulamaları günümüzden yaklaşık 150 yıl öncesine kadar gitmektedir. Teknolojik gelişmeler yeni porselen tipleri ve sistemleri üretirken beraberinde porselenin kullanım alanını da genişletmektedir. Tam porselen restorasyonlar doğal dişe çok yakın bir estetik sağlamaktadır, buna bağlı olarak da bu tip sistemlerin uygulama alanları son derece artmıştır. İlerleyen teknoloji ürünü olan yüksek dirençli dental porselenler ile yapılan restorasyonların, akıcılık özelliği gösteren kompozit simanlar aracılığı ile diş yüzeyine olan direkt bağlantısı, restoratif diş hekimliğinde oldukça yeni bir uygulama türü olarak tercih edilmektedir. İlk olarak 1903'de Chayes Land tarafından tanımlanarak üretilmeye başlanan, daha sonra da 1965'de McLean ile alüminus dental porselen yapısında geliştirilen öncül metal desteksiz porselen ürünleri ve teknikleri, 1976'da yine McLean tarafından platin bağlı alümina kor ile daha da güçlendirilmiştir (116-118).

Dental porselenler, optik ölçülerinin izin verdiği ölçüde elde edilebilen doğal görünümleri, çigneme kuvvetlerine, aşınma ve kimyasal etkilere olan dirençleri, ayrıca, sınır uyumları ve ayarlanabilir ısısal genleşme katsayıları ile önemli ölçüde geliştirilmişlerdir. Metal destekli porselenler ile tam porselen sistemler karşılaştırıldıklarında, tam porselenlerin ışık geçirgenliği ve ışığı yansıtması daha yüksektir. Biyolojik olarak uyumlu, korozyona dirençli, düşük ısı ve elektriksel iletkenliğe sahiptirler ve kendilerini destekleyen doğal diş dokusunun rengini yansıtmaktadır. Ayrıca metal destekli porselen restorasyonlarda ortaya çıkan gingival renklenme, allerjik kontakt stomatit gibi arzu edilmeyen durumlara da iyi bir

alternatif olmaktadır. Tüm bunlar göz önünde bulundurulduğunda, tam porselen sistemlerin uygulanmaları son derece artmıştır (117,119).

Porselen materyaller kırılmandır, sınırlı çekme kuvvetine sahiptirler ve zamanla oluşan streslere karşı dayanıklılıklarını yitirebilirler. Metal destekli porselen restorasyonlar birçok dezavantajlarına rağmen ağız içi kuvvetleri rahatlıkla karşılayabilecek dayanıklılıktadır. Tam porselen restorasyonların en büyük dezavantajları ise kırılma dayanımlarının düşük olmasıdır (117,119).

Geleneksel dental porselenin temel yapısı Feldspar, Kaolin, Quartz oluşturur.

1. Feldspar ($K_2OAl_2O_36SiO_2$)

Kristal opak bir madde olup camsı fazı sağlar. Quartz ve kaoline matriks olarak yardımcı olur. Dental porselene saydamlık ve birleştiricilik verir. Doğal feldspar, saf olmayıp potas (K_2O) ve soda (Na_2O) ile değişik oranlarda karışım halinde bulunur. Bunlar, marjinlerin yuvarlaklaşmasını, diş şeklinin ve yüzey detaylarının kaybolmasını önleyerek, kurona doğal görünüş sağlamaya yardım ederler (116-119).

2. Kaolin ($2H_2OAl_2O_32SiO_2$)

Çin kili olarak isimlendirilen kaolin bir alüminyum hidrat silikatıdır. Isıya oldukça dayanıklıdır. Opak bir malzeme olduğundan dental porselende çok az kullanılan ya da hiç kullanılmayan kaolinin, quartz ve feldsparı yapıştırır ve seramiğin elde işlenebilmesini kolaylaştırır (116-119).

3. Quartz (SiO_2)

Silika yapısında olan quartz matriks içinde doldurucu görevini üstlenir ve dental porselenlerde büzülmeyi ayarlar ve desteklik görevi yapar. Kütleyle stabilite sağlayarak dayanıklılığını artırır. Eriyerek şekillendirme ısısı çok yüksek olmasından pişirme esnasında seramik restorasyonun şeklinin korunmasına katkı sağlar. Aynı zamanda materyale şeffaf bir görünüm verir (116-119).

Dental porselenler fırınlama derecelerine göre ve direncinin artırılma yönteminin esas alındığı yapım tekniklerine göre sınıflandırılabilirler:

Fırınlama Derecelerine Göre:

1) Düşük ısı (low fusing) seramikleri (870°C-1070°C): Çok sık kullanılan bu seramikler jaket kuron, metal destekli kuron porselenlerinde, aluminöz porselenlerde, çeşitli boya ve parlatma tozlarında kullanılırlar.

2) Orta ısı (medium fusing) seramikleri (1090°C-1260°C): Jaket kuron yapımında, gövde porseleninde ve bazı tam seramik restorasyonlarda kullanılır.

3) Yüksek ısı (high fusing) seramikleri (1288°C-1370°C): %81 feldspar, %4 kaolin, %15 silis içermektedir. Özellikle yapay dişlerin yapımında ve nadiren yüksek ısı ile pişirilen jaket kuronların yapımında kullanılırlar (117,119).

Yapım Tekniklerine Göre:(5,119-121)

1- Metal Destekli Dental Porselenler

A-) Döküm Metal Üzerinde Bitirilen Dental Porselenler

B-) Metal Yaprak Üzerinde Bitirilen Dental Porselenler

2- Tam Porselenler

A-) Konvansiyonel (toz-likit) porselenler

B-) Döküm tam porselen tekniği

C-) Bilgisayar destekli tam porselen kopyalama tekniği

D-) Enjeksiyon tam porselen tekniği

E-) Cam infiltre tam porselen tekniği

F-) Diğer porselen sistemleri

2.9.1.1. Metal Destekli Dental Porselenler

A) Döküm Metal Üzerinde Bitirilen Dental Porselenler

Bu tip soy ve soy olmayan metal alaşımlarından yapılan alt yapı üzerine porselen fırınlanarak elde edilmektedirler. İyi bir metal porselen bağlantısı için metal ve porselenin termal genleşme katsayıları (TGK) uyumlu olması gerekmektedir.

Metal-porselen restorasyonlardaki başarı, alaşımın ve porselenin özellikleri ile ikisi arasında oluşan bağlantının gücüne bağlıdır (114,119,122,123).

Porselenin metale bağlantısını etkileyen 4 mekanizma vardır:

1) Mekanik Bağlanma: Metal yüzey, kumlama gibi mikroabrazyon yöntemleriyle pürüzlendirilerek yüzey alanı artırılıp bu şekilde hazırlanan porselenin iyi bir şekilde ıslamasına bağlı olarak, metal arasında mekanik bağlantı sağlanır.

2) Sıkıştırma Bağlantısı: Dental porselenin, metale sıkıştırma kuvvetleriyle tutunması metal yüzeyinin geometrisine, metal ve porselenin ısısal genleşme katsayıları arasındaki uyumluluğa bağlıdır. Metal altyapının ve porselenin termal genleşme katsayısı (TGK) birbirine yakın olduğunda ancak sıkıştırma bağlantısı oluşur. Aksi takdirde, fırınlama ısısından oda ısısına soğutulduğunda porselen kırılabilir. Metalin büzülme miktarı porcelene göre fazla olduğunda, bağlantı kısmında porselen lehine baskı stresi oluşabilir.

3) Van der Wall's kuvvetleri: Sorumlu moleküllerin birbirini çekmesi olarak tanımlanır. Çok kuvvetli bir bağlanma mekanizması oluşmamaktadır.

4) Kimyasal Bağlanma: Metal yüzeyinde oluşan oksit tabakasına olan bağlantı şeklindedir. Soy metal alaşımlarında demir, indiyum, galyum, kalay gibi metaller oksijen varlığında fırınlanırsa alaşım yüzeyine yayılır ve bunlar porselenin opak tabakası içindeki benzer oksitler ile bağlanır. Ni-krom ve kobalt-krom gibi temel metal alaşımlarında ise, ilgili metallerin direkt ortaya çıkan oksitleri bağlantıyı sağlamaktadır. Bu tür metallerde oksit tabakasının kalınlığını kontrol etmek oldukça güçtür ve başarısızlığa sebep olabilir (114,119,122,123).

B) Metal Yaprak Üzerine Bitirilen Dental Porselenler

Bu sistemdeki amaç, metal ve laboratuvar maliyetini düşürerek, metal kalınlığını azaltmak, metal röflesinden kaçınarak optimum estetiği sağlamak ve simantasyon işlemleri sırasında metal porselen birleşimlerindeki gerilimleri azaltmaktır. 1976'da Mc Lean tarafından geliştirilmiştir (116). Ancak çok üyeli

restorasyonlarda kullanılmaması ve düşük kırılma direncinin olması dezavantajları olmuştur (120). Ayrıca sıkışma dirençleri yeterli olmadığından posterior dişlerde kullanımı önerilmemiştir (119). Yaygın kullanımda tercih edilmemektedir (124).

2.9.1.2.Tam Porselenler

Tam porselen restorasyonların avantajları şunlardır:

Estetiktir. Işığı yansıtabilme özelliğine sahip olduklarından dolayı tam porselen restorasyonlar, doğal diş yapısına daha yakın görünümündedirler. Metal destekli porselenlerde ise metal alt yapı renginin opak, dentin ve mine porseleni ile maskelenmesi gerekmektedir. Tam porselenlerde metal destek olmadığı için gelen ışın çok doğal bir görünüm oluşturur (125-127).

Biyouyumludur. Porselenlerdeki doku uyumu çok yüksektir. Biyouyumlulukları, ağız içinde kimyasal reaksiyona girme potansiyelleri yüksek olan metallere oranla daha üstündür. Allerjik reaksiyon oluşturmazlar (125,128,129).

Dişeti uyumu oldukça iyidir. Tam porselen restorasyonlarda diş preperasyonu konservatif boyutlarda (1mm kole-1,5mm insizal) yapılabilir ve metal destek için yer gereksinimi olmadığı için aşırı konturlamaya da neden olmaz. Yapılan kronların konturu orijinal diş morfolojisine benzer şekilde hazırlanabileceği için doku tarafından çok iyi kabul edilir (124,130). Aynı zamanda dişetinde renklenmeye neden olmazlar (131).

Korozyona dirençlidirler (131). Doğal diş yapısına yakın ısı iletkenliğine ve ısısal genleşme katsayısına sahiptirler (132). Ayrıca galvanik akıma neden olmamaktadırlar (133).

Tam porselen restorasyonların dezavantajları ise şöyledir: (134)

- Konnektör bölgesindeki aşırı stresler restorasyonun kırılma riskini artırır.
- Hastanın interoklüzal mesafesi yetersiz olduğunda, gerekli konnektör boyutuna ulaşmak zordur.
- Bazı teknikler özel donanım gerektirmektedir. Bu yüzden pahalı olabilir.

Tam porselen restorasyonların sınıflandırılması:

A) Konvansiyonel Porselenler

Day materyali üzerine toz ve likitin karıştırılıp tabakalar halinde uygulanması ile restorasyonun konturlarının verildiği porselenlerdir. Bu tozlar değişik ton ve translüensliğe sahiptirler (5).

B) Döküm Tam Porselen Tekniği

Uygulama kolaylığı, fırınlama büzülmesinin az oluşu, yeterli ışık geçirgenliği ve opasite, cilalanabilirlik, gerilim direnci, aşınma direnci, ısısal şok direnci ve kimyasal maddelere karşı dayanıklılık açısından üstünlük gösterirler. Dicor ve Cerapearl bu amaçla tasarlanan sistemlerdir (118,134).

Dicor:

Bu sistemde kullanılan materyal tetrasiklik floramikadır. % 45 bölümünü cam oluşturur. Mica kristaller yaklaşık 1 µm kalınlıkta ve 5-6 mm boyutlarındadır. Bu kristaller materyalin fleksibilitesini ve yüzey işlenebilirliğini sağlarken kırık oluşumuna karşı dirençli ve dayanıklı olmasını da sağlar. İçeriğinde bulunan florid, kristalin faz için gereklidir ve akışkanlığı artırmaktadır. Mum örneğin hazırlanmasının ardından, 1370 °C’ de fosfat bağlı revetman içerisinde santrifüj tekniği ile dökülmektedir. Döküm işlemi firmanın önerilerine uygun yapıldıktan sonra kristalin fazın gelişimi için tekrar ısıtılır, bu aşamada materyal %55 oranında kristalindir ve tetrasiklik floramika içermektedir. Porselenin renklendirilmesi yüzey cilası veya ince veneer porselen uygulaması ile yapılır. Dicor kuronların dış boyama ve translüsent yapısından kaynaklanan estetik sınırlamaları ortadan kaldırmak amacıyla döküm seramik kopingin üzerine feldspatik porselen pişirilmektedir (118,117,121). Bu sistemle yapılan kuronlar; porselen laminate veneerler, tüm porselen köprüler, porselen kuron korlarında ve inley/onleylerde kullanılmaktadır (133).

CeraPearl:

Hobo ve Kyocera tarafından, döküm apatit porselen olarak bilinen CeraPearl, doğal diş yapısını taklit etmek için sentetik hidroksiapatitin ideal bir restoratif

materyal olabileceği düşüncesiyle indirekt bir teknik olarak geliştirilmiştir. Bu sistemin tekniği Dicor cam porselene benzemektedir. Bu sistemde kalsiyum fosfat esaslı cam kontrollü ısı uygulamasıyla kısmen kristalin bir yapıya dönüştürülür. Bu ilk kristalin faz oksiapatid yapısındadır ve stabil değildir. Suyun varlığında hemen hidroksiapatite çevrilir. Işık kırılma indeksi, densitesi ve termal iletkenliği doğal mineye benzer bulunmuştur. Baskı kuvvetlerine karşı olan direnci 590 MPa'dır (134,135).

Estetik materyal seçiminde döküm seramiklerin tercih edilmesinin en büyük iki nedeni, karşıt mineyi aşındırmaması ve plak akümüülasyonunun diğer restoratif materyaller ve doğal mineye göre daha az olmasıdır. Mine ve porselen şeffaflığının birbirine yakın olması, doğal görünüm sağlar. Mineye yakın şeffaflığın olması ise bukalemun etkisi oluşturur. Bukalemun etkisinde, renk komşu diş dokularından, kökten ve kesik diştten gelerek yayılır. Diştten boyama vardır, içten boyama ile spesifik görünümler bu sistemde verilememektedir. Dicor kuronların en önemli özelliklerinden birisi radyografik olarak da izlenebilmesidir. Bu kronların altında oluşabilecek sekonder çürükler uygulanan pin ve postların durumu ve aynı zamanda kuronların sınır adaptasyonu radyografilerde belirgin olarak izlenebilmektedir (26,134).

C) Bilgisayar Destekli Tam Porselen Kopyalama Tekniği

Procera, Cercon, Cerec, Celay, Lava, DCS smartfit, Cicero, Everest, DigiDent DentaCAD gibi tam porselen sistemleri, tam porselenlerin bilgisayar destekli tasarım ve üretimi (Computer Aided Design- Computer Aided Manufacture, CAD-CAM) olarak tanınmıştır (134).

Procera tam porselen kuronlar, Aden ve Andersson tarafından (Nobel Biocare AB, Göteborg, Sandvik Hard Materials AB, Stockholm, Sweden) yoğun sinterlenmiş alüminyum oksit yapıları için geliştirilmiş bir CAD/CAM metodudur. Görüntünün dijitalize edilmesi, diş kesimlerinin optik görüntülenmesi ve restorasyonların bilgisayar kontrolünde freze sistemi ile üretim gerçekleştirilmektedir. Sistemin safir probu ile day model taranır ve preparasyonun 3 boyutlu şekli belirlenir (136). Elde edilen veriler elektronik olarak İsveç ve

Amerika'da olmak üzere sadece iki merkezde bulunan CAM ünitelerine aktarılır. Altyapılar bu iki merkez laboratuvarında üretilir. Procera sistemine ait CAD ünitesi hekimin çalıştığı ortamda bulunmalıdır. Sistemin geleneksel dizayn ve üretim ünitelerinin bağlantısı internet aracılığı ile sağlanmaktadır. Procera sisteminin kullanılabilmesi için özel bir tarayıcı, taranan bilgilerin kullanılabilmesi için özel bir program (Procera software), bilgisayar ve verilerin transferi için bir modem ve internet bağlantısı bulunmalıdır. Procera allceram sistemi ile CAD-CAM teknolojisi kullanılarak yoğun olarak sinterlenmiş, saf ve yüksek dayanıklılıkta alüminyum oksit (%99,5) altyapılar üretilmektedir. Ayrıca zirkonyum oksit altyapılı restorasyonlar (Procera AllZirkon), titanyum altyapılı restorasyonlar (Procera AllTitan), titanyum veya alüminyum oksit abutmentler, implant-üstü tam-seramik kuronlar ve implant-üstü titanyum köprü altyapılarının üretimi mümkündür. Bu sistemde restorasyon homojen, gözeneksiz katı porselen bloktan hazırlandığı için porselen dolgularda daha az kırılma riski gösterir. Aşınmaya karşı direncin mineye yakın olması, kompozit rezin ile dişe bağlantısının kuvvetli olması dolayısıyla bağlantı sonrası dişin direncini artırması, cilanabilirlik özelliğinin üstünlüğü ve sınır aralığının 50 milimikrondan az oluşu diğer teknik avantajlarıdır (134,136-139).

Bir diğer sistem olan **Cerec** yönteminde ise, tarama, bilgisayara nakil ve torna tek bir taşınabilir üniteye toplanmış bulunmaktadır. Prepare edilmiş yüzeyler, kızılötesi ışın ile optik olarak kaydedilir ve dişin görüntüsü elektronik ağız içi kamera ile görüntülenir, bilgisayarda şekillendirilir. Restorasyonun marjin bölgesi ve temas sahaları oluşturulur. Sonra blok porselenden su püskürtmeli elmas kesicilerle restorasyon oluşturulur, dönen disklerle tesviye işlemi yapılır. En önemli avantajları üretilen restorasyonun marjinal uyumunun mükemmele yakın olması ve kullanılan materyalin elastisite modülünün ve ısısal genleşme katsayısının mineye çok yakın olmasıdır (134,137).

Stefan Eindenbenz tarafından geliştirilen **Celay** tam porselen sisteminde direkt- indirekt konseptinde değişkenlik söz konusudur, ancak bu sistemde laboratuvar teknisyenine ihtiyaç yoktur. Celay diğer sistemlere göre oldukça basit bir çalışma prensibine sahip mekanik bir cihazdır. Bitişik iki bölümden oluşan cihazın sol

bölümü kopyalama odası, sağ bölümü ise freze odasıdır. Kopyalama odasındaki aşındırma özelliği olmayan tarayıcı uçlar, modelasyonun yüzeyinde dolaştırıldığında, freze odasındaki özel frezler porselen bloğu şekillendirmeye başlar. Tarayıcı uçların hareketini frezlere aktaran sistem cihazın orta kısmındadır. Özel soğutma sistemi ve sıvısı yardımıyla seramik blok ve aşındırıcı elmas frezelerin soğutulma işlemi gerçekleştirilmektedir. Celay tekniği ile tam anatomik form ve detaylı oklüzal yüzey karakteristiği elde edilmektedir. Alüminyum oksit; Vita Celay bloklarda bulunan ve doğal olarak oluşan bir materyaldir. Celay sisteminde kullanılan porselenin elastisite modülü 401 GPa'dır ve Mohs'un sertlik numarası 9'dur. In-Ceram alümina sisteminde alüminyum oksit içeriği %80'e çıkarılmıştır. Daylı modele gerek olmaması, ölçü alımına ihtiyaç duyulmaması, geleneksel porselen fırında daha kısa süreli cam infiltrasyonu gibi avantajları ile günümüzde tercih edilen sistemler arasında yerini almıştır (134,137,138).

Cercon ise mum modelajın taranması ile oluşturulan zirkonya tamamı seramik sistemidir. Sistemde kullanılan zirkonya tam olarak Y-TZP' dir (140). Cercon sisteminde sinterlenmemiş zirkonyum oksit kullanılmaktadır. Sistemin Y-TZP kristalinden oluşan 12 mm, 30 mm, 38 mm ve 47 mm'lik prefabrike bloklar (Cercon Base), beyaz ve renkli olmak üzere iki çeşittir. Aşındırma ünitesinde (Cercon Brain) yarı sinterlenmiş zirkonyum blok üzerinde önce kaba, daha sonra hassas aşındırma işlemi yapılır. Aşındırılan zirkonyum oksit blok, olması gerektiğinden hacimce %30 oranında daha büyüktür. Sonrasında yapılan sistemin sinterleme fırınında (Cercon Heat) sinterleme işlemi ile hacimce küçülmesi sağlanarak zirkonyum altyapıya gerçek boyutu kazandırılır ve aynı zamanda yapı gerçek sertliğine ulaştırılır. Elde edilen altyapı üzerine, sistemin özel Cercon Ceram-S porselen tozu ile tabakalama yöntemi ile üst yapı hazırlanır (134,137).

Duret ile inlay, onlay, tek kuronlar ile üç veya dört üyeli köprü restorasyonları yapılabilmektedir (141). Geleneksel diş kesimi işlemlerini takiben lazer tarayıcısı kullanılarak beş farklı görüntü alınır. Elde edilen veriler sayısal kontrollü mikromilling cihazı kullanılarak imal edilmektedir (136,142).

DentiCAD sistemiyle, inley ve onley restorasyonlar ile kuronlar yapılabilir. Bu sistem; minyatür robot kol dijitalizer, tam otomatik tasarım için CAD/CAM yazılımı ve milling makinesinden ibarettir. İmaj elde edildikten sonra, restorasyon bilgisayar kontrollü aşındırma makinesinde hazırlanır (143,144).

Cicero(Computer Integrated Ceramic Reconstruction) sistemi, optik tarama, seramik sintering ve CAM esaslarına dayanmaktadır (145). Cicero sisteminin çalışma aşamaları; model hazırlığı, optik tarama, dizayn, sinterlenme işlemi, sentrik oklüzyon ayarı, artikülasyon ayarları, tabakaların oluşturulması ve bilgisayar destekli yapım aşaması olarak özetlenebilir. Sistemde prepare edilen dişin bulunduğu çenenin tüm ölçüsü elde edilir. Lazer tarayıcı ile önce güdük model tek başına, sonra modelin tümü olmak üzere tarama işlemi yapılır. Kapanış modeli üzerine yerleştirilerek model daha hassas olarak bir kez daha taranır, data bankasında bulunan hazır kuronlar arasından en uygun kuron belirlenir. Maksimum proksimal kontak ve karşıt dişle sentrik oklüzyon oluşturulur (134,145). Seçilen kuron ekrana yerleştirilir, güdük üzerine zirkonyum oksit ve alüminyum oksitten oluşan altyapı seramiği yüksek basınçta tepilir ve vakum altında sinterlenir. 1.050°C'de aktif olabilen likid zirkonya cam fazı, alüminanın güdüğe kırılma veya çatlama olmadan sinterlenmesine yardım eder. Freze bölmesinde altyapı işlenir, aynı sistemle önce dentin, daha sonra mine porseleni preslenip pişirilir ve freze bölmesinde işlenir (134,145). Kor üretimi için geliştirilmiş olan bir sistemdir. Bu sistem; lazer tarama, porselen sinterizasyonu ve bilgisayar destekli aşındırma tekniğinden ibarettir (138,146).

DCS sisteminde, DC-Zirkon altyapılar, yoğun sinterlenmiş (HIP-Hot Isostatic Press, HlPed) bloklardan final boyutunda işlenir. Hazırlanma şeklinden (HIP-Hot Isostatic Press) dolayı dayanıklı ve uzun ömürlüdür. DCS CAD/CAM sisteminin blokları %99.9 oranında saf zirkonyum oksitten (Zr/Hf/Y) hazırlanmıştır. Kuron ve köprü restorasyonları tamamen sinterlenmiş beyaz ve diş renginde olarak iki grup halinde bulunan DCS CAD/CAM sisteminin bloklarından kazınarak hazırlanırlar. DCS sisteminin patentli tarayıcısı "PRECISCAN" 14 adet ayrı tek kuronun veya 14 üyeye kadar köprü restorasyonunun hassas optik taramasını ve elde edilen verilerin bilgisayar ortamına aktarılmasını sağlar. DCS CAD/CAM sisteminde, DCS

DENTFORM 4.26, CAD yazılım programı kullanılmaktadır. Windows işletim sistemi ile uyumlu, güncellenebilir, CAD yazılım programı kullanılarak pontik dizaynı, bağlantı noktaları ve oklüzal yüzeylerin dizaynı ve modifikasyonu interaktif olarak hazırlanabilmektedir (134,147). Yüklenen veriler, PRECIMILL tarafından otomatik olarak blokların üzerine aşındırma yoluyla aktarılır. Sistemde aşındırma işlemi sonrasında herhangi bir ısıl işlem uygulanmadığı için restorasyonların köle uyumları ve adaptasyonu son derece iyidir. Bu sistemde solid sinterlenmiş blok halinde materyalden alt yapı şekillendirilmesi yapılır. Üretim için uzun zaman harcanması gerekliliği, pahalı olması ve kopingi oturtmak için gereken laboratuvar işlemlerinin uzun sürmesi sistemin dezavantajlarıdır (148).

Lava sistemi, 2002 yılında piyasaya sunulan Lava tam seramik sisteminde yarı sinterlenmiş Y-TZP kullanılmaktadır. Sistem, özel tarayıcı (Lava Scan), CAM ünitesi (Lava Form) ve sinterleme fırınından (Lava Therm) oluşmaktadır. Lava sistemde dişsiz kısımlar ve prepare edilen dişler Lava Scan ile taranır, Lava CAD yazılımı otomatik olarak kenar dizaynı ve gövde tasarımını yapar. Tasarım işlemi sonrasında yarı sinterlenmiş ZrO_2 seramik blok Lava Form ile aşındırılır. CAM ünitesi 21 üye altyapıya kadar müdahale gerektirmeden çalışabilir. ZrO_2 bloktan elde edilen altyapı, olması gerektiğinden hacimce %20-25 oranında daha büyüktür. Sonrasında yapılan sinterleme işlemi ile hacimce küçülme sağlanarak zirkonyum altyapıya gerçek boyutu, yoğunluğu ve direnci kazandırılır. Sinterlenen altyapılar, zirkonyanın ısısal genleşme katsayısı ile uyumlu olan Lava Ceram seramik materyali ile bitirilir. Tam porselen kuren ve köprülerin anterior ve posterior uygulamaları için geliştirilmiştir. Bu sistemde presinterlenmiş zirkonya bloklarından; tarama, bilgisayar destekli kor dizaynı ve milling işlemini takiben altyapı üretimi yapılır. Daha sonra yoğun zirkonya içerikli bu alt yapı tabakalama porseleni ile kaplanır (134,138,149).

D) Enjeksiyon Tam Porselen Tekniği

Bu sistem ısı ve basınç altında enjekte edilebilen porselenlerdir. Yüksek dirençlidirler, ısı geçirgenliği ve ışık yansımaları ile doğal dişe çok yakın niteliklere sahiptirler. Geleneksel "Leusit" porselenlere kıyasla hacminin %60 oranında yoğun lityum disilikat içermesi nedeniyle gerilmeye, kırılmaya ve kimyasal madde zararlarına karşı direnci artırılmıştır. Teknik olarak; preslenmiş kron üzerine

tabakalama veya preslenmiş kuron üzerine dış boyama yöntemlerinden biri ile hazırlanacak olan yapı, şekillendirilmesini takiben, mum uzaklaştırma tekniği ile porselene dönüştürülür. Isısal genleşme katsayısı son derece düşüktür (134,139).

IPS Empress, metal desteksiz porselen restorasyonlarda kullanılan yeni bir tekniktir. İki farklı yapım tekniğine sahiptir. İlk teknikte, renksiz porselen kullanılarak yapılan restorasyon, yüzey renklendirilmesine tabi tutulmaktadır. İkinci teknikte ise, renkli dentin tabletleri kullanılarak oluşturulan restorasyonun son formu, veneer porselen materyali ile tabakalama tekniği kullanılarak verilir(134). Bu restorasyonlar yüksek translusensliği nedeni ile oldukça estetik restorasyonlardır. Ancak renklenmiş dişlerde, metal post-kor uygulanmış dişlerde ve metal abutment kullanılan implant üstü restorasyonlarda uygulanmaları endike değildir (150). Bu restorasyonların kırık direnci değerleri 1.5-1.7 MPa, bükülme kuvvetlerine karşı direnci ise 120-160 MPa'dır (26).

IPS Empress II sisteminin geliştirilmesindeki esas hedef üç veya daha fazla üyeli köprülerin yapılabilceği bir materyal üretmektir. IPS Empress'e göre kor yapısında farklılığı vardır. Bu kor yapıdaki farklılık, IPS Empress II'nin kırılmaya karşı olan direncini IPS Empress'e göre üç kat olacak şekilde artırmıştır (26). Materyalin bükülme direnci 300-400 MPa, kırık direnci ise 2,8-3,5 MPa arasındadır (125). IPS Empress II sistemi ile anterior bölgede üç üye köprü, posterior bölgede en çok ikinci küçük azı bölgesine dek uzanan ve en fazla küçük azı kadar genişliğinde olan gövdeye sahip, üç üye köprü ve tek kuron restorasyonlarının uygulanması endikedir (126). Lityum disilikat, rastgele iç içe geçen tabaka biçimli birçok kristalden oluşmaktadır. Direnç açısından değerlendirildiğinde iğnemsiz kristaller, çatlakların yön değiştirmesini ve kollara ayrılmasını engellemekte veya önlerinin kesilmesini sağlamaktadır. Seramik yapısındaki çatlak oluşumu, lityum disilikat kristalleri tarafından tutularak seramiğin bükülme direncinde artış sağlanmaktadır. Lityum disilikat cam seramiklerin mekanik özellikleri, lösit seramiklerden oldukça fazladır, yatay bükülme dirençleri 350-400 MPa arasında değişmektedir (95). Marquardt ve Strub (151) çalışmalarında, 50 aylık klinik kullanım sonucunda IPS Empress II tek kuronlar için %100, üç üye köprüler için %70'lik başarı oranı

belirtmişlerdir. 2005 yılında fiziksel özellikleri ve translusensliği artırılmış IPS e.max Press geliştirilmiş, preslenmiş seramik olarak piyasaya sunulmuştur (134).

Cerestore, Enjeksiyon yöntemi ile şekillendirilen bu teknikte, kristalize olmuş bir magnezyum alüminyum oksit kullanılır. Kor materyalinin esas kristalin kısmını %65-70 alüminyum oksit (Al_2O_3) ve %8-10 magnezyum alüminat ($MgAl_2O_3$) oluşturur. Alüminyum oksit ve magnezyum alüminat yapıya dayanıklılık kazandırır. Böylece bu sistemde fırınlanma aşamasında diğer porselen sistemleri kadar bir büzülme olmaz. Yapım tekniğinde, epoksi rezin bir day materyali üzerinde hazırlanan örneğin, sisteme özel bir fırında fırınlanması ile porselen materyalinden kor yapı elde edilir. Daha sonra üzerine Cerestore sistemi için özel olarak hazırlanan, yüksek oranda alümina içeren dentin ve mine porseleni uygulanır. Alüminyum oksit koping ve alüminöz porselen kaplamadan oluşmaktadır. Özelliği ise, fırınlama esnasında büzüşme yapmamasıdır ve bu nedenle 'non-shrink ceramic' olarak da adlandırılır (26).

Optec Preslenebilir Porselenler, lösit miktarı artırılmış bir feldspatik porselen türüdür. Basınç ve ısı altında muflalanarak yapılmaktadır. Aynı zamanda alternatif olarak kor materyali yapımında kullanılabilir (26).

E) Cam İnfiltre Tam Porselen Tekniği

Cam seramiklerden sonra Sadoun M., 1989'da sıvı faz içerisinde dağılmış alümina partikülleri anlamında tanımladığı "Split Cast" dirençli alümina seramikleri keşfetmiştir. In-Ceram (Vita, Germany) adı altında tanıtılan bu porselen türünde, çok dirençli yoğun bir porselen kompozisyonu oluşturmak üzere, az sinterlenmiş alümina tozu içine viskoziteli sodyum lanthanum alümina silikat camı infiltre edilmektedir. Alüminyum oksit konsantrasyonu %70'lere ulaşmıştır, In-Ceram teknolojisi, seramik direncinden ödün vermeden, ileri düzeyde estetik restorasyonlara olanak sağladığından, dental porselen tarihinde önemli bir yeri hak ettiği öne sürülmektedir (134).

F) Diğer Porselen Sistemleri

Magnessia Kor Materyali, temel yapısını %40-60 oranında magnezya ve magnezyum oksitin oluşturduğu bu kor materyalinin en önemli özelliği, ısısal genleşme katsayısının $13.5 \times 10^{-6}^{\circ}\text{C}$ olmasıdır. Böylece metal destekli porselen restorasyonlar için üretilmiş olan dentin ve mine porselen tozları ile birlikte kullanılabilir. Bükülme kuvvetlerine karşı dayanıklılığı 131 MPa'dır. Metal destekli porselen restorasyonlarda sıklıkla kullanılan kaplama porseleni ile uyumludur (121,152).

Aluminus Porselenler, alumina partiküllerinin porselen toz içinde dağılması ile kuvvetlendirilerek elde edilen porselenin direnci, konvansiyonel feldspatik materyalin direncinin yaklaşık iki katıdır. Yapımı kolaydır ve bununla birlikte pahalı bir ekipman gerektirmez. Estetiğin önemli olduğu vakalarda kullanılıp aynı zamanda arka grup dişlerde veya birden fazla üniteli restorasyonların yapımında kullanılmaktadır (26,132,153).

Hi-Ceram, alüminyum oksit miktarı %50 civarında artırılmış bir kor materyalidir. Yapım tekniğinde ısıya dayanıklı day materyali üzerine özel porselen uygulanarak fırınlama işlemi yapılır. Kuron kısmı, Vitadur N dentin ve mine porseleni kullanılarak şekillendirilir. Tek kuron restorasyonu olarak tüm dişlerde kullanılır. Sabit köprü restorasyonlarında çok önerilmemektedir. Konvansiyonel porselenlerden %25 daha sert bir özellik sergiler (153).

Tam porselen restorasyonlar için kullanılan kor materyalleri:

Lityum Disilikat, IPS Empress II sistemi için kor materyali olarak kullanılır. Yapılan testlerde esneme dayanıklılığı yaklaşık olarak 300-400 MPa'dır. Bu şekilde hazırlanan restorasyonlar, çiğneme kuvvetlerinin daha düşük olması nedeniyle kesici dişlerden 2. premolara kadar uygulanabilmektedir (155).

Cam İnfiltrat Alumina, yüksek ısıda sinterize olabilen alumina cam infiltrat kopingleri kullanılmaktadır. Üç üniteli anterior sabit parsiyel protez yapımı için

üretileen ilk restoratif sistemdir. Materyalin esneme dayanıklılığı 236 ile 600 MPa'dır (156-158).

Yoğun Sinterize Yüksek Saflıkta Aluminyum Oksit, Procera sistemi kor materyali olarak, yoğun sinterize yüksek saflıkta alüminyum oksiti kullanmaktadır. Esneme dayanıklılığı 487 ile 699 MPa arasındır (158).

%35 Parsiyel Stabilize Zirkonya ile Cam İnfiltre Alumina, In-Ceram Zirkonya sistemi bu kor materyalini kullanmaktadır. Esneme dayanıklılığı 421 ile 800 MPa arasındadır (154,158). Yapılan bir çalışmada In-Ceram Zirkonya altyapının, metal alt yapı kadar opak olduğunun rapor edilmesi sonucu sabit protez yapımında In-Ceram Zirkonyanın kullanılması önerilmemektedir (157).

Zirkonyum Dioksit(ZrO_2), Zirkonya esaslı materyaller üstün mekanik ve biyolojik özelliklerinden ötürü ilk olarak ortopedik uygulamalarda kullanılmıştır (128,159). Zirkonya porselenler diş hekimliğinde post-core sistemleri, implant abutmenti, ortodontik braketler ve günümüzde kuron köprü sistemlerinde altyapı materyali olarak kullanılmaktadır (160,161).

Zirkonyum oksit (Cercon) dental materyallerin neredeyse bütün avantajlarını bir materyalde toplamıştır. Cercon sisteminde sinterlenmemiş zirkonyum oksit kullanılmaktadır. Sistemin Y-TZP kristalinden oluşan 12 mm, 30 mm, 38 mm ve 47 mm' lik prefabrike blokları (Cercon Base), beyaz ve renkli olmak üzere iki çeşittir. Aşındırma ünitesinde (Cercon Brain) yarı sinterlenmiş zirkonyum blok üzerinde önce kaba daha sonra hassas aşındırma işlemi yapılır. Cercon base 12'lik blok, ~30 dakikada, Cercon base 30'luk blok, ~60 dakikada, Cercon base 38'lik blok ~75 dakikada ve Cercon base 47'lik blok üzerine kazınan en uzun boydaki modelaja ait tarama ve şekillendirme işlemi yaklaşık olarak 140 dakikada gerçekleşmektedir. Aşındırılan zirkonyum oksit blok, hacimce olması gerektiğinden %30 oranında daha büyüktür. Sonrasında yapılan sistemin sinterleme fırınında (Cercon Heat) sinterleme işlemi ile hacimce küçülme sağlanarak zirkonyum altyapıya gerçek boyutu ve sertliği kazandırılır. Zirkonyum oksidin bu özelliği ile elde ettiği bükülme direnci değeri,

alaşımlar için alt değer olan 450 MPa sınırının iki katıdır. Bu mükemmel dayanıklılık ve elastisite değerleri üst yapıların oldukça hassas bir şekilde yapılabilmesine imkan vermektedir. Ayrıca bu materyal, metal alaşımların özelliği olan statik yükleri içermediği için plak akümüasyonu kuvveti ve retansiyonu olan, optimal giriş yoluna sahip üst yapılara imkan vermektedir. Zirkonyum oksit seramikten yapılan restorasyonların uzun dönem takip sonuçları henüz bildirilmemiş olmasına rağmen yaklaşık 2 yıllık takipte hastalarda herhangi bir komplikasyon ortaya çıkmadığı bildirilmiştir. Buna ek olarak zirkonyum oksit seramik medikal teknolojide kendisini kanıtlamış bir materyaldir (134,161,162).

Zirkonyum Altyapı:

Zirkonyum dioksit porselenler diş hekimliğinde posterior sabit protezlerin yapımında kullanılabilmektedir. Bu altyapılar, Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacturing (CAD/CAM) sistemi aracılığı ile ZrO_2 bloklar kullanılarak üretilir. Bu bloklar üç aşama halindedir; green stage, presinterlenmiş blok ve tam sinterlenmiş blok. Green stage bloklar porselen tozlarının özel bağlayıcılar kullanılarak ısı uygulanmadan preslenmesi ile elde edilmektedir. Bu bloklar tebeşir kadar yumuşaktır. Karbid frez kullanılarak suya ihtiyaç duyulmaksızın yapılır. Sinterlenme sonrasında materyal %25 oranında büzülme göstermektedir (125,138,163). Presinterlenmiş bloklar ön ısıtma yöntemi ile elde edilmektedir. Su altında karbid frezler kullanılarak yapılır. Sinterleme büzülmesi göstermemektedirler (164,165). Green stage ve presinterlenmiş bloklar %20-25 oranında büyütülerek oluşturulmaktadır (125). Bu blokların aşındırılması tam sinterlenmiş bloklara göre daha hızlıdır ve frezlerin aşınması daha az olur. Daha sonra bu altyapılar özel bir fırında sinterlenerek son boyutuna ulaşır. Buna ek olarak green stage zirkonyaya bazı oksitlerin eklenmesiyle birlikte çeşitli renkler elde edilebilir (125,163). Tam sinterlenmiş blokların işlenmesi, green stage zirkonya bloklara göre çok daha zor ve zaman alıcıdır. Frezlerin kısa sürede aşınması ve zaman alıcı olması nedeniyle pahalıdır. Bu nedenle green stage ya da presinterlenmiş blokların kullanılması çok daha avantajlıdır (125,164).

2.10. Sabit Parsiyel Protezleri Etkileyen Posterior Kuvvetler:

Dental restorasyonlar çiğneme ve yutkunma esnasında çeşitli ağız içi kuvvetlere maruz kalmaktadır. Fonksiyonel olan çiğneme kuvvetleri 2-100 N aralığında düşük kuvvetlerdir (125,166,167). Posterior bölgede stomatognatik sistemin oluşturduğu maksimum ısırma kuvveti birinci molar diş için 300-800 N arasındadır. Çiğneme disfonksiyonlu hastalarda çiğneme kuvvetleri düşük görülmekle birlikte bruksizm hastalarında çiğneme kuvveti 6 kat artabilmektedir (125,166,168). Yapılmış olan bir çalışmada maksimum çiğneme kuvveti erkeklerde ortalama 545,7 N, kadınlarda ise 383,6 N olarak bulunmuştur (169). Başka bir çalışmada ise erkekler için çiğneme kuvveti posterior bölgede 800 N, bayanlarda ise 650 N kadardır. Yaşın ilerlemesiyle kuvvetlerde azalma meydana gelmektedir (170). Tek kuron ile restore edilmiş veya implant destekli sabit bölümlü dişsizliği olan hastalarla, doğal tam dişli kişiler üzerinde yapılan başka bir çalışmada, maksimum oklüzal kuvvet değerleri doğal tam dişli kişilerin ikinci premolar bölgelerinde 450 N (~45 kgF), implant destekli sabit protez kullanan hastaların birinci premolar ve molar bölgelerinde 200 N (~20 kgF), ikinci molar bölgelerinde ise 300 N (~30 kgF) olarak kaydedilmiştir (94,171).

2.11. Bölümlü Dişsizlik Durumunda Uygulanabilecek Sabit Parsiyel Protez Seçenekleri:

Kennedy Sınıf I ve II dişsizliklerin tedavisinde kullanılabilecek hareketli parsiyel protezler; dişsiz alandaki yumuşak mukozanın sıkıştırılabilirliği nedeniyle oklüzal yükler altında bir takım hareketlenmelere sebep olmaktadır. Bu dikey hareketler her zaman kontrol edilemediği için rahatsızlık hissi oluşturabilir. Aynı zamanda hasta ağızında kroşe, ana bağlayıcı gibi protez elemanlarının bulunuyor olması fonksiyonel ve estetik açıdan bir takım sıkıntılara neden olur. Bundan dolayı hareketli protezlerle karşılaştırıldığında; implant, diş ya da diş-implant desteğinin birlikte kullanıldığı sabit parsiyel protezler çiğneme, yaşam kalitesi ve oral rehabilitasyon açısından çok daha başarılıdır (125,172).

2.11.1. İmplant Destekli Sabit Parsiyel Protezler

İmplant-üstü sabit protezler; tek kuron, implant-implant veya implant-diş destekli olabilirler. Dişsiz bölgelerin dental implantlar ile restorasyonu uzun

zamandır uygulanan güvenilir bir tedavi yöntemidir. Uzun dönemli takip çalışmalarında yüksek başarı oranları görülmüştür. İmplant destekli sabit parsiyel protezler üzerine yapılmış olan bir çalışmada; 5 yıllık takip sonucunda konvansiyonel diş destekli sabit parsiyel protezlerdeki başarı oranı %93.8, implant destekli sabit parsiyel protezler için %95.2, diş-implant destekli sabit parsiyel protezler için ise %95.5 bulunmuştur. Buna ek olarak, 10 yıllık takip sonucunda konvansiyonel sabit parsiyel protezler için başarı oranı %89.2, implant destekli sabit parsiyel protezlerdeki başarı oranı ise %86.7 bulunmuştur (125,173,174). Şimdiye kadar yapılmış olan araştırmalar ve uzun dönemli takip çalışmaları tümüyle implant destekli restorasyonların başarılı bir tedavi olduğunu göstermektedir.

2.11.2. Diş Destekli Sabit Parsiyel Protezler

5 yıllık klinik takipte zirkonyum altyapılı restorasyonların klinik başarısı % 97,8 olarak bulunmuştur (175). Yapılan başka bir çalışmada ise 35 aylık dönemde veneer fraktürü %15,2 oranında saptanmıştır (176). Diğer bir çalışmada ise bu oran 37 aylık bir dönemde %13'tür (177). Zirkonyum materyalinin dental kullanım ve özellikle sabit parsiyel protez yapımı için biyolojik, mekanik ve klinik çalışmalar doğrultusunda uygun ve tolere edilebilir bir materyal olduğu görülmüştür (125,178).

2.12. Kuvvet Analiz Yöntemleri

Cisimlerin üzerine gelen kuvvetlerin nerelerde yoğunlaştığını görmek ve uygulamalar esnasında o cismin daha dayanıklı olabilmesi için şeklinin nasıl olması gerekliliğini önceden saptayabilmek amacıyla çeşitli kuvvet analizleri yapılır (180,181).

Diş hekimliğinde kullanılan stres dağılımı saptama yöntemleri:

1. Gerilim ölçer (strain gauge) analiz yöntemi,
2. Fotoelastik analiz yöntemi,
3. Halografik interferometre analiz yöntemi,
4. Kırılğan vernikle kaplama yöntemi,
5. Termografik Kuvvet Analizi;
6. Radyoteleometri,
7. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemidir (180-182).

2.12.1. Gerilim ölçer (strain gauge) analiz yöntemi:

Gerilim ölçer, yük altındaki yapıların bünyesinde oluşmakta olan doğrusal şekil değişikliklerinin saptanmasında kullanılan bir alettir. Bunların mekanik, mekanik-optik, optik, elektrik, akustik, ve elektronik bünyeye sahip çok farklı çeşitleri ve bu farklı çeşitlerin de çok değişik uygulamaları vardır. Kuvvet uygulandığında gerilim ölçer sadece uygulanan noktaların basınç miktarını gösterir (180,182).

2.12.2 Fotoelastik analiz yöntemi:

Bu yöntemde, karışık yapılar içinde oluşan mekanik iç baskı ve stresler gözle görülebilir ışık taslakları haline dönüşmektedir. Yani fotoelastik yöntem, saydam cisimler içinden geçmekte olan polarize ışığın çift kırılması olayına dayanan optik bir olaydır. Polarize ışık hüzmesi, yüklenmiş bir materyalden geçtiğinde maddeyi farklı hızlarda kateden dikey titreşimlere dönüşmektedir. Bu faz farkı Polariskop cihazıyla gözlenir (183).

Fotoelastik analiz yönteminin üç temel tekniği bulunmaktadır;

A. Fotoelastik kaplama tekniği: Kuvvet analizi yapılacak cisime model üzerine yumuşak, kırılma özelliği gösteren plastik levhalar yapıştırılır ve daha sonra kuvvet uygulanır. Oluşan kuvvet çizgileri ise Polariskopta incelenir (182,183).

B. İki boyutlu fotoelastik analiz tekniği: Şayet kuvvet analizi istenen cisim iki boyutlu veya düzlemsel ise 3-5 mm'lik kalınlığa sahip fotoelastik maddelerden oluşan levhalardan o cismin modeli hazırlanır ve cisim Polariskop üzerindeyken yükleme yapıp incelenir (182,183).

C. Üç boyutlu fotoelastik analiz tekniği: Bu teknikte ise incelenecek cismin fotoelastik özelliği olan bir maddeden üç boyutlu bir modeli yapılır. Bu model özel koşullar altında yüklendikten sonra oluşan gerinimler dondurulur. Daha sonra kesitler alınır ve sonra Polariskopta incelenerek fotoğrafları çekilir (182,183).

2.12.3. Halografik İnterferometre Analiz Yöntemi:

Hologram, cisimlerin üç boyutlu görüntüsünü elde etmek için kullanılan ve bir koharent ışık kaynağından çıkan iki ışının karşılıklı etkisiyle oluşturduğu

mikroskopik girişim saçaklarının kaydedilmesi işlemidir. Kayıt esnasında koharent ışık kaynağı olarak ise lazer kullanılır (182,183).

2.12.4. Kırılğan vernikle kaplama yöntemi:

Bu yöntemde analizi yapılacak modelin üzerine özel bir vernik sürüldükten sonra fırınlanıp yüklenmesi sağlanır. Kuvvetlerin yoğun olduğu bölgede izlenen çatlaklar, kuvvet hatlarının doğrultusunu göstermektedir (182,183).

2.12.5. Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi:

Sonlu elemanlar analiz yönteminin temeli, biyomekanik sistemin gerçeğe uygun matematiksel modelini çıkartıp bilgisayar ile bu modelin çözümlenmesi, sürekli ortamların daha küçük parçalara ayrılarak analitik şekilde modellenmesi ve böylelikle oluşan parçalar veya elemanlar ile ifade edilmesi esasına dayanmaktadır (184,185). Bu yöntem ilk defa 1956 yılında havacılık ve uzay endüstrisinde yapısal problemlerin çözümü için geliştirilmiş olup özellikle otomotiv, uçak ve inşaat endüstrileri alanlarında yaygın olarak kullanılan sonlu elemanlar analiz yöntemi, analizi çok pahalı deneysel araç ve yöntemler gerektiren birçok malzemenin kolayca incelenmesine olanak sağlar. Günümüzde statik analizlerin yapılmasında, akışkanlar mekaniğinde, ısı transferinin incelenmesinde, elektromanyetik analizlerin yapılması gibi birçok alanda kullanılmaktadır. Dental materyaller gibi oldukça karmaşık geometriye sahip materyallerin analizlerini yapmak oldukça zordur. Sonlu elemanlar analiz yöntemi, karmaşık geometriye sahip materyallerin kolaylıkla analizinin yapılmasına olanak sağlayan bir yöntemdir. 1960'ların sonunda Ledney ve Huang'ın bir diş modelini matematiksel olarak oluşturması ile kullanılmaya başlanan sonlu elemanlar stres analiz yöntemi, Farah ve ark. yaptıkları çalışmalarla 1970'li yıllarda diş hekimliğindeki yerini almaya başlamıştır (181,185). Post kor restorasyonların sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle incelenmesi ise ilk olarak 1981'de Davy ve ark. tarafından gerçekleştirilmiştir (185,186). Sonlu elemanlar metodu sayısal bir metottur. Bu metot kompleks geometrilerin analizinde çok önemlidir. Bu yöntemle incelenen bir yapının bir, iki veya üç boyutlu analizi yapılabilmektedir.

Sonlu elemanlar analiz yöntemi karmaşık bir mekanik sorunun çözümünde rahatlıkla kullanılan bir teknik olup, incelenecek olan bölgeyi küçük ve basit alanlara

(elemanlara) ayırarak incelemenin daha kolay olmasına imkan veren ve çözümü bu küçük parçalar içerisinde sağlayabilen matematiksel bir analizdir. Kısacası sonlu elemanlar analizi “parçadan bütüne gitme” prensibine dayanır. Değişik şekillerdeki yapılar modellendikten sonra birbirlerine düğüm noktalarında birleşen daha basit geometrik şekillere veya elemanlara bölünür. Kuvvet dağılımı, her eleman için ayrı ayrı bulunacağı için, daha hassas bir analiz yapabilmek için eleman sayısı çoğaltılmalıdır (181,185,187).

Modeldeki stres ve yer değiştirmeyi matematiksel olarak elde edebilmek için bazı bilgiler gereklidir (181,185). Bunlar:

1. Düğüm noktalarının, elemanlarının toplam sayısı,
2. Her bir düğüm noktası ve elemanı belirlemek için numaralandırma sistemi,
3. Her bir eleman ile ilgili olarak materyalin elastisite modülü ve poisson oranı,
4. Her bir düğüm noktasının sahip olduğu koordinatları,
5. Sınır şartları tipi,
6. Dış düğümlere uygulanan kuvvetlerin değerlendirilmesi olarak belirtilir.

İki boyutlu sonlu elemanlar analizi uygulama kolaylığından ötürü diş hekimliğinde pek çok çalışmada kullanılmaktadır (188,189). İki boyutlu modelin kullanımıyla birlikte diş yapısındaki en ince tabakaların daha iyi modellenmesinde başarılı olduğu belirtilmiştir. Ancak iki boyutlu sonlu elemanlar modelinin yetersiz kaldığı durumlar da söz konusudur. Diş yapısı oldukça asimetric ve karmaşıktır. Aynı zamanda diş yapısındaki farklı materyallerin dağılımı da herhangi bir simetri göstermemektedir. Bundan dolayı güvenilir bir analiz için gerçek boyutları yansıtan üç boyutlu bir model kullanılması tercih edilmelidir. Üç boyutlu sonlu eleman analiz yöntemi, iki boyutlu sonlu eleman analiz yöntemine göre kompleks yapıların simülasyonu için daha uygun bir yöntemdir (186-189). Bu yöntem, diş hekimliğinde kullanılan birçok araştırma metoduna göre çok fazla mühendislik bilgisi gerektirmektedir. Üç boyutlu sonlu eleman analiz yönteminde kullanılacak olan modelin biyolojik bir yapı, düzensiz köşeler ve farklı materyalleri içermesi

durumunda oluşturulması oldukça zordur. Karmaşık bir yapının incelenmesinde, iki boyutlu sonlu elemanlar yöntemi ile üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi arasındaki seçim; analizin yapılacağı yapının geometrik karmaşıklığı, gereken analiz yöntemi ve bulguların kabul edilebilmesi gibi birçok faktöre bağlıdır (190-192).

Sonlu elemanlar stres analizde, lineer veya non-lineer sistemlere uygulanabilir. Lineer sistemler daha basit sistemlerdir ve plastik deformasyon hesaba katılmaz. Non-lineer sistemlerde plastik deformasyon ve çoğu zaman materyalin kırılması da test edilebilir (193). Bütün cisimler belirli bir kuvvet sınırından sonra elastik deformasyondan plastik deformasyona geçerek şekil değiştirirler. Bundan dolayı lineer sonlu elemanlar stres analiz yönteminin plastik deformasyonları göstermemesi ilk anda bir dezavantaj olarak görülebilir. Ancak proprioseptif refleks, dış ve çevre dokuları plastik deformasyona neden olabilecek kuvvetlerin bir defada oluşmasını engeller. Bu nedenle dış hekimliğinde yapılan araştırmalarda kullanılan kuvvetler genelde elastik deformasyon sınırları içindedir. Non-lineer Sonlu elemanlar stres analizde ise lineer statik modelle çözilemeyen gerçekçi durumlardaki stres ve gerinimleri araştırmak için gittikçe daha güçlü bir yaklaşım haline gelmektedir (194,195).

Teknolojinin gelişmesi ile doğru orantılı olarak ileri işlemci yeteneğine sahip bilgisayarların gelişmesine paralel olarak sonlu elemanlar teknolojisi ve bu teknoloji ile kullanılan yazılımların da gelişmesine neden olmuştur. Bugün kullanılan sonlu elemanlar analiz programları temelde benzetmekle birlikte fonksiyon açısından birbirlerine üstünlükleri vardır. Dış hekimliğinde sonlu elemanlar analizlerinde sık kullanılan programlar ALGOR, ABAQUS, ADINA, ANSYS, COMSOL, FEMPRO, FEMTOOLS, I-DEAS, MARC, NASTRAN, PAFEC 75, PATRAN, PROENGINEER, SOLIDWORKS, SAP 80, SAP2000, STRAND7, VISUALFEA, ZEBULON, SAP 86, SAP 90 gibi yazılımlardır. Bu programların yardımı ile gerilme, şekil değiştirme ve yer değiştirme miktarları sayısal değerlerle ifade edilebilmekte ve elde edilen verilerin kolayca anlaşılıp, yorumlanabilmesi için renkli görüntüler alınabilmektedir. Programın hazırlamış olduğu renk cetvelleri ile gelen kuvvetlerin değerlendirilmesi rahatlıkla yapılabilmektedir (192,195).

Sonlu Elemanlar Analiz Yönteminin Avantajları

1. Düzgün geometri göstermeyen katılar ve farklı malzeme özelliklerine sahip karmaşık yapılarla kolaylıkla uyumlanabilir olması,
2. Gerçek yapıya çok daha yakın bir model hazırlanabiliyor olması,
3. İstenilen sayıda malzeme kullanılarak, yapay bir model materyali veya malzeme kullanılmaksızın, oluşturulacak yapının matematiksel özellikleriyle mümkün olan en iyi şekilde elde edilebilir olması,
4. Stresler, gerinimler ve yer değiştirmelerin oldukça duyarlı bir şekilde elde edilebilir olması.
5. Sınır şartları oldukça kolay uygulanır.
6. Sonlu eleman stres analiz yöntemi karmaşık yapılarda ve problemlerde sebep-sonuç ilişkilerini hesaplamak için çok etkin bir şekilde kullanılabilir. Analitik ve deneysel metotlardan çok daha hassas sonuçlar vermektedir (187,192,194,195).

Sonlu Elemanlar Analiz Yönteminin Dezavantajları

1. Benzeşim modeli elde edilmiş yapıların izotropik, homojenik ve doğrusal elastisite gibi malzeme özellikleri ile ilgili varsayımlar, genellikle yapının tam bir temsili örneği değildir ve modellenen yapılar gerçekte olduğundan çok daha fazla dinamik yükler altındadır. Yapıların analizi bu yöntemle dinamik açıdan da ele alınabilmektedir, ancak işlemler daha uzun ve daha karmaşık bir hal alabilir.
2. Yöntemin geçerli olabilmesi ve yapılan araştırmanın doğruluğu için, malzemenin özellikleri, geometrisi modellenen gerçek sistemin yüklenmesi gibi bazı temel özelliklerin doğru verilmesi tamamen araştırmacının sorumluluğuna dayandığı için çok detaylı bilgi aktarımını gerektirir.
3. Analizlerin yapılabilmesi için gerekli olan donanımına sahip bilgisayar ve software programlarının maliyet ücretleri fazladır.

4. Gelişen teknolojiyle doğru orantılı olarak mevcut olan software programlarının düzenli olarak güncellenmesi gerekmektedir (187,192,194,195).

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin uygulanmasındaki temel aşamalar sırasıyla şunlardır (187,192,195):

1. Yapının modellenmesi ve elemanlara bölünmesi
2. Analiz verilerinin yüklenmesi
- 3-Analizin çözümlenmesi
4. Sonlu eleman stres analiz yönteminde sonuçların değerlendirilmesi

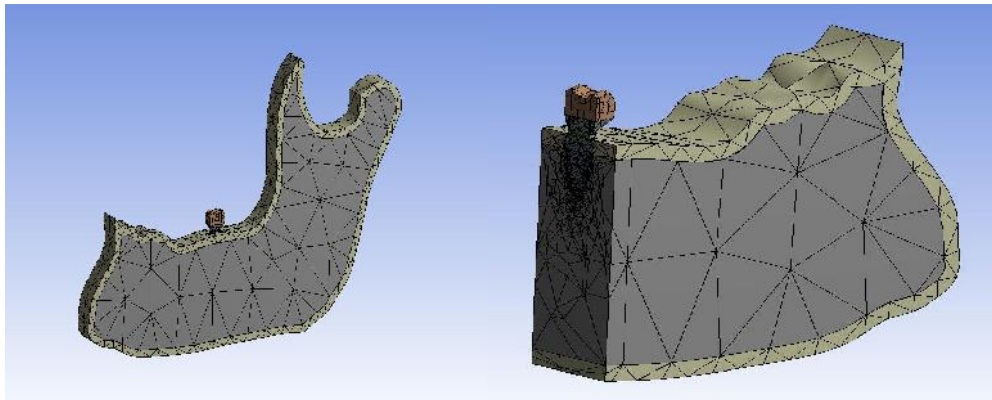
2.12.5.1. Yapının Modellenmesi ve Elemanlara Bölünmesi (Preprocessing)

Öncelikle analizde kullanılacak tüm yapılar bilgisayar ortamına aktarılarak bir geometrik model oluşturulur. Geometrik modeller bilgisayar destekli tasarım programları kullanılarak elde edilir ve karmaşık yapıların modellenmesinde, en sık kullanılan yöntemler şunlardır (195-197);

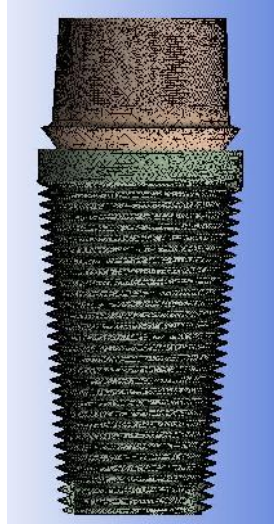
1. MR ve CT görüntülerinin bilgisayar ortamına aktarılarak modelin oluşturulması
2. Üç boyutlu lazer tarayıcılarla veya koordinat belirleme cihazlarıyla elde edilen nokta ve yüzey verilerinden model oluşturulması.

Bu yöntemlerin kullanılmasında karşılaşılabilecek olan en basit problem MR ve CT görüntüleme sistemleri ile sonlu eleman stres analiz yönteminde kullanılacak olan katı modelin oluşturulmasında kullanılan CAD (computer aided design) programları arasında uyumsuzluk ve koordinat belirleme cihazlarıyla sayısallaştırılan nokta veya yüzey verilerinin üç boyutlu katı model haline getirilmesi için kullanılacak yazılım yetersiz kalmaktadır. Bu nedenle, bu analiz yönteminin kullanıldığı durumlarda, katı model üzerinde gerekli düzenlemeler yapılarak modeller elde edilmelidir (195-197).

Katı modelin oluşturulması için gerekli olan yöntemlerden birinin kullanılıp, bilgisayar ortamında CAD programı vasıtasıyla modelin oluşturulması ile ilk aşama gerçekleştirilir. Hazırlanan geometrik model mümkün olduğunca fazla sayıda elemana bölünür. Eleman sayısı ne kadar çok olursa analizde gerçeğe o kadar yakın sonuçlar elde edilebilir. Elemanlar tek boyutlu, iki boyutlu veya üç boyutlu ve değişik şekillerde olabilirler. Gerekli olan programların kullanılması sonrasında, analizi yapılacak olan yapı; boyutuna ve geometrisine uygun olarak elemanlara bölünerek bir ağ yapıya (mesh) dönüştürülür. Elemanların birbirlerine bağlandıkları noktalara düğüm (node), “matematiksel model” denilen tüm yapıya ise ağ (mesh) denmektedir (Şekil 3,4,5). Düğüm noktaları genellikle elemanların birbirlerine bağlandıkları yerler olan eleman sınırlarında bulunmaktadır. Model ağını oluşturan elemanlar sanal stresler altında gerilme ve şekil değiştirmelerini bağlı bulundukları diğer elemanlara aktararak onların da etkilenmelerine sebep olurlar. Düğüm noktalarının oluşturulması ile sınır koşulları (boundary conditions) oluşturulur. Sınır koşulları, streslerin ve deplasman hareketlerinin sınır ifadelerini kapsar. Cismin nereden sabitlendiğini ve kuvvetlerin nereden uygulandığını gösterir. Analizin yapılacağı cismin hangi bölgesinden kuvvet uygulanacağına göre sınır şartları belirlenir. Düğüm noktaları, birbirleriyle köşe noktalardan birleşebilen eşit büyüklükteki sonlu sayıdaki elemanlara bölünmüştür. Eleman sayısının artması, sonucun gerçeğe daha yakın olmasına imkan verirken, hata ihtimalini de arttırmaktadır (196-199).



Şekil 3) Elemanlara ayrılmış kemik modeli Şekil 4) Elemanlara ayrılmış kemik-implant modeli(kesit)



Şekil 5) Mesh' lenmiş (ağ) implant modeli

Sonlu elemanlar modeli gerçek bir objenin matematiksel modeli olduğundan doğal davranışın tüm detaylarının aktarılması mümkün olmayabilir. Ancak model bilgisayar ortamında olduğu için değişkenler ve yükleme koşulları istenildiği gibi değiştirilebilir. Bu nedenle iyi oluşturulmuş bir matematiksel model, yapılacak analiz için çok değerli bir araçtır (149,195,196).

2.12.5.2. Analiz Verilerinin Yükleneşi

Bu aşamada modellemesi yapılan elemanların materyal özellikleri, yükleme koşulları ve sınır şartları programa yüklenir. Mekanik özelliklerin belirlenmesinde elastisite modülü (Young's Modülü) ve poisson oranları kullanılır (Tablo 1). Gereken minimum materyal özellikleri poisson oranı ve young modülü iken inceleme konusuna göre genişleme katsayısı, sürtünme katsayısı, termal iletkenlik gibi değerler de kullanılabilir. Oluşturulan modelin belirli düğüm noktalarından sabitlenmesiyle sağlanan yer değiştirme kısıtlamaları ve yükleme koşulları sınır şartlarını oluşturmaktadır. Modeldeki her eleman, analizi planlanan ana modelin bütün özelliklerine sahip olduğu için bu elemanların yüklemeler altında göstermiş oldukları tepkiler yapının bütünlüğünü taklit eder. Yüklemeler altında elde edilen veriler depolanır (149,193).

Materyal	Elastisite Modülü	Poisson Oranı	Kaynak
Kortikal Kemik	13,7 GPa	0,30	94,167
Spongioz Kemik	1,10 GPa	0,30	94,167
Titanyum İmplant ve Abutment	114 GPa	0,34	94,167
Zirkonyum	210 GPa	0,33	175
Feldspatik Porselen	82,8 GPa	0,35	26,94
Polikarboksilat Siman	5 GPa	0,35	94,204

Tablo1. Çalışmada kullanılan materyallerin Elastik modülleri ve Poisson oranları

2.12.5.3. Analizin Çözümlemesi (Postprocessing)

Sonlu eleman analiz yönteminde, her bir alt yapının çözümlemesi; yapı bütünlüğünün çözümlemesi ile sonuçlar elde edilir. Farklı yükleme koşulları altında yapılan analizler neticesinde farklı değişkenlere ilişkin veriler elde edilebilir. Bu veriler, asal gerilimler (principal stresses), eksensel gerilimler (axial stresses), yer değiştirme değerleri (displacements), deformasyon değerleri veya eşdeğer gerilimler (equivalent stresses) dir (185,187,200). Veriler değerlendirilirken analizi yapılan materyalin mekanik özellikleri göz önüne alınıp ona göre değerlendirilmede kullanılacak olan analiz yöntemi seçilir. Analiz sonuçlarının değerlendirilmesinde; kırılğan materyaller (kemik, greft materyalleri, porselenler) için asal gerilim (principal stresses) değerleri, metaller gibi çekilebilir materyaller için von Misses stres (equivalent stresses) değerleri kullanılabilir. Asal gerilim değerleri için elde edilecek olan, en yüksek değer (maximum principal stress) modelde oluşan gerilme çekme tip gerilimi; en düşük asal gerilim (minimum principal stress) ise modelde oluşan sıkışma tip gerilimi ifade eder. Ayrıca von Misses değerleri ile tüm yapıda oluşan stres değerleri hakkında bilgi elde edilebilir (185,187,196,200).

2.12.5.4. Sonlu Eleman Stres Analiz Yönteminde Sonuçların Değerlendirilmesi

Her elemanın iç çözümlemesinden tüm yapının çözümlemesine bilgisayar programları yardımıyla ulaşılır. Analiz sonucunda elde edilen stres değerleri matematiksel hesaplamalar sonucunda edilmektedir ve bu değerlerin varyansı bulunmamaktadır. Bu nedenle bu değerlerin istatistiksel analizi yapılamamaktadır. Sonuçlar dikkatli bir şekilde incelenerek yorumlanır. Sonlu elemanlar stres analizi yönteminde stresin sayısal değeri doğru olmayabilir ama stresin hangi bölgede ve ne kadar oluşacağı sorusuna cevap bulunabilmektedir (187,195, 201). Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin diş hekimliğindeki uygulamaları aşağıdaki şekilde sınıflandırılabilir (195,201,202):

Dental materyaller

- Diş sert dokusu (mine, dentin, sement)
- Amalgam
- Cam, seramik ve porselen
- Metaller ve metal sistemleri
- Kompozit rezin ve simanlar
- Diğerleri

Oral ve maksillofasiyal cerrahi

- Mandibula, Maksilla
- Periodontal ligament, alveolar kemik
- Temporomandibular eklem
- Diğerleri

Ortodonti, diş hareketleri, ortodontik apareyler

Kök kanalları, endodontik tedaviler

Dental restorasyonlar

- Dolgular
- Kuron-köprüler
- Tam ve parsiyel protezler
- Dental implantlar

2.13. Konuyla İlgili Temel Kavramlar;

2.13.1. Stres (Gerilim) : Bir cisme bir kuvvet etki ettiğinde, dışarıdan gelen kuvvete karşı bir direnç gelişmektedir. Bu kuvvete içeriden bir tepki olarak oluşan stres, dışarıdan gelen kuvvetle eşit şiddette ama zıt yöndedir. Hem uygulanan kuvvet, hem de içeriden gelen direnç cismin tüm alanı üzerine dağılmaktadır. Bu durumda bir yapının içindeki stres; birim alana uygulanan kuvvet olarak tanımlanır (113,118,203).

$$\text{Stres} = \text{Kuvvet} / \text{Alan}$$

2.13.2. Strain (Gerinim): Gerinim, gerilim uygulandığı zaman, cismin her biriminde meydana gelen birim uzunluktaki değişim şeklinde tanımlanmaktadır. Bir yapıda bir yük stres oluşturduğunda, bu yük aynı zamanda gerinim de oluşturmaktadır. Stres ve gerinim atomlarla ilişkilidir. Atomların arasında yer değiştirmeye karşı koyan kuvvetler stres iken, atomların yer değiştirme derecesi ise strain(gerinim) olarak adlandırılır. Fakat strainin ölçü birimi yoktur. Stres ve strain birbirinden tamamen farklı niceliklerdir. Stres, büyüklüğü ve yönü olan bir kuvvet iken; strain ise bir kuvvet değil, sadece bir büyüklüktür (113,118,203).

$$\text{Strain} = \text{Şekil değişikliği} / \text{Orijinal uzunluk}$$

2.13.3. Stres ve Strain Tipleri:

Bir cisme herhangi bir açı yada yönden bir kuvvet gelebilir ve çoğu zaman bunlar bir araya gelerek yapının içerisinde karmaşık stresleri oluşturabilirler. Stresler; çekme (tensile), basma, (compression) ve makaslama (shear) şeklinde üç temel tipe ayrılabilir.

1. Çekme stresi; bir yapıyı uzatmaya çalışan yüke karşı oluşan stres olarak tanımlanır. Çekme stresi, mutlaka çekme straini ile birlikte.

2. Basma stresi; bir yapıyı sıkıştırmaya çalışan yüke karşı oluşan stres olarak tanımlanır. Basma stresi, mutlaka basma straini ile birlikte.

3. Makaslama stresi; bir yapının bir kısmı diğer kısmına paralel olarak kaydırılarak döndürüldüğü, büküldüğü yada deforme edildiğinde ortaya çıkan stres olarak tanımlanır. Makaslama stresi, mutlaka makaslama straini ile birlikte oluşur (113,118,203).

Uygulanan kuvvetler sonucu oluşan stresler iki ana grupta toplanır: Normal stresler (çekme ve basma stresleri) ve makaslama stresleri. Normal stresler “ σ ” sembolü ile ve makaslama stresleri de “ τ ” sembolü ile gösterilmektedir. Üç boyutlu bir stres elemanının x,y,z düzlemlerine, bir normal, iki tane de makaslama stresi etki eder. Makaslama stresleri, $\tau_{xy} = \tau_{yx}$, $\tau_{yz} = \tau_{zy}$, $\tau_{xz} = \tau_{zx}$ şeklinde gösterilir. Bu nedenle; herhangi bir üç boyutlu elemanın stres durumu, tamamen üç normal ve üç makaslama stresi bileşeni ile tanımlanmaktadır (203).

2.13.4. Elastisite Modülü:

Stresin straine oranı olarak tanımlanır. Şu şekilde hesaplanır:

$$\text{Elastisite modülü} = \text{Stres(gerilim)} / \text{Strain(gerinim)}$$

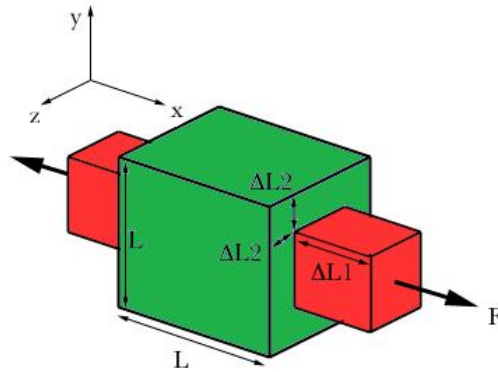
$$E_{[MPa],[psi]} = \frac{\text{stress}}{\text{strain}} \quad \left[\text{Stress} = \frac{F}{A} \quad \text{Strain} = \frac{dL}{L} \right]$$

Şekil 6) Elastisite modülü

Elastisite modülü: Birim uzama ile normal gerilme (çekme ya da basma gerilmesi) arasındaki doğrusal ilişkinin sonucu olup bir birim uzama başına gerilme olarak tanımlanır. Elastisite modülünün birimi N/m^2 dir. Young’s modülü olarak da bilinmektedir ve elastisite modülü artıkça cismin rijiditesi de artar (12,113,203).

2.13.5. Poisson Oranı: Çekme ya da basmadaki yükleme esnasında, yükleme yönünde ve buna dik yönlerde gerinim eş zamanlı olarak oluşur. Elastik sınır içinde yüklemeye dik yöndeki stresin yükleme yönündeki strese oranıdır. Başka bir tanımla uygulanan gerilme yönündeki deformasyonun, gerilmeye dik eksenindeki

deformasyona oranıdır. Poisson oranı (ν) teorik olarak -1 ile 0,5 arasında değişmektedir (12,118).



Şekil 7) Poisson oranı

2.13.6. Asal stres (Principle stress):

Üç boyutlu bir elemanda, en büyük stres değeri, bütün makaslama stres bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşur. Bir eleman bu konumda olduğu zaman, normal streslere Asal stres (Principle Stress) denir. Asal stres; maksimum asal stres, aradaki asal stres (intermediate principle stress), minimum asal stres olmak üzere üçe ayrılır. Bu değerleri sıraya koyacak olursak; $\sigma_1 > \sigma_2 > \sigma_3$ şeklinde bir sıralama olur (203).

σ_1 = Maksimum asal stresi simgeler, en büyük artı değerdir ve en yüksek çekme stresini belirtmektedir.

σ_2 = Minimum asal stresi simgeler, en küçük değerdir ve en yüksek basma stresini belirtmektedir (203).

Analiz sonuçlarındaki artı değerler "çekme", eksi değerler ise "basma" streslerini belirtir. Bir stres elemanında belirgin ölçüde hangi stres tipi daha büyük mutlak değere sahipse, o stres elemanı daha büyük olan stres tipinin etkisi altında demektir (203).

2.13.7. Von Mises Stres:

Von Mises stresi, çekilebilir (ductile) materyaller için, şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanmakta olup ve üç asal stres değeri kullanılarak hesaplanmaktadır. Von Mises stresi, materyal üzerinde oluşan stres dağılımları ve yoğunlaşmaları hakkında bilgi edinmek için kullanılmaktadır (203).

2.13.8. Kaldıraç:

Kuvvet, yük ve dayanak üçlüsünün birbirleri ile olan ilişkisini açıklayacak şekilde kaldıraçlar üçe ayrılmaktadır.

1. Sınıf kaldıraç: Dayanağın ortada, yük ve uygulanan kuvvetin iki uçta olduğu sistemdir.

2. Sınıf kaldıraç: Yük (direnç) ortada, kuvvet ile dayanağın arasında yer alır.

3. Sınıf kaldıraç: Yük ve dayanak iki uçta, uygulanan kuvvet ise ortada yer alır.

Kaldıraç sistemlerinde kuvvetin etkisini açıklayan, mekanik avantaj kavramıdır (204).

2.13.9. Moment:

Bir cismin dönmesi için kuvvete ve kuvvetin uygulandığı noktadan belli bir mesafede yer alan dönme merkezine ihtiyacı vardır. Kuvvetin bu merkez üzerinden uygulanması halinde, yani mesafenin sıfır olması durumunda o cisimde hareket olmaz. Bir başka ifadeyle o cisim denge konumundadır. Bir cismi bir eksen etrafında döndürmeye çalışıldığında, uygulanan kuvvetin dönme eksenine olan uzaklığına bağlı olduğu görülür. Eksene yakın bir noktadan oldukça büyük, eksene uzak bir noktadan ise daha küçük bir kuvvet uygulanması gerekir (204).

Çiğneme hareketi esnasında vertikal ve horizontal kuvvetler oluşur. Ancak oluşan kuvvetler, diş ile temas sağlandıktan sonra o kadar basit olmaz. Kuvvetin yönünün son halini temas yüzeyinin şekli belirler. Kuvvetin miktarı, yönü ve destek kemiğe dağıtılması dişin ve/veya implantın, ve restorasyonun ömrünü belirler. Tüberkül eğimine dik bir kuvvet geldiğinde, kuvvet dişin apikal üçlüsünde bulunan rotasyon merkezine belirli bir mesafeden geçer. Bu mesafe ne kadar uzarsa moment (tork) de o kadar artar (205).

İmplantların yerleştirildiği alveolün ağız içerisindeki konumu, işlevselliği ve yumuşak doku temasları ile ilgili olan kuvvetler düşünüldüğünde devrilme momenti 3 farklı eksenle incelenebilir: Oklüzoapikal, vestibulolingual ve meziodistal.

Oklüzoapikal olarak tanımlanan moment kolu implantın uzun eksenini tanımlar. Bu tanıma göre bu eksenindeki implantın alveol içerisindeki ve dışındaki bölümleri ve aralarındaki oran önem taşımaktadır. Bilinen kaldırıcı yasalarına göre kuvvet kolunun yük koluna oranı bu eksenindeki implanta etkiyen kuvvetlerin implant-kemik ara yüzünde oluşturacağı streslerin miktarını belirler. Bu eksenindeki momentler ve sonuçları, implant üstü protezlerin yapımında, protezin dikey boyutunun saptanması ve uygulanmasında, tek diş eksikliklerinde yapılacak implant üstü restorasyonun boyutunun saptanması ve uygulanmasında çok önemlidir (206).

Oklüzoapikal uygulanan kuvvet aynı zamanda vestibülolingual moment koluna etkimektedir. Bu anlamda vestibülolingual ekseninde de devrilme momentinin etkisi söz konusudur. Bu moment kolundaki etkinin büyüklüğü oklüzal yüzün genişliği ile doğrudan ilişkilidir. Geniş oklüzal tablanın eksenden uzak bölgelerine gelen dikey kuvvetler oklüzal yüzey morfolojisine de bağlı olarak implant üzerinde oblik kuvvet etkisi oluşturur. Eksentrik kuvvetlerin bu etkileri sonucu özellikle implantın alveole girdiği bölgede kemikte gerilme birikimleri oluşur. Gerilme birikimlerinin sonucu olarak alveol kemiğinde gelişen yıkım istenmeyen bir sonuçtur. Çünkü oluşan yıkım ile implantın alveol içindeki bölümü kısalır. Ortaya çıkan kaldırıcı etkisi ile oklüzoapikal ekseninde devrilme moment etkisi yatay kuvvet varlığında artacaktır. Eğik bir yüzeye gelen dik kuvvetin bileşenleri yeni oblik kuvvetlere neden olur (206).

Meziodistal yöndeki kuvvet etkisi, komşu diş temasları ya da implantların birbiri ile bağlanması nedeniyle önemsiz boyutlardadır (206).

Kaldırıcı etkisi çeşitli geometrik şartların sonucunda oluşur. İmplantlara bir kantilever gövde ilave edilmesi ya da implantlarda bukkolingual ofset oluşturulması kaldırıcı etkisine örnek verilebilir. Kaldırıcı etkisine bir örnek de büyük azı bölgesine uygulanan tek diş implantlarda, kuran boyutlarının implant çapından çok daha fazla olmasından dolayı tüm yönlerde oluşan devrilme momentidir (207, 208).

3. MATERYAL METOT

Bu çalışma, Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ile Dicle Üniversitesi Mühendislik Mimarlık Fakültesinde gerçekleştirilmiştir.

Çalışmamızda; 3,7 mm ve 4,7 mm çapında ve 10 mm uzunluğundaki iki farklı çaplı dental implant, dik, 15°, 30° ve 45° dört farklı açıda olmak üzere maksilla ve mandibulaya uygulanarak, toplam 16 adet model elde edildi. Tüm implantlara abutment ve zirkonyum alt yapılı seramik kuron, NextEngine 3D laser tarayıcı (Resim 1) ve Rhinoceros 4.0 yazılım programıyla bilgisayar ortamına aktarıldı. Zirkonyum destekli seramik kuronların belirli noktalarından dik ve oblik yönde kuvvet ayrı ayrı uygulanarak, toplam 32 adet çalışma grubu elde edildi. Uygulanan kuvvetler sonucunda implant, zirkonyum alt yapı ve porselende meydana gelen von Mises gerilme değerlerine; implant çapının, implant yerleştirilme açısının ve kemik tipinin etkisi 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi (FEM) kullanılarak incelendi.

Bu çalışmayı gerçekleştirmek için; 3 boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için Intel Pentium® D CPU 3,00 GHz işlemci, 250gb Hard disk, 3.00 GB RAM donanımlı ve Windows XP Professional Version 2002 Service Pack 3 işletim sistemi olan bilgisayardan, NextEngine (NextEngine, Inc. 401 Wilshire Blvd., Ninth Floor Santa Monica, California 90401) lazer tarayıcısı ile makro çözünürlükte yapılan 3 boyutlu taramadan, Rhinoceros 4.0 (Rhinoceros 4.0, McNeel North America, Seattle, WA, USA) 3 boyutlu modelleme yazılımından ve ANSYS analiz programından yararlanıldı.



Resim 1) NextEngine üç boyutlu lazer tarayıcı

3.1. Sonlu Elemanlar Analizinde Kullanılacak Üç Boyutlu Modellerin Oluşturulması

3.1.1. Kortikal ve Spongioz Kemik Modellenmesi

Kortikal ve spongioz kemik modellenmesinde Rhinoceros 4.0 yazılımı kullanıldı. 3 boyutlu modelleme yapabilen bu yazılım genellikle endüstriyel tasarım, mimari, tekne tasarımı, mücevher tasarımı, otomotiv tasarımı, CAD/CAM, hızlı prototip üretimi, tersine mühendislik ve multimedya tasarımında kullanılmaktadır. Bu yazılım magnetik rezonans ve bilgisayar tomografi de olmak üzere pek çok görüntüleme yöntemi ile elde edilen görüntülerin, bilgisayar ortamında yeniden oluşturulabildiği bir yazılımdır. Yazılım ile yeniden oluşturulan görüntüler üzerinde sadeleştirme ve yeniden biçimlendirme yapılabilmektedir. Bu yazılımdaki ağ örgüsü sadeleştirme araçları ile hafızada az yer kaplayan ve düzgün oranlara sahip elemanlardan oluşan modellemeler yapılabilmektedir.

Öncelikle 30 mm x 20 mm x 10 mm ebatlarında maksilla ve mandibula kemiği modellendi. Elde ettiğimiz modelde, mandibulada 2 mm, maksillada 1 mm kalınlığında kortikal kemik oluşturuldu. Kortikal kemik iç yüzeyi spongioz kemik olarak tanımlandı (Şekil 8,9).



Şekil 8) Üç boyutlu maksilla modeli

Şekil 9) Üç boyutlu mandibula modeli

3.1.2. İmplant ve Abutment Modellenmesi

Çalışmada Zimmer firmasının 2 farklı çapta implantı ve abutmenti kullanıldı. Kullanılan implantlar; 3,7 mm ve 4,7 mm çaplarına ait 10 mm uzunluğundaki implantlardır. Bu 2 adet implant ve abutment Nextengine 3 boyutlu lazer tarayıcısında makro modda 3 boyutlu olarak tarandı. Nextengine (NextEngine, Inc. 401 Wilshire Blvd., Ninth Flor Santa Monica, California, USA) lazer tarayıcısı; sanal ortama geçirilmek istenen fiziksel objeleri 3 boyutlu olarak tarama yapabilen bir lazer tarayıcıdır. Cihazla birlikte sunulan ScanStudio Core programı ile tarama, temizleme, hizalama ve birleştirme gibi işlemler yapılır ve elde edilen 3 boyutlu datanın stl, obj, vrml, ucd formatlarında çıktısı alınabilmektedir. İmplantlar ve abutment taranmasından elde edilen nokta bulutu stl formatında kaydedildi (Şekil 10,11,12). Bu formattaki dosyalar Rhinoceros 4.0 yazılımına aktarıldı. 2 farklı implant; elde edilen mandibula ve maksilla kemik modellerinin mümkün olduğunca tam ortasına dik, 15°, 30° ve 45° dört farklı açıda yerleştirildi. İmplantlar kemiğe % 100 osseointegre kabul edildi.



Şekil 10) Üç boyutlu implant modeli



Şekil 11) Üç boyutlu abutment modeli



Şekil 12) Üç boyutlu implant- abutment modeli

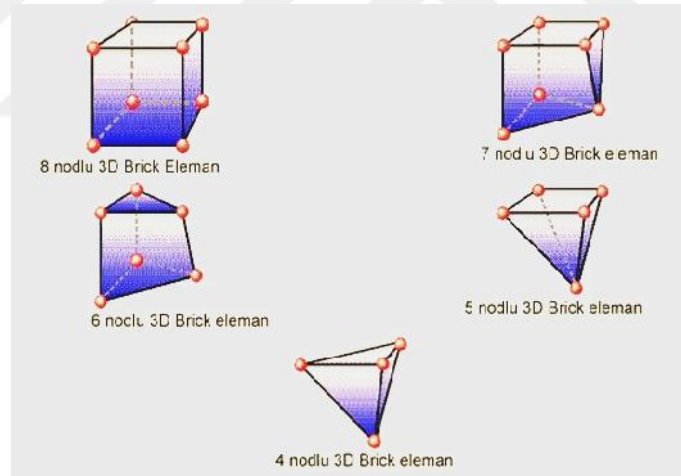
3.1.3. Alt Yapı ve Restorasyon Modellenmesi

Wheeler Diş Anatomisi Atlası'ndan alınan diş boyutları ve görüntüleri Rhinoceros 4.0 yazılımına aktarılarak kuron modeli elde edildi ve altındaki abutment ile uyumlaması yapılarak üst yapı elde edilmiş oldu. İmplant üstü protez tipi olarak zirkonyum destekli porselen restorasyonlar seçildi. Kuron çapı ve uzunluğu, sırasıyla 8 ve 6 mm olarak belirlendi. Zirkon Y-TZP alt yapı (Nobel-Procera, NobelBiocare AB, Goteborg, Sweden) abutmentin üzerine yerleştirildi. Sırasıyla, oklüzal kalınlığı minimum 1 ve maksimum 2 mm olacak şekilde anatomik forma uygun olarak hazırlandı. Zirkonyum alt yapının, minimum 0,8 mm kalınlıkta olması sağlandı. Zirkonyum alt yapının üzerine Feldspatik porselen (Ceramco II, Dentsply, Burlington, NJ) yerleştirildi, Elde edilen zirkonyum destekli seramik restorasyonun abutment ile olan uyumu Rhinoceros 4.0 yazılımı kullanılarak, polikarboksilat siman ile bağlantı kuruldu (Şekil 13).



Şekil 13) Üç boyutlu modellemeler

Rhinoceros 4.0'da yapılan modellemeler, 3 boyutlu koordinatlar korunarak stl formatında ANSYS yazılımına aktarıldı. Burada modeller bricks ve tetrahedra elemanlar şeklinde katı modele çevrildi. Bricks ve tetrahedra katı modelleme sisteminde, ANSYS yazılımı modelde oluşturabildiği kadar 8 nodlu elemanlar (brick tipi) kullanır. Modellerdeki yapıların merkezine yakın bölgelerde gerektiğinde yapının tamamlanabilmesi için 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar kullanıldı. Bu modelleme tekniği sayesinde hesaplamayı kolaylaştırmak üzere mümkün olan en yüksek düğüm noktalı elemanlar ile en yüksek kalitede ağ yapısı oluşturuldu. Çene modellerinde bulunan ve analiz işlemini zorlaştıran dik ve dar bölgeler çizgisel elemanlardan arındırılarak düzenli hale getirildi. Stl formatında düğümlerin koordinat bilgilerinin saklanması sayesinde programlar arasında aktarım yapılırken data kaybı olmamaktadır. Nod elemanları aşağıdaki resimde görüldüğü gibidir (Şekil 14).



Şekil 14) Üç boyutlu modellemeler elde edilmesi için kullanılan Nod elemanları

Çalışmamızda kullanılacak tüm materyallerin (kortikal kemik, spongios kemik, titanyum implant, zirkonyum alt yapı, feldspatik porselen, polikarboksilat siman) elastisite modülleri ve poisson oranları bilgisayar programına girilerek uygun sonuçlar elde edilmesi planlandı. Aşağıdaki tablo ilgili materyallerin elastik modülleri ve poisson oranlarını göstermektedir (Tablo 1).

Materyal	Elastisite Modülü	Poisson Oranı	Kaynak
Kortikal Kemik	13,7 GPa	0,30	94,167
Spongioz Kemik	1,10 GPa	0,30	94,167
Titanyum İmplant ve Abutment	114 GPa	0,34	94,167
Zirkonyum	210 GPa	0,33	175
Feldspatik Porselen	82,8 GPa	0,35	26,94
Polikarboksilat Siman	5 GPa	0,35	94,204

Tablo1. Çalışmada kullanılan materyallerin Young's modülü (elastisite modülü) ve Poisson oranları

3.2. Yapıların modellenmesi:

Çalışmamızda maksillanın etrafında 1 mm kortikal kemik ve altında D3 özelliğe sahip spongioz kemik modellendi. Mandibulanın etrafında ise 2 mm kortikal kemik ve altında D2 özelliğe sahip yoğun trabeküler kemik modellendi. Titanyumdan üretilen dental implant ve abutment Next Engine ((NextEngine, Inc. 401 Wilshire Blvd., Ninth Flor Santa Monica, California, USA) lazer tarayıcısında taranıp modellendi ve Rhinoceros 4.0 (Rhinoceros 4.0, McNeel North America, Seattle, WA, USA) yazılım programıyla model bilgisayar ortamına aktarıldı. Kuron çapı ve uzunluğu, sırasıyla 8 ve 6 mm olarak belirlendi. Zirkonyum Y-TZP alt yapı (Nobel-Procera, NobelBiocare AB, Goteborg, Sweden) abutmentin üzerine yerleştirildi. Sırasıyla, oklüzal kalınlığı minimum 1 ve maksimum 2 mm olacak şekilde anatomik forma uygun olarak hazırlandı. Zirkonyum alt yapının, minimum 0.8 mm kalınlıkta olması sağlandı. Zirkonyum alt yapının üzerine Feldspatik porselen(Ceramco II, Dentsply, Burlington, NJ) yerleştirildi. Polikarboksilat simanı ile abutment ve üst yapı ile bağlantı kuruldu. Yukarıdaki tabloda titanyumdan elde edilmiş dental implant, Zirkonyum alt yapı, feldspatik porselen, polikarboksilat

siman, kortikal ve spongioz kemiğe ait Young's modülü (elastisite modülü) ve Poisson oranları verilmiştir. Bu materyallere uygun Young's modülü ve Poisson oranı seçilerek bu materyaller bilgisayar ortamına aktarıldı.

Alt çene ve üst çene birinci molar bölgesine bilgisayar ortamında dental implantlar yerleştirildi. Alt çene birinci molar sentrik oklüzyonda; bukkal tüberkül, mesial fossa ve distal fossa bölgelerine aynı anda, ayrı ayrı 100'er N'luk toplamda 300 N kuvvet uygulandı. Aynı zamanda üst çene birinci molar bölgesine sentrik oklüzyonda; palatinal tüberkül, mesial fossa ve distal fossa bölgelerine aynı anda, ayrı ayrı 100'er N'luk toplamda 300 N kuvvet uygulandı. Hazırlanan 32 adet çalışma modeline tek tek açıklanan şekilde 300' er N kuvvet uygulandı (Resim 2,3,4,5).

Şekilde görüldüğü gibi elde edilen mandibula ve maksilla modeli üzerine uygulanan implanta gelen kuvvet yönleri görülmektedir. A, B, C olarak işaretlenen noktalardan kuvvet dik ve açılı olarak uygulanıp stres analizi yapıldı.

3.3. Hazırlanan Çalışma Modelleri:

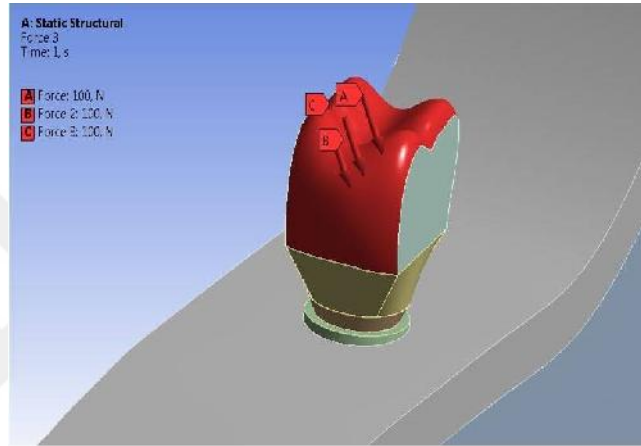
Zimmer implant firmasına ait 10 mm uzunluğunda; 3,7 ve 4,7 çaplarında 2 adet implant Next Engine lazer tarayıcısıyla taranıp Rhinoceros 4.0 yazılımıyla bilgisayar ortamına aktarıldı. Bu implantlar maksilla ve mandibulaya sanal ortamda dik, 15°, 30° ve 45° olarak 4 farklı açıyla birinci molar diş bölgesi referans alınarak yerleştirildi. Maksilla ve mandibulaya yerleştirilen bu implantlara yine sanal ortamda abutment yerleştirildi. Abutmentin üzerine zirkonyum alt yapı ve feldspatik porselen yerleştirildi. Feldspatik porselen, polikarboksilat simanı ile implantın üzerine simante edildi. İmplantların üst yapıları sanal ortamda yerleştirildikten sonra ANSYS programı (ANSYS Rel.6.0, ANSYS Inc., Houston, TX, USA) ile stres analizleri değerlendirildi. Elde edilen 32 adet çalışma modeli aşağıdaki tabloda gösterilmiştir (Tablo2).

Bu çalışma modelleri tek tek Next Engine lazer tarayıcısıyla taranıp Rhinoceros 4.0 yazılımıyla bilgisayar ortamına aktarıldı. ANSYS programıyla bütün modellere üç ayrı noktadan 100' er N olmak üzere toplamda 300 N kuvvet uygulanıp stres analizleri karşılaştırıldı.

	İmplant Boy	İmplant Çapı	Uygulanan Kuvvet Yönü	İmplant Yerleştirilme Açısı	Kemik Tipi
Model 1	10	3,7	Dik	Dik	Mandibula
Model 2	10	3,7	Dik	15°	Mandibula
Model 3	10	3,7	Dik	30°	Mandibula
Model 4	10	3,7	Dik	45°	Mandibula
Model 5	10	3,7	30° oblik	Dik	Mandibula
Model 6	10	3,7	30° oblik	15°	Mandibula
Model 7	10	3,7	30° oblik	30°	Mandibula
Model 8	10	3,7	30° oblik	45°	Mandibula
Model 9	10	4,7	Dik	Dik	Mandibula
Model 10	10	4,7	Dik	15°	Mandibula
Model 11	10	4,7	Dik	30°	Mandibula
Model 12	10	4,7	Dik	45°	Mandibula
Model 13	10	4,7	30° oblik	Dik	Mandibula
Model 14	10	4,7	30° oblik	15°	Mandibula
Model 15	10	4,7	30° oblik	30°	Mandibula
Model 16	10	4,7	30° oblik	45°	Mandibula
Model 17	10	3,7	Dik	Dik	Maksilla
Model 18	10	3,7	Dik	15°	Maksilla
Model 19	10	3,7	Dik	30°	Maksilla
Model 20	10	3,7	Dik	45°	Maksilla
Model 21	10	3,7	30° oblik	Dik	Maksilla
Model 22	10	3,7	30° oblik	15°	Maksilla
Model 23	10	3,7	30° oblik	30°	Maksilla
Model 24	10	3,7	30° oblik	45°	Maksilla
Model 25	10	4,7	Dik	Dik	Maksilla
Model 26	10	4,7	Dik	15°	Maksilla
Model 27	10	4,7	Dik	30°	Maksilla
Model 28	10	4,7	Dik	45°	Maksilla
Model 29	10	4,7	30° oblik	Dik	Maksilla
Model 30	10	4,7	30° oblik	15 °	Maksilla
Model 31	10	4,7	30° oblik	30°	Maksilla
Model 32	10	4,7	30° oblik	45°	Maksilla

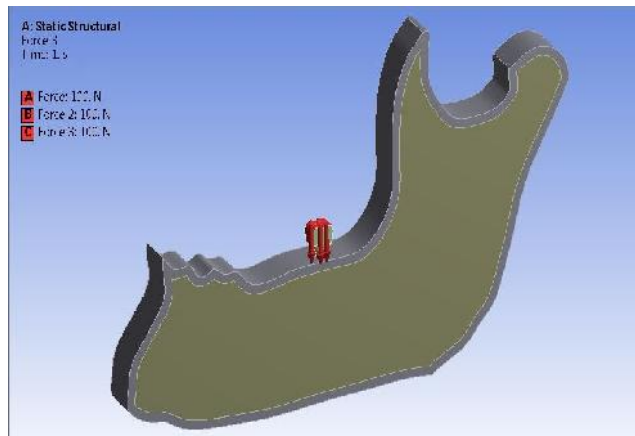
Tablo 2. Hazırlanan çalışma modelleri

Bu çalışmada; 10 mm uzunluk ve 3,7 ile 4,7 mm çapında Zimmer marka implantların maksilla ve mandibulaya ayrı ayrı dik, 15°, 30° ve 45° açılı yerleştirilerek oklüzal 3 farklı noktadan toplamda 300 N olacak şekilde dik ve oblik (30°) kuvvetlerin uygulanması sonucu açığa çıkan maksimum-minimum von Mises stres değerleri ve oluştukları yerler saptandı. Maksilla ve mandibulaya uygulanan dik ve oblik kuvvetler aşağıda gösterilmiştir (Resim 2,3,4,5).



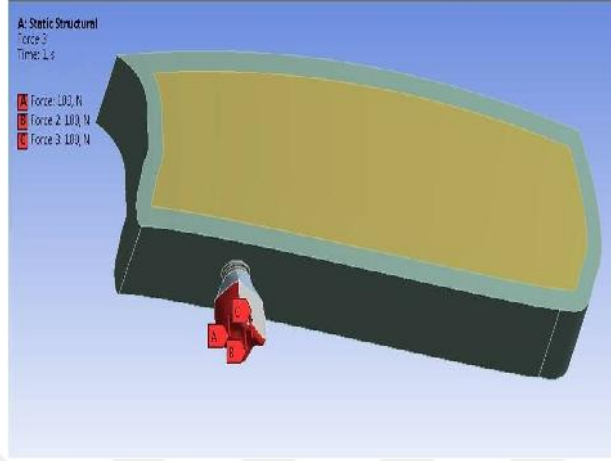
Resim 2) Mandibula modeline uygulanan açılı kuvvet ve miktarı

Mandibula modeline alt çenede birinci molar sentrik oklüzyonda; bukkal tüberkül, mesial fossa ve distal fossa bölgelerine aynı anda, A, B, C noktalarından her biri 100 N olan toplamda 300 N oblik kuvvet uygulandı (Resim 2).



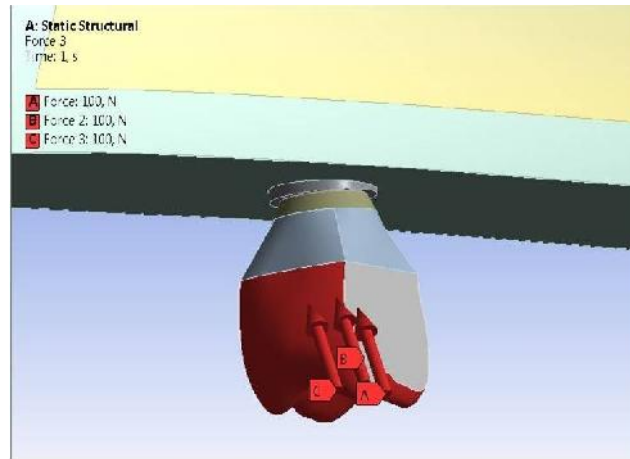
Resim 3) Mandibula modeline uygulanan dik kuvvet ve miktarı

Mandibula modeline alt çenede birinci molar sentrik oklüzyonda; bukkal tüberkül, mesial fossa ve distal fossa bölgelerine aynı anda, A, B, C noktalarından her biri 100 N olan toplamda 300 N dik kuvvet uygulandı (Resim 3).



Resim 4) Maksilla modeline uygulanan dik kuvvet ve miktarı

Maksilla modeline üst çenede birinci molar bölgesine sentrik oklüzyonda; palatinal tüberkül, mesial fossa ve distal fossa bölgelerine aynı anda, A, B, C noktalarından her biri 100 N olan toplamda 300 N dik kuvvet uygulandı (Resim 4).



Resim 5) Maksilla modeline uygulanan açılı kuvvet ve miktarı

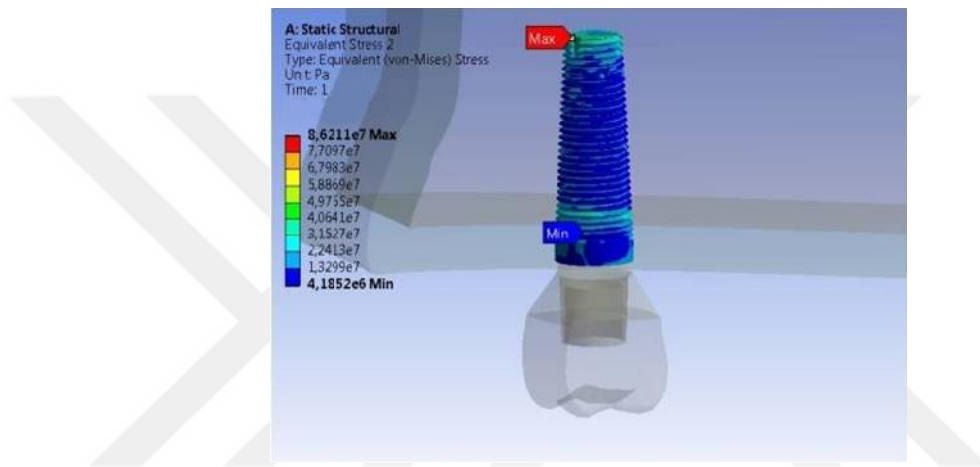
Maksilla modeline üst çenede birinci molar bölgesine sentrik oklüzyonda; palatinal tüberkül, mesial fossa ve distal fossa bölgelerine aynı anda, A, B, C noktalarından her biri 100 N olan toplamda 300 N oblik kuvvet uygulandı (Resim 5).

4. BULGULAR

4.1. Maksillaya implant uygulaması:

4.1.1. Maksillaya yerleştirilen 10 mm boy ve 3,7 mm çapındaki dik implantlar üzerine uygulanan dik ve oblik kuvvet sonucu açığa çıkan von Misses stres değerleri:

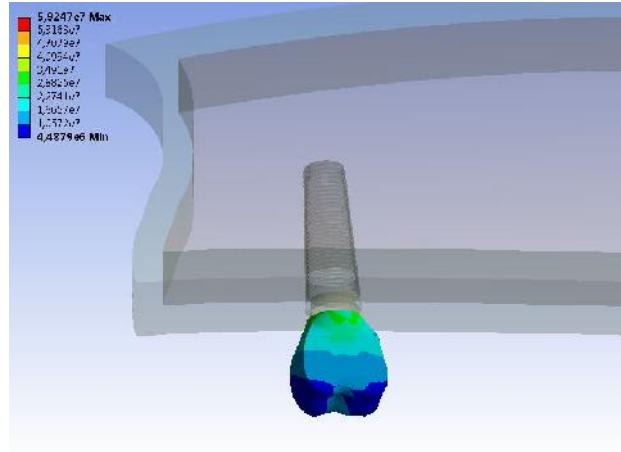
a) Dik açılı implant ve dik kuvvet uygulaması:



Şekil 15) Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında dik yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 3,7 çapında implantlarda elde edilen stres analizlerine göre; dik açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum Von misses stresin implantın apikalinde oluştuğu görüldü. Minimum von Misses stresin ise boyun bölgesinde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Misses stres değeri 86,21 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Misses stres değeri ise 4,18 MPa olarak elde edildi (Şekil 15).

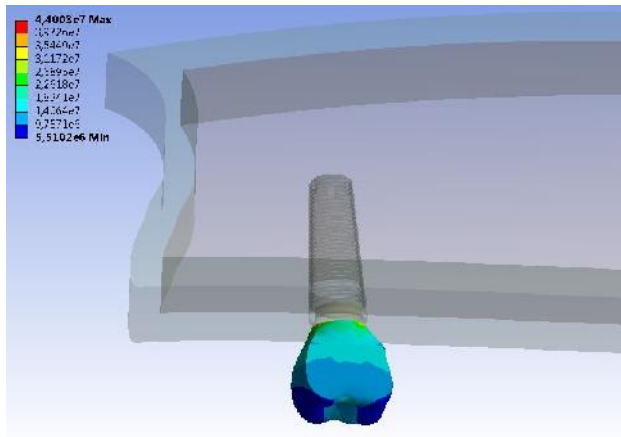
Dik açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde zirkonyum alt yapı üzerindeki von Misses stres değeri



Şekil 16) Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında dik yerleştirilen zirkonyum alt yapı üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 3,7 çapında implantlarda zirkonyum alt yapı üzerinde elde edilen stres analizlerine göre; dik açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Misses stresin zirkonyum alt yapının servikal bölgesinde olduğu görüldü. Minimum von Misses stresin ise oklüzal bölgesinde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Misses stres değeri 59,24 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Misses stres değeri ise 4,48 MPa olarak elde edildi (Şekil 16).

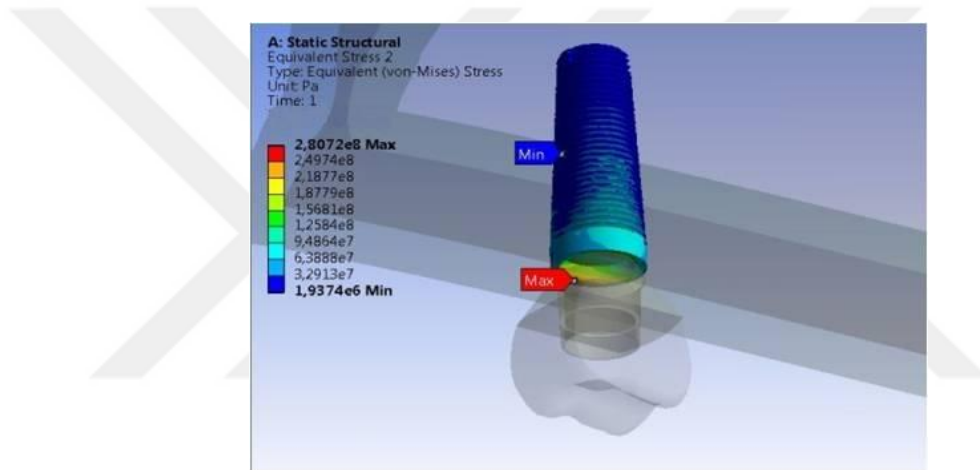
Dik açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde porselen üzerindeki von Misses stres değerleri



Şekil 17) Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında dik yerleştirilen porselen uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 3,7 çapında implantlarda porselen üzerinde elde edilen stres analizlerine göre; dik açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Mises stresin porselen yapının servikal bölgesinde olduğu görüldü. Minimum von Mises stresin ise oklüzal bölgesinde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Mises stres değeri 44 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Mises stres değeri ise 5,51 MPa olarak elde edildi (Şekil 17).

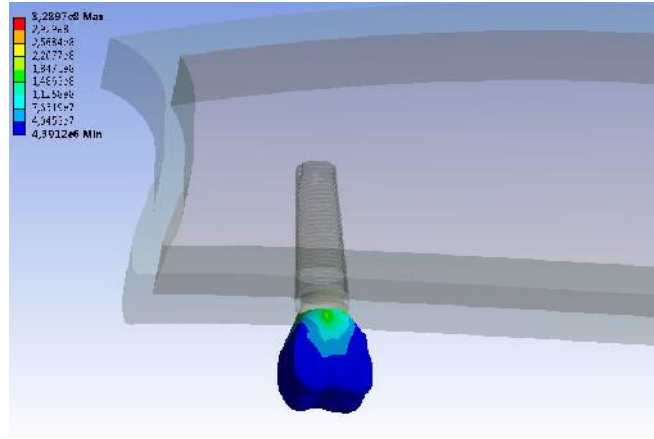
b) Dik açılı implant ve oblik kuvvet uygulaması:



Şekil 18) Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında dik yerleştirilen implant üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Mises stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 3,7 çapında implantlarda elde edilen stres analizlerine göre; dik açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Mises stresin implantın boyun bölgesinde olduğu görüldü. Minimum von Mises stresin ise orta 1/3' de meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Mises stres değeri 280,72 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Mises stres değeri ise 1,93 MPa olarak elde edildi (Şekil 18).

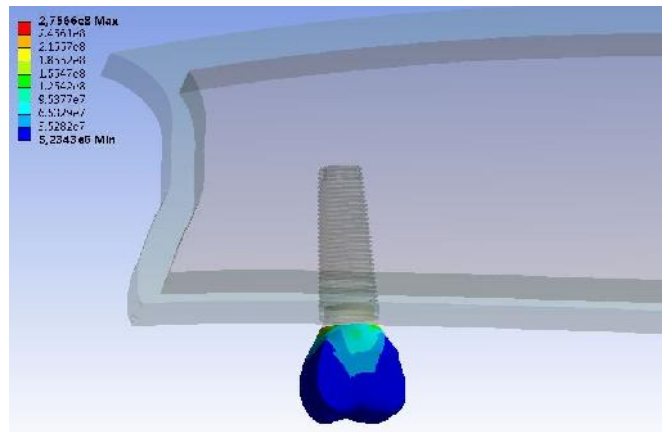
Dik açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde zirkonyum alt yapı üzerindeki von Mises stres değerleri



Şekil 19) Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında dik yerleştirilen zirkonyum alt yapı üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 3,7 çapında implantlarda zirkonyum alt yapı üzerinde elde edilen stres analizlerine göre; dik açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Misses stresin zirkonyum alt yapının servikal bölgesinde olduğu görüldü. Minimum von misses stresin ise oklüzal bölgesinde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Misses stres değeri 328,97 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Misses stres değeri ise 4,39 MPa olarak elde edildi (Şekil 19).

Dik açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde porselen üzerindeki von Misses stres değerleri

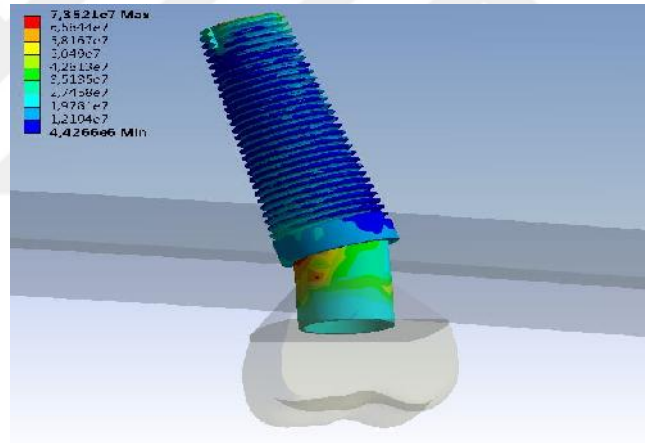


Şekil 20) Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında dik yerleştirilen porselen üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 3,7 çapında implantlarda porselen üzerinde elde edilen stres analizlerine göre; dik açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Misses stresin porselen yapının servikal bölgesinde olduğu görüldü. Minimum von Misses stresin ise oklüzal bölgesinde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Misses stres değeri 275,66 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Misses stres değeri ise 5,23 MPa olarak elde edildi (Şekil 20).

4.1.2. Maksillaya yerleştirilen 10 mm boy ve 3,7 mm çapındaki 15° açılı implantlar üzerine uygulanan dik ve oblik kuvvet sonucu açığa çıkan von Misses stres değerleri:

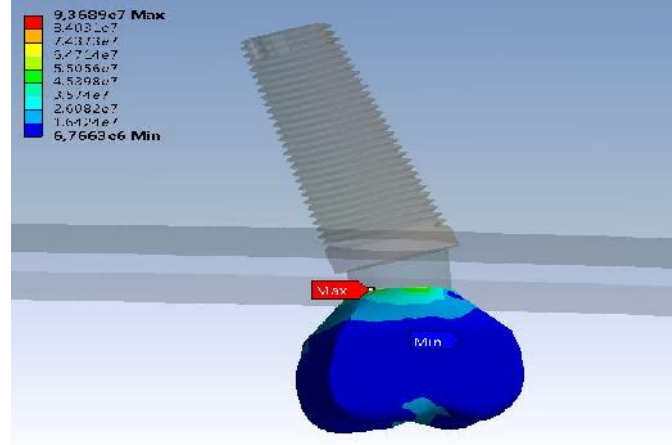
a) 15° açılı implant ve dik kuvvet uygulaması:



Şekil 21) Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında 15° açılı yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 3,7 çapında implantlarda elde edilen stres analizlerine göre; 15° açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Misses stresin implantın boyun bölgesinde (implant ve abutment birleşim noktasında) olduğu görüldü. Minimum von Misses stresin ise apikal 1/3'de meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Misses stres değeri 73,52 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Misses stres değeri ise 4,42 MPa olarak elde edildi (Şekil 21).

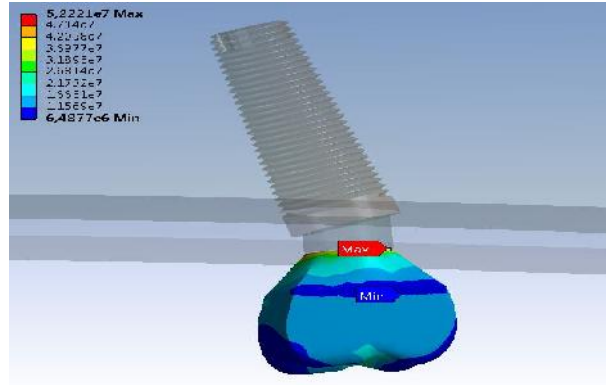
15° açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde zirkonyum alt yapı üzerindeki von Misses stres değerleri



Şekil 22) Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında 15° açılı yerleştirilen zirkon alt yapı üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 3,7 çapında implantlarda zirkonyum alt yapı üzerinde elde edilen stres analizlerine göre; 15° açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Misses stresin zirkonyum alt yapının servikal bölgesinde olduğu görüldü. Minimum von Misses stresin ise oklüzal bölgesinde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Misses stres değeri 93,68 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Misses stres değeri ise 6,76 MPa olarak elde edildi (Şekil 22).

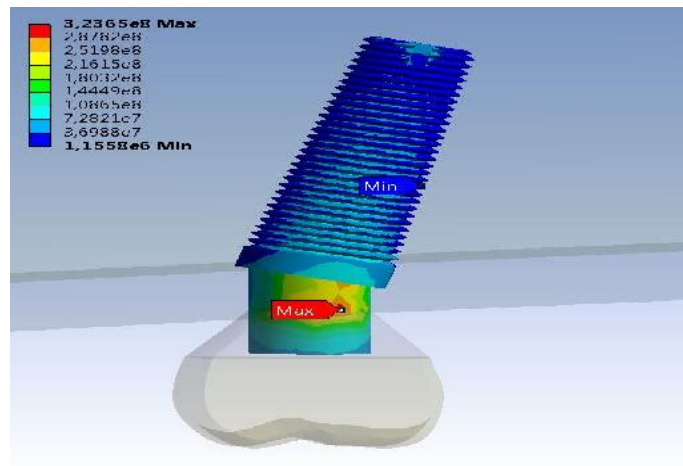
15° açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde porselen yapı üzerindeki von Misses stres değerleri



Şekil 23) Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında 15° açılı yerleştirilen porselen üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 3,7 çapında implantlarda porselen üzerinde elde edilen stres analizlerine göre; 15° açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Misses stresin porselen yapının servikal bölgesinde olduğu görüldü. Minimum von Misses stresin ise ekvator hattının üzerinde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Misses stres değeri 52,22 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Misses stres değeri ise 6,48 MPa olarak elde edildi (Şekil 23).

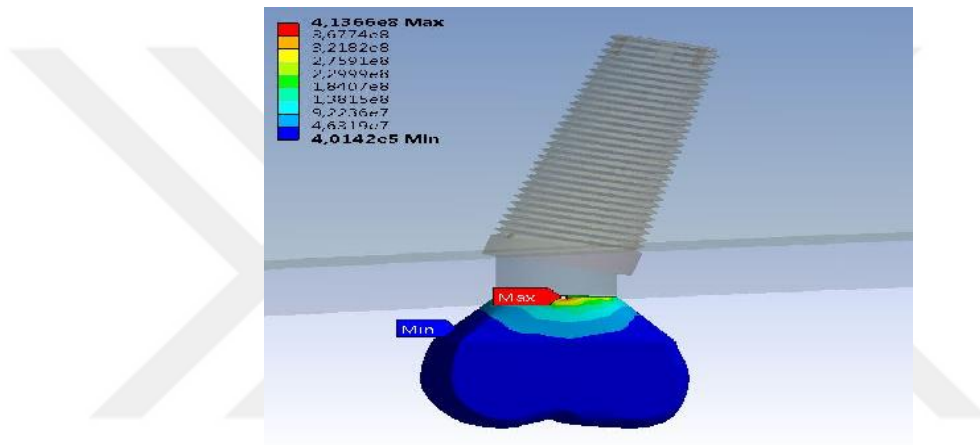
b) 15° açılı implant ve oblik kuvvet uygulaması:



Şekil 24) Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında 15° açılı yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 3,7 çapında implantlarda elde edilen stres analizlerine göre; 15° açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Misses stresin abutment üzerinde olduğu görüldü. Minimum von Misses stresin implant orta 1/3' te meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Misses stres değeri 323,65 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Misses stres değeri ise 1,15 MPa olarak elde edildi (Şekil 24).

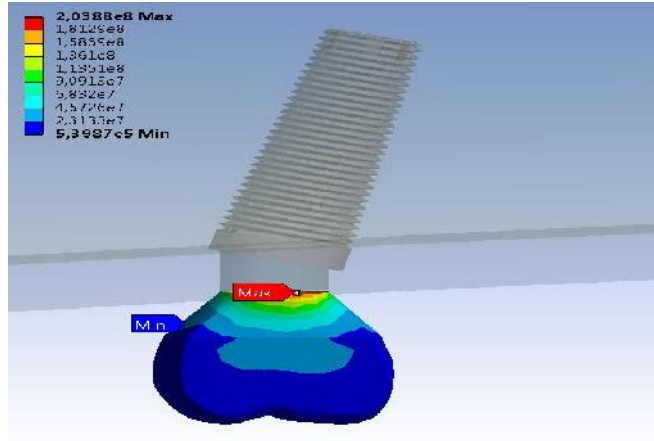
15° açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde zirkonyum alt yapı üzerindeki von Misses stres değerleri



Şekil 25) Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında 15° açılı yerleştirilen zirkon alt yapı üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu açığa maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 3,7 çapında implantlarda zirkonyum alt yapı üzerinde elde edilen stres analizlerine göre; 15° açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Misses stresin zirkonyum alt yapının servikal bölgesinde olduğu görüldü. Minimum von Misses stresin ise ekvator hattı seviyesinde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Misses stres değeri 413,66 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Misses stres değeri ise 0,40 MPa olarak elde edildi (Şekil 25).

15° açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde porselen yapı üzerindeki von Misses stres değerleri

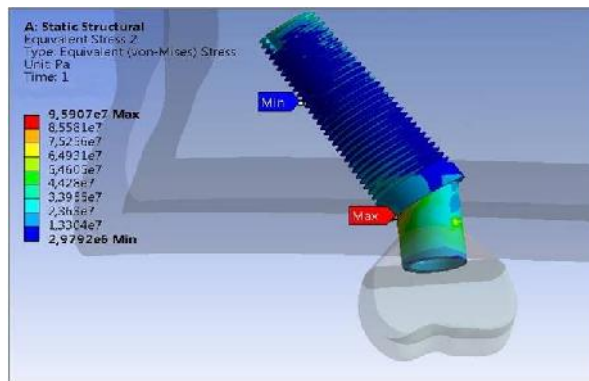


Şekil 26) Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında 15° açılı yerleştirilen porselen üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 3,7 çapında implantlarda porselen üzerinde elde edilen stres analizlerine göre; 15° açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Misses stresin porselen yapının servikal bölgesinde olduğu görüldü. Minimum von Misses stresin ise ekvator hattı seviyesinde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Misses stres değeri 203,88 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Misses stres değeri ise 0,53 MPa olarak elde edildi (Şekil 26).

4.1.3. Maksillaya yerleştirilen 10 mm boy ve 3,7 mm çapındaki 30° açılı implantlar üzerine uygulanan dik ve oblik kuvvet sonucu açığa çıkan von Misses stres değerleri:

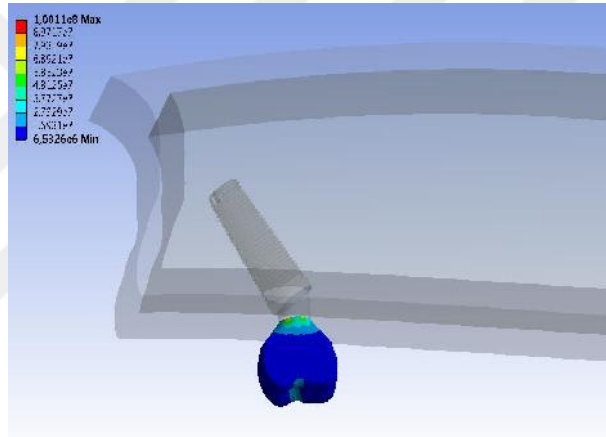
a) 30° açılı implant ve dik kuvvet uygulaması:



Şekil 27) Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında 30° açılı yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 3,7 çapında implantlarda elde edilen stres analizlerine göre; 30° açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Misses stresin implantın boyun bölgesinde (implant ve abutment birleşim noktasında) oluştuğu görüldü. Minimum von Misses stresin ise apikal 1/3' de meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Misses stres değeri 95,90 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Misses stres değeri ise 2,97 MPa olarak elde edildi (Şekil 27).

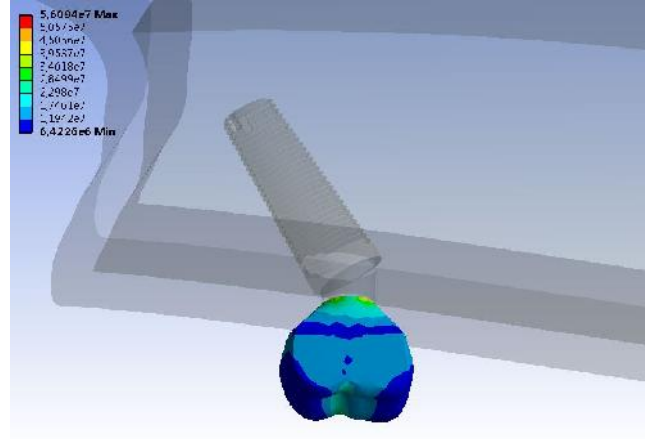
30° açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde zirkonyum alt yapı üzerindeki von Misses stres değerleri



Şekil 28) Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında 30° açılı yerleştirilen zirkonyum alt yapı üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 3,7 çapında implantlarda zirkonyum alt yapı üzerinde elde edilen stres analizlerine göre; 30° açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Misses stresin zirkonyum alt yapının servikal bölgesinde oluştuğu görüldü. Minimum von Misses stresin ise oklüzal bölgesinde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Misses stres değeri 100,11 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Misses stres değeri ise 6,53 MPa olarak elde edildi (Şekil 28).

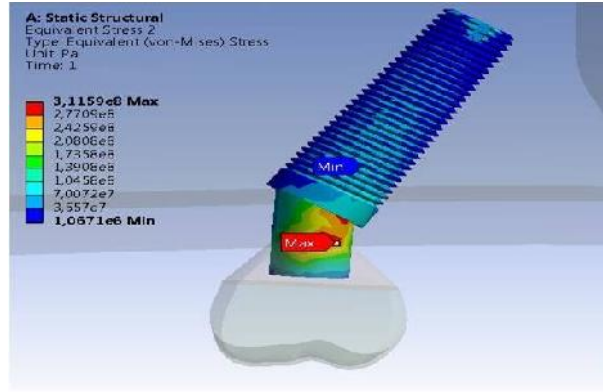
30° açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde porselen yapı üzerindeki von Misses stres değerleri



Şekil 29) Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında 30° açılı yerleştirilen porselen üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 3,7 çapında implantlarda porselen üzerinde elde edilen stres analizlerine göre; 30° açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Misses stresin porselen yapının servikal bölgesinde olduğu görüldü. Minimum von Misses stresin ise oklüzal bölgesinde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Misses stres değeri 56,09 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Misses stres değeri ise 6,42 MPa olarak elde edildi (Şekil 29).

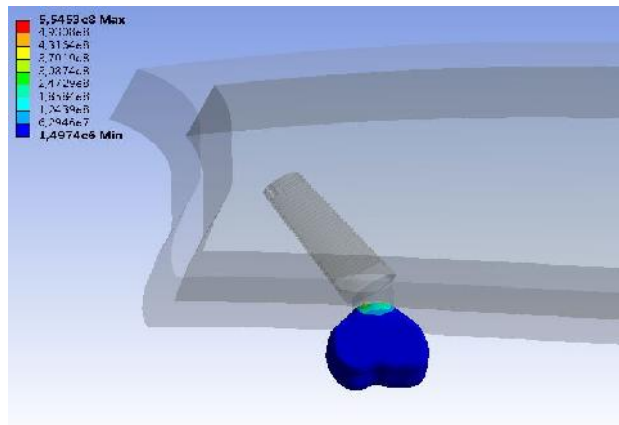
b) 30° açılı implant ve oblik kuvvet uygulaması:



Şekil 30) Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında 30° açılı yerleştirilen implant üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 3,7 çapında implantlarda elde edilen stres analizlerine göre; 30° açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Misses stresin implant- abutment birleşim noktasında olduğu görüldü. Minimum von Misses stresin boyun bölgesinin hemen altında meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Misses stres değeri 311,59 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Misses stres değeri ise 1,06 MPa olarak elde edildi (Şekil 30).

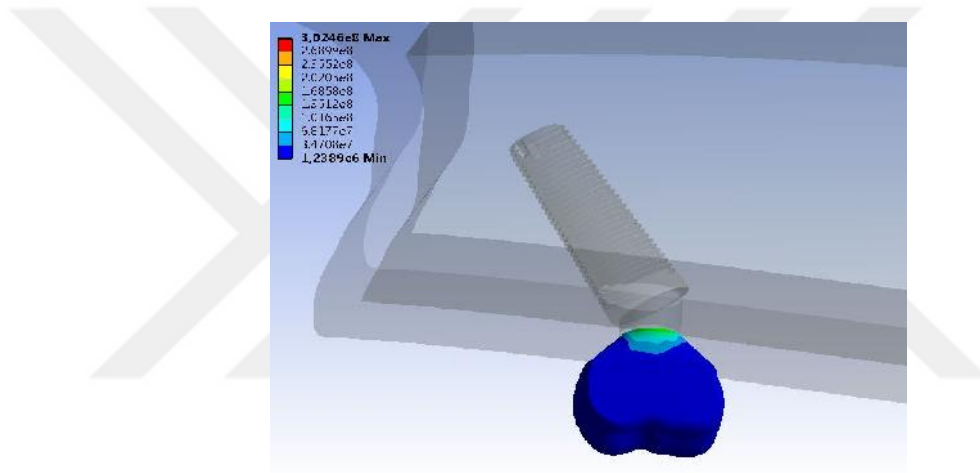
30° açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde zirkonyum alt yapı üzerindeki von Misses stres değerleri



Şekil 31) Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında 30° açılı yerleştirilen zirkonyum alt yapı üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 3,7 çapında implantlarda zirkonyum alt yapı üzerinde elde edilen stres analizlerine göre; 30° açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Mises stresin zirkonyum alt yapının servikal bölgesinde oluştuğu görüldü. Minimum von Mises stresin ise oklüzal bölgesinde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Mises stres değeri 554,53 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Mises stres değeri ise 1,49 MPa olarak elde edildi (Şekil 31).

30° açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde porselen yapı üzerindeki von Mises stres değerleri

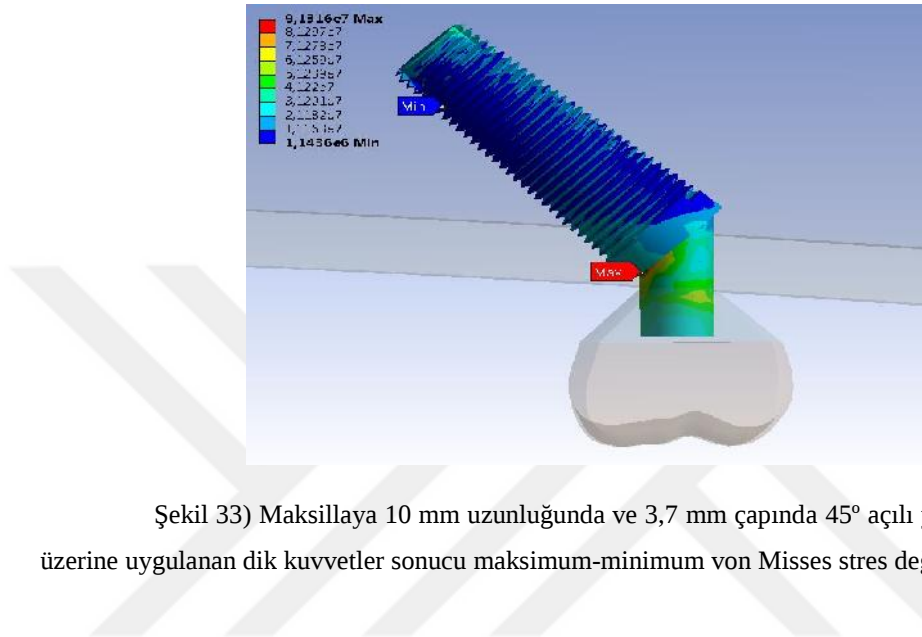


Şekil 32) Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında 30° açılı yerleştirilen porselen üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Mises stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 3,7 çapında implantlarda porselen üzerinde elde edilen stres analizlerine göre; 30° açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Mises stresin porselen yapının servikal bölgesinde oluştuğu görüldü. Minimum von Mises stresin ise oklüzal bölgesinde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Mises stres değeri 302,46 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Mises stres değeri ise 1,23 MPa olarak elde edildi (Şekil 32).

4.1.4. Maksillaya yerleştirilen 10 mm boy ve 3,7 mm çapındaki 45° açılı implantlar üzerine uygulanan dik ve oblik kuvvet sonucu açığa çıkan von Misses stres değerleri:

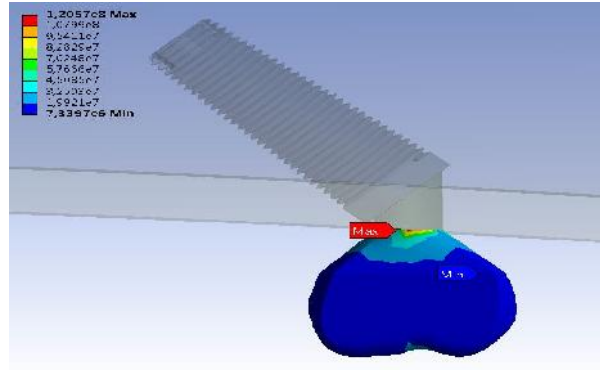
a) 45° açılı implant ve dik kuvvet uygulaması:



Şekil 33) Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında 45° açılı yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 3,7 çapında implantlarda elde edilen stres analizlerine göre; 45° açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Misses stresin implant- abutment birleşim noktasında olduğu görüldü. Minimum von Misses stresin apikal 1/3'de meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Misses stres değeri 91,31 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Misses stres değeri ise 1,14 MPa olarak elde edildi (Şekil 33).

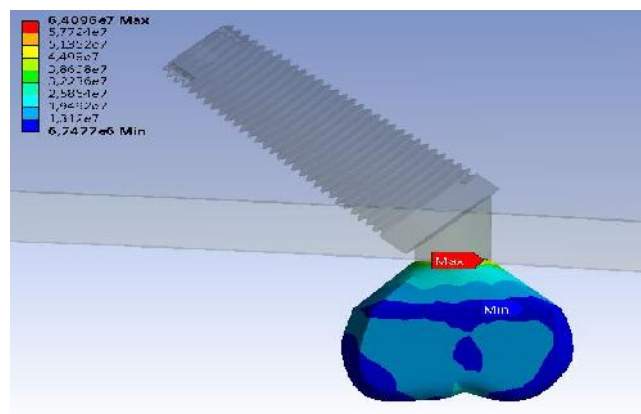
45° açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde zirkonyum alt yapı üzerindeki von Misses stres değerleri



Şekil 34) Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında 45° açılı yerleştirilen zirkon alt yapı üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 3,7 çapında implantlarda zirkonyum alt yapı üzerinde elde edilen stres analizlerine göre; 45° açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Misses stresin zirkonyum alt yapının servikal bölgesinde oluştuğu görüldü. Minimum von Misses stresin ise ekvator hattı seviyesinde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Misses stres değeri 120,57 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Misses stres değeri ise 7,33 MPa olarak elde edildi (Şekil 34).

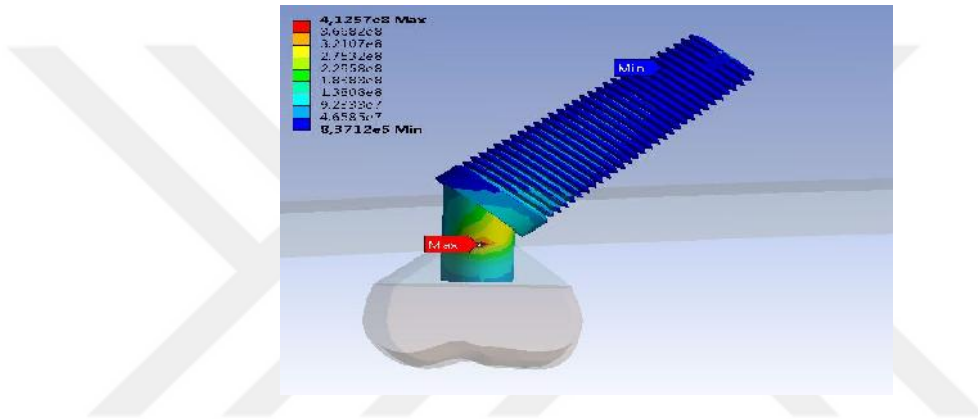
45° açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde porselen yapı üzerindeki von Misses stres değerleri



Şekil 35) Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında 45° açılı yerleştirilen porselen üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 3,7 çapında implantlarda porselen üzerinde elde edilen stres analizlerine göre; 30° açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Mises stresin porselen yapının servikal bölgesinde oluştuğu görüldü. Minimum von Mises stresin ise ekvator hattı seviyesinde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Mises stres değeri 64,09 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Mises stres değeri ise 6,74 MPa olarak elde edildi (Şekil 35).

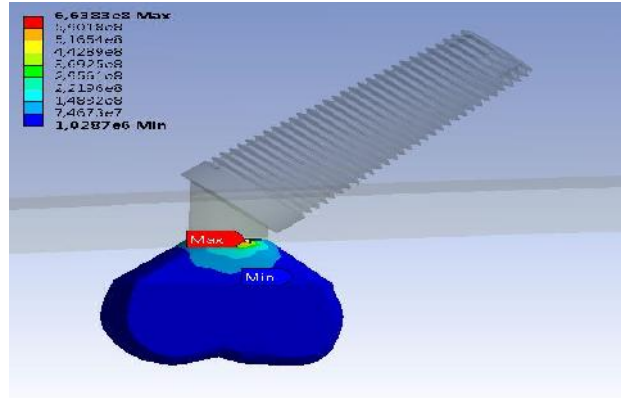
b) 45° açılı implant ve oblik kuvvet uygulaması:



Şekil 36) Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında 45° açılı yerleştirilen implant üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Mises stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 3,7 çapında implantlarda elde edilen stres analizlerine göre; 45° açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Mises stresin abutment üzerinde oluştuğu görüldü. Minimum von Mises stresin apikal 1/3'de meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Mises stres değeri 412,57 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Mises stres değeri ise 0,83 MPa olarak elde edildi (Şekil 36).

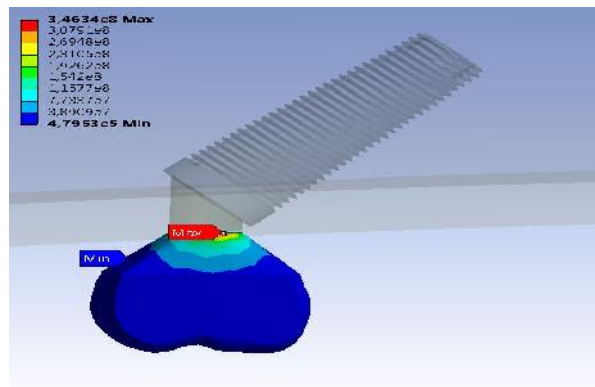
45° açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde zirkonyum alt yapı üzerindeki von Mises stres değerleri



Şekil 37) Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında 45° açılı yerleştirilen zirkon alt yapı üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 3,7 çapında implantlarda zirkonyum alt yapı üzerinde elde edilen stres analizlerine göre; 45° açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Misses stresin zirkonyum alt yapının servikal bölgesinde oluştuğu görüldü. Minimum von Misses stresin ise ekvator hattı üzerinde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Misses stres değeri 663,83 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Misses stres değeri ise 1,02 MPa olarak elde edildi (Şekil 37).

45° açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde porselen yapı üzerindeki von Misses stres değerleri

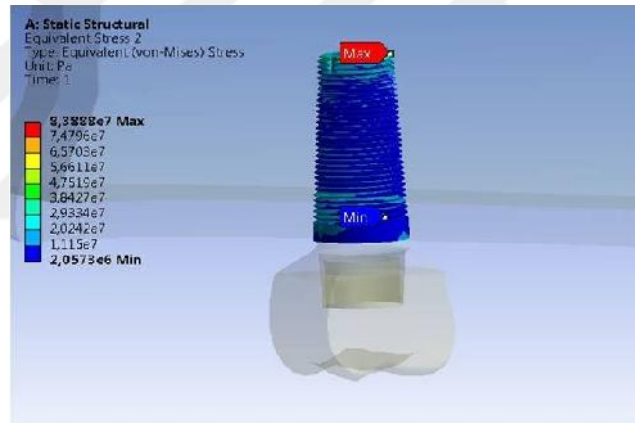


Şekil 38) Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında 45° açılı yerleştirilen porselen üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 3,7 çapında implantlarda porselen üzerinde elde edilen stres analizlerine göre; 45° açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Misses stresin porselenin servikal bölgesinde olduğu görüldü. Minimum von Misses stresin ise ekvator hattı altında meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Misses stres değeri 346,34 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Misses stres değeri ise 0,47 MPa olarak elde edildi (Şekil 38).

4.1.5. Maksillaya yerleştirilen 10 mm boy ve 4,7 mm çapındaki dik implantlar üzerine uygulanan dik ve oblik kuvvet sonucu açığa çıkan von Misses stres değerleri:

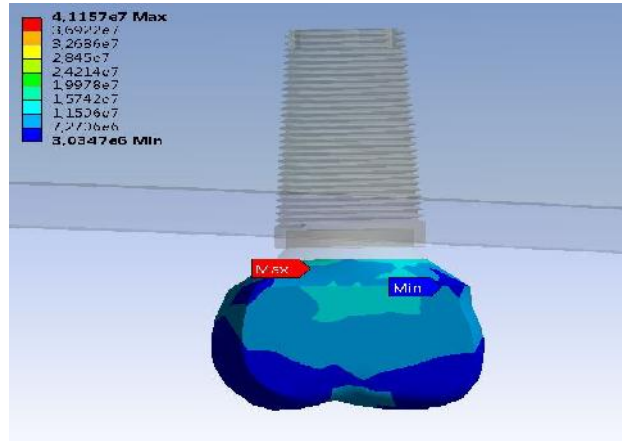
a) Dik açılı implant ve dik kuvvet uygulaması:



Şekil 39) Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında dik açılı yerleştirilen implant üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 4,7 çapında implantlarda elde edilen stres analizlerine göre; dik açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Misses stresin implantın apikalinde olduğu görüldü. Minimum von Misses stresin ise boyun bölgesinde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Misses stres değeri 83,88 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Misses stres değeri ise 2,05 MPa olarak elde edildi (Şekil 39).

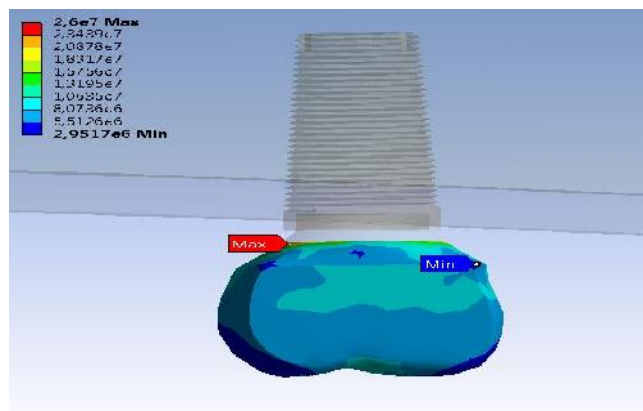
Dik yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde zirkonyum alt yapı üzerindeki von Misses stres değerleri



Şekil 40) Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında dik açılı yerleştirilen zirkon alt yapı üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 4,7 çapında implantlarda zirkonyum alt yapı üzerinde elde edilen stres analizlerine göre; Dik yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Misses stresin zirkonyum alt yapının servikal bölgesinde olduğu görüldü. Minimum von Misses stresin ekvator hatı üzerinde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Misses stres değeri 41,15 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Misses stres değeri ise 3,03 MPa olarak elde edildi (Şekil 40).

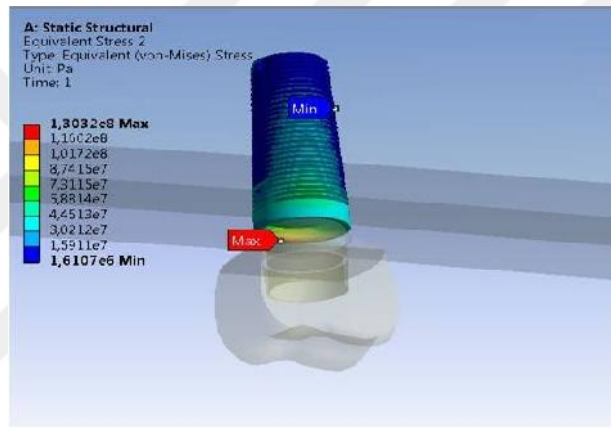
Dik açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde porselen yapı üzerindeki von Misses stres değerleri



Şekil 41) Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında dik açılı yerleştirilen porselen üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 4,7 çapında implantlarda porselen üzerinde elde edilen stres analizlerine göre; Dik açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Misses stresin porselenin servikal bölgesinde olduğu görüldü. Minimum von Misses stresin ise ekvator hattı seviyesinde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Misses stres değeri 26 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Misses stres değeri ise 2,95 MPa olarak elde edildi (Şekil 41).

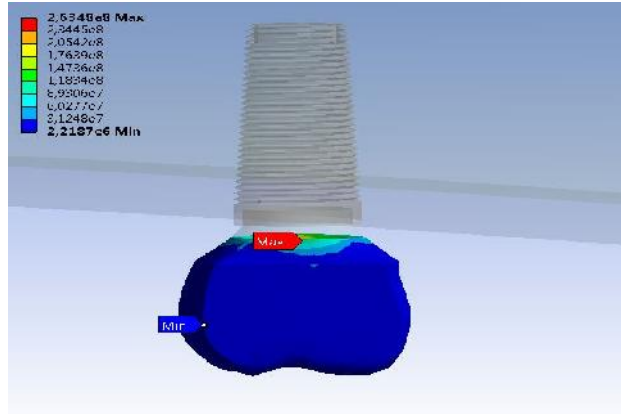
b) Dik açılı implant ve oblik kuvvet uygulaması:



Şekil 42) Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında dik açılı yerleştirilen implant üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 4,7 çapında implantlarda elde edilen stres analizlerine göre; dik açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Misses stresin implantın boyun bölgesinde olduğu görüldü. Minimum von Misses stresin ise apikal 1/3' de meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Misses stres değeri 130,32 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Misses stres değeri ise 1,61 MPa olarak elde edildi (Şekil 42).

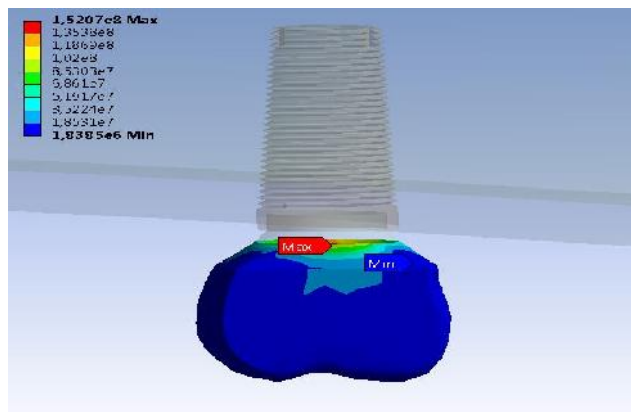
Dik yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde zirkonyum alt yapı üzerindeki von Misses stres değerleri



Şekil 43) Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında dik açılı yerleştirilen zirkon alt yapı üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 4,7 çapında implantlarda zirkonyum alt yapı üzerinde elde edilen stres analizlerine göre; Dik yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Misses stresin zirkonyum alt yapının servikal bölgesinde olduğu görüldü. Minimum von Misses stresin ise ekvator hattı üzerinde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Misses stres değeri 263,48 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Misses stres değeri ise 2,21 MPa olarak elde edildi (Şekil 43).

Dik açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde porselen yapı üzerindeki von Misses stres değerleri

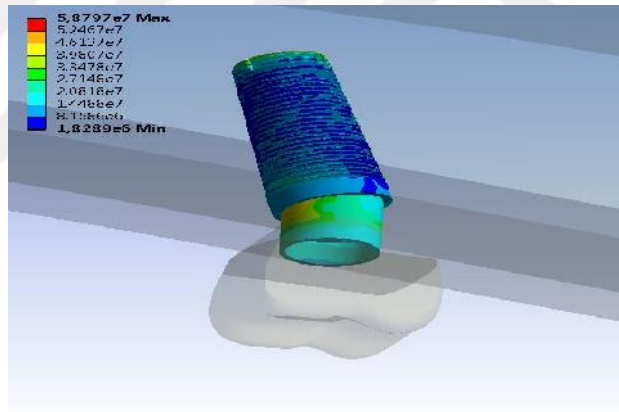


Şekil 44) Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında dik açılı yerleştirilen porselen üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 4,7 çapında implantlarda porselen üzerinde elde edilen stres analizlerine göre; Dik açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Mises stresin porselenin servikal bölgesinde oluştuğu görüldü. Minimum von Mises stresin ise ekvator hattı seviyesinde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Mises stres değeri 152,07 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Mises stres değeri ise 1,83 MPa olarak elde edildi (Şekil 44).

4.1.6. Maksillaya yerleştirilen 10 mm boy ve 4,7 mm çapındaki 15° açılı implantlar üzerine uygulanan dik ve oblik kuvvet sonucu açığa çıkan von Mises stres değerleri:

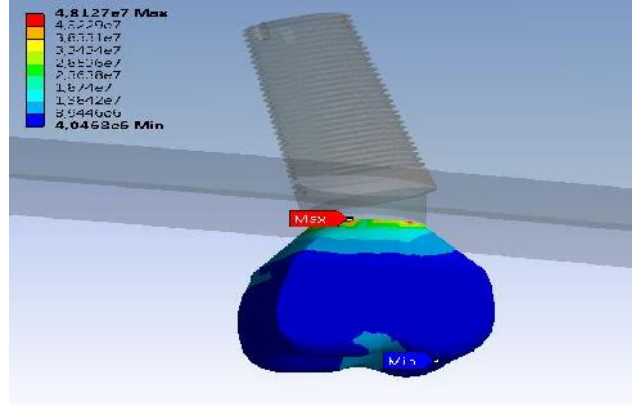
a) 15° açılı implant ve dik kuvvet uygulaması:



Şekil 45) Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında 15° açılı yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Mises stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 4,7 çapında implantlarda elde edilen stres analizlerine göre; 15° açılı yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Mises stresin implant-abutment birleşim noktasında oluştuğu görüldü. Minimum von Mises stresin ise apikal 1/3' de meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Mises stres değeri 58,79 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Mises stres değeri ise 1,82 MPa olarak elde edildi (Şekil 45).

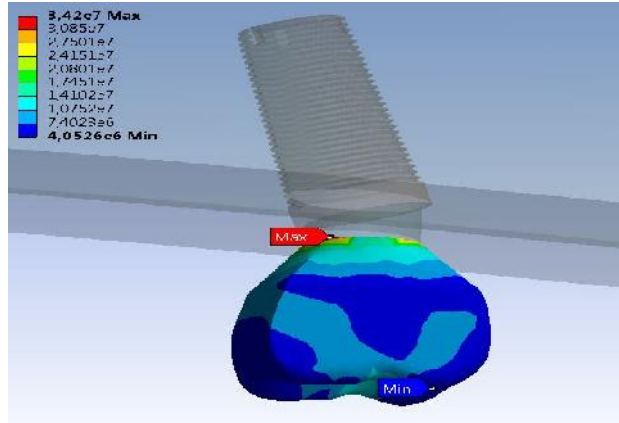
15° açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde zirkonyum alt yapı üzerindeki von Mises stres değerleri



Şekil 46) Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında 15° açılı yerleştirilen zirkon alt yapı üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Mises stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 4,7 çapında implantlarda zirkonyum alt yapı üzerinde elde edilen stres analizlerine göre; 15° açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Mises stresin zirkonyum alt yapının servikal bölgesinde olduğu görüldü. Minimum von Mises stresin ise oklüzalde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Mises stres değeri 48,12 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Mises stres değeri ise 4,04 MPa olarak elde edildi (Şekil 46).

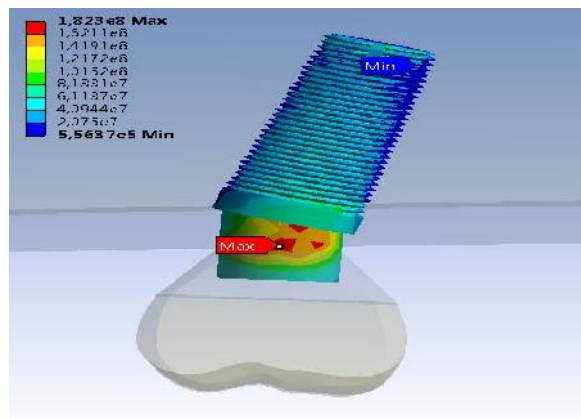
15° açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde porselen yapı üzerindeki von Mises stres değerleri



Şekil 47) Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında 15° açılı yerleştirilen porselen üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 4,7 çapında implantlarda porselen üzerinde elde edilen stres analizlerine göre; 15° açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Misses stresin porselenin servikal bölgesinde olduğu görüldü. Minimum von Misses stresin ise oklüzalde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Misses stres değeri 34,20 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Misses stres değeri ise 4,05 MPa olarak elde edildi (Şekil 47).

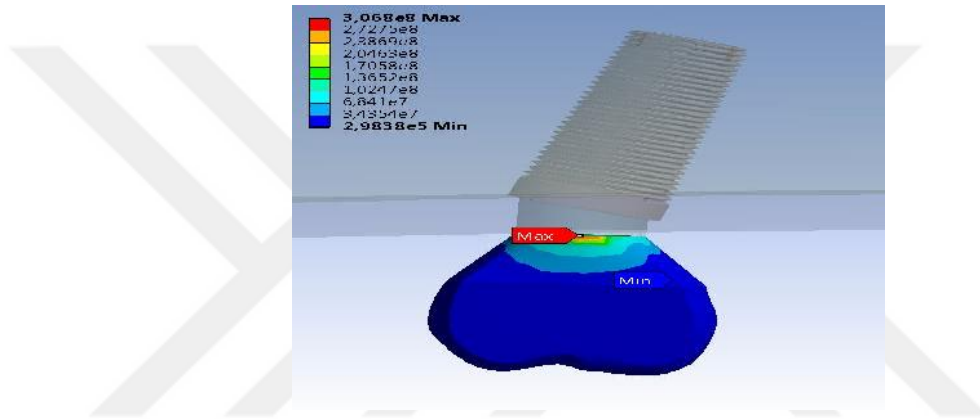
b) 15° açılı implant ve oblik kuvvet uygulaması:



Şekil 48) Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında 15° açılı yerleştirilen implant üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 4,7 çapında implantlarda elde edilen stres analizlerine göre; 15° açılı yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Misses stresin abutment üzerinde olduğu görüldü. Minimum von Misses stresin ise apikal 1/3' de meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Misses stres değeri 182,30 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Misses stres değeri ise 0,55 MPa olarak elde edildi (Şekil 48).

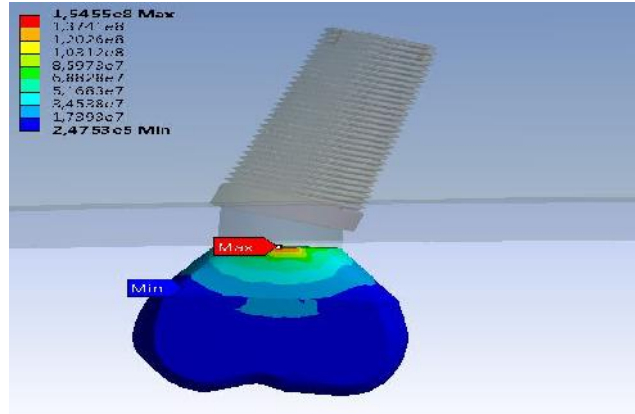
15° açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde zirkonyum alt yapı üzerindeki von Misses stres değerleri



Şekil 49) Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında 15° açılı yerleştirilen zirkon alt yapı üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 4,7 çapında implantlarda zirkonyum alt yapı üzerinde elde edilen stres analizlerine göre; 15° açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Misses stresin zirkonyum alt yapının servikal bölgesinde olduğu görüldü. Minimum von Misses stresin ise ekvator hattı seviyesinde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Misses stres değeri 306,80 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Misses stres değeri ise 0,29 MPa olarak elde edildi (Şekil 49).

15° açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde porselen yapı üzerindeki von Misses stres değerleri

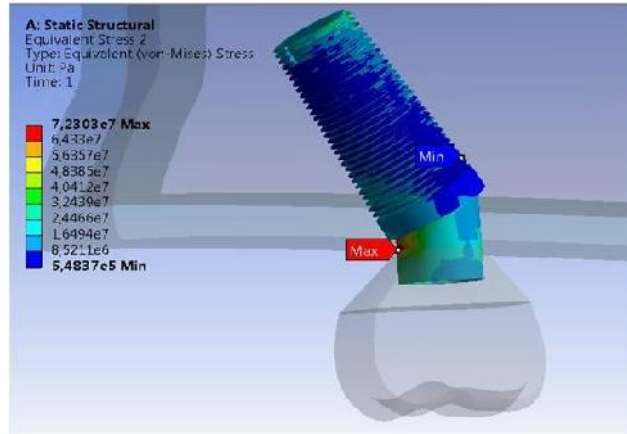


Şekil 50) Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında 15° açılı yerleştirilen porselen üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 4,7 çapında implantlarda porselen üzerinde elde edilen stres analizlerine göre; 15° açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Misses stresin porselenin servikal bölgesinde olduğu görüldü. Minimum von Misses stresin ise ekvator hattı seviyesinde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Misses stres değeri 154,55 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Misses stres değeri ise 0,24 MPa olarak elde edildi (Şekil 50).

4.1.7. Maksillaya yerleştirilen 10 mm boy ve 4,7 mm çapındaki 30° açılı implantlar üzerine uygulanan dik ve oblik kuvvet sonucu açığa çıkan von Misses stres değerleri:

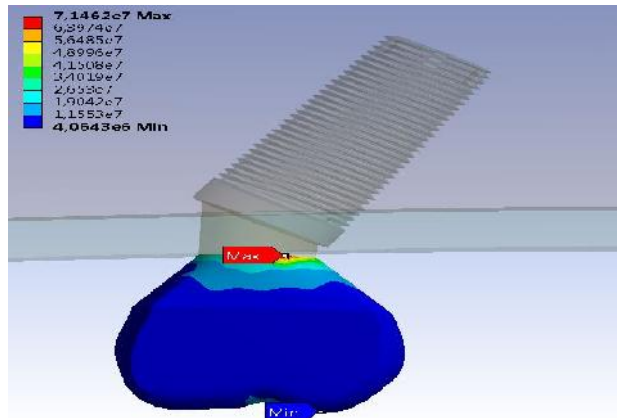
a) 30° açılı implant ve dik kuvvet uygulaması:



Şekil 51) Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında 30° açılı yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 4,7 çapında implantlarda elde edilen stres analizlerine göre; 30° açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Misses stresin implant ve abutment birleşim noktasında olduğu görüldü. Minimum von Misses stresin ise boyun bölgesinin altında meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Misses stres değeri 72,30 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Misses stres değeri ise 0,54 MPa olarak elde edildi (Şekil 51).

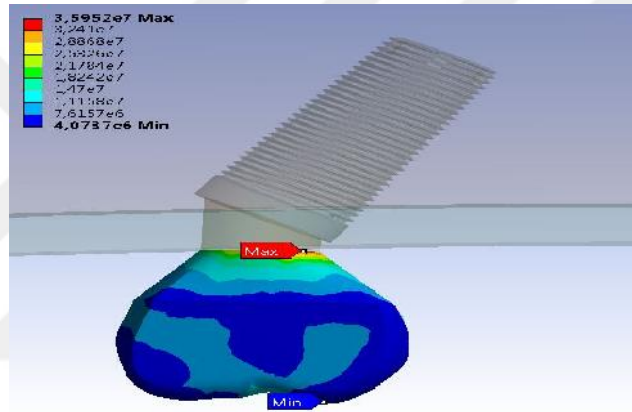
30° açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde zirkonyum alt yapı üzerindeki von Misses stres değerleri



Şekil 52) Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında 30° açılı yerleştirilen zirkon alt yapı üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 4,7 çapında implantlarda zirkonyum alt yapı üzerinde elde edilen stres analizlerine göre; 30° açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Mises stresin zirkonyum alt yapının servikal bölgesinde oluştuğu görüldü. Minimum von Mises stresin ise oklüzalde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Mises stres değeri 71,46 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Mises stres değeri ise 4,06 MPa olarak elde edildi (Şekil 52).

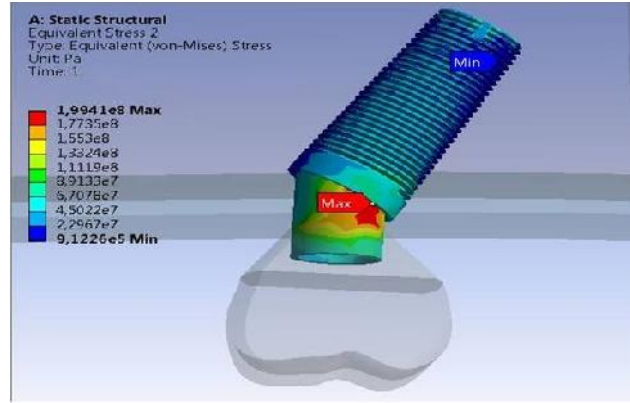
30° açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde porselen yapı üzerindeki von Mises stres değerleri



Şekil 53) Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında 30° açılı yerleştirilen porselen üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Mises stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 4,7 çapında implantlarda porselen üzerinde elde edilen stres analizlerine göre; 30° açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Mises stresin porselenin servikal bölgesinde oluştuğu görüldü. Minimum von Mises stresin ise oklüzalde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Mises stres değeri 35,95 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Mises stres değeri ise 4,07 MPa olarak elde edildi (Şekil 53).

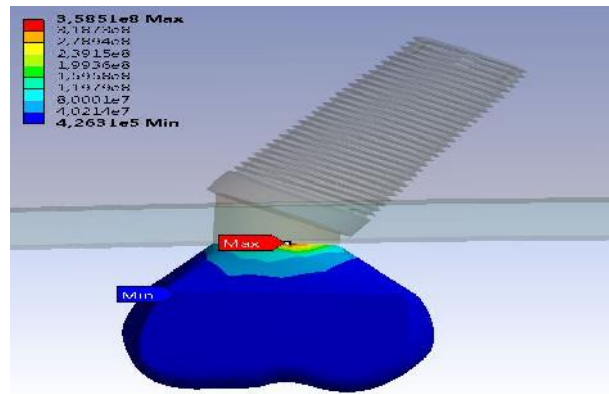
b) 30° açılı implant ve oblik kuvvet uygulaması:



Şekil 54) Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında 30° açılı yerleştirilen implant üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 4, 7 çapında implantlarda elde edilen stres analizlerine göre; 30° açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Misses stresin implant-abutment birleşiminde olduğu görüldü. Minimum von Misses stresin apikal 1/3'de meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Misses stres değeri 199,41 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Misses stres değeri ise 0,91 MPa olarak elde edildi (Şekil 54).

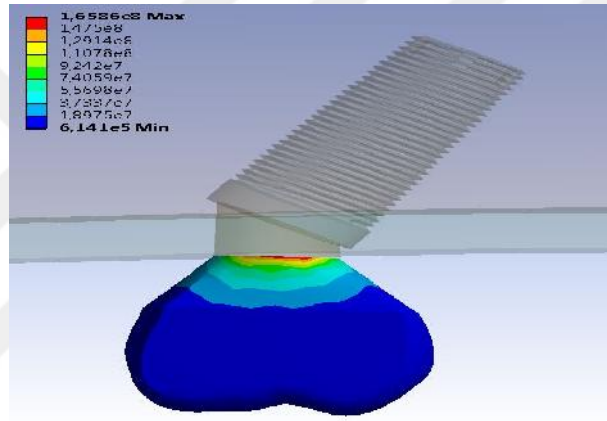
30° açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde zirkonyum alt yapı üzerindeki von Misses stres değerleri



Şekil 55) Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında 30° açılı yerleştirilen zirkonyum alt yapı üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 4,7 çapında implantlarda zirkonyum alt yapı üzerinde elde edilen stres analizlerine göre; 30° açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Mises stresin zirkonyum alt yapının servikal bölgesinde oluştuğu görüldü. Minimum von Mises stresin ise ekvator hattı üzerinde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Mises stres değeri 358,51 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Mises stres değeri ise 0,42 MPa olarak elde edildi (Şekil 55).

30° açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde porselen yapı üzerindeki von Mises stres değerleri

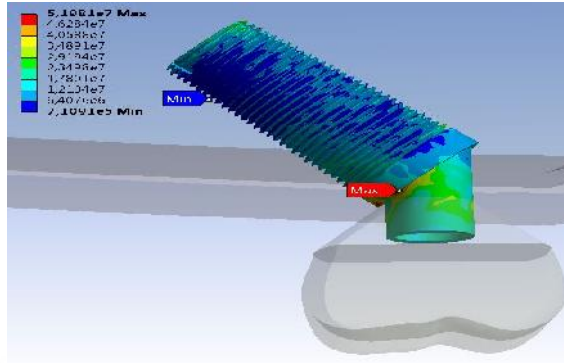


Şekil 56) Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında 30° açılı yerleştirilen porselen üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Mises stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 4,7 çapında implantlarda porselen üzerinde elde edilen stres analizlerine göre; 30° açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Mises stresin porselenin servikal bölgesinde oluştuğu görüldü. Minimum von Mises stresin ise oklüzalde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Mises stres değeri 165,86 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Mises stres değeri ise 0,61 MPa olarak elde edildi (Şekil 56).

4.1.8. Maksillaya yerleştirilen 10 mm boy ve 4,7 mm çapındaki 45° açılı implantlar üzerine uygulanan dik ve oblik kuvvet sonucu açığa çıkan von Misses stres değerleri:

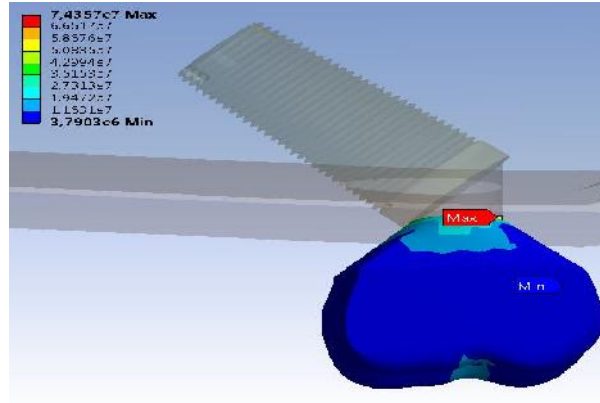
a) 45° açılı implant ve dik kuvvet uygulaması:



Şekil 57) Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında 45° açılı yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 4,7 çapında implantlarda elde edilen stres analizlerine göre; 45° açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Misses stresin implant-abutment birleşiminde olduğu görüldü. Minimum von Misses apikal 1/3'de meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Misses stres değeri 51,98 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Misses stres değeri ise 0,71 MPa olarak elde edildi (Şekil 57).

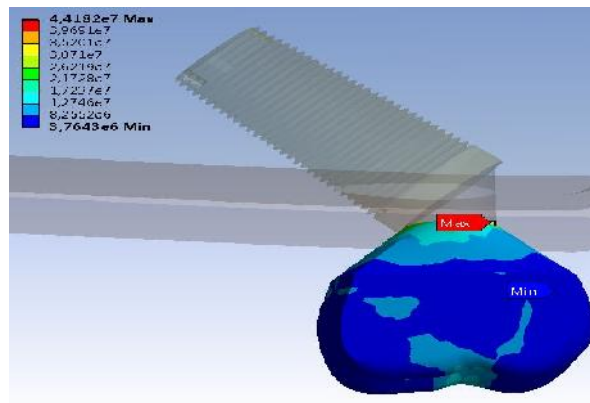
45° açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde zirkonyum alt yapı üzerindeki von Misses stres değerleri



Şekil 58) Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında 45° açılı yerleştirilen zirkon alt yapı üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 4,7 çapında implantlarda zirkonyum alt yapı üzerinde elde edilen stres analizlerine göre; 45° açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Misses stresin zirkonyum alt yapının servikal bölgesinde olduğu görüldü. Minimum von Misses stresin ise ekvator hattı üzerinde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Misses stres değeri 74,35 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Misses stres değeri ise 3,79 MPa olarak elde edildi (Şekil 58).

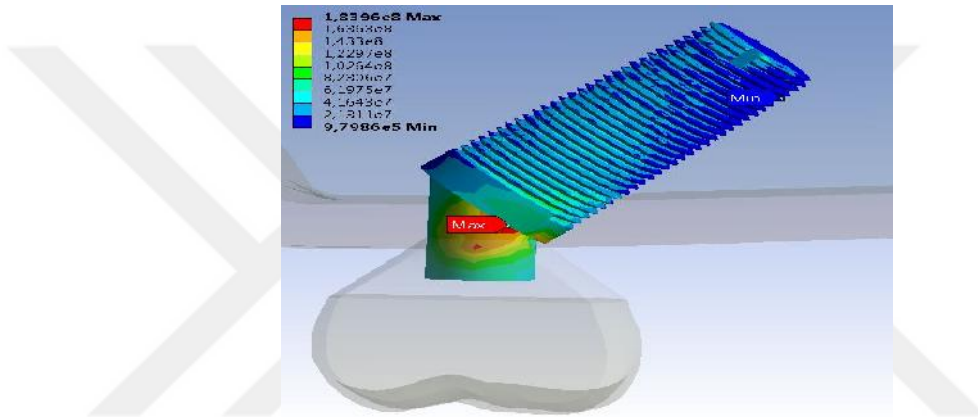
45° açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde porselen yapı üzerindeki von Misses stres değerleri



Şekil 59) Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında 45° açılı yerleştirilen porselen üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 4,7 çapında implantlarda porselen üzerinde elde edilen stres analizlerine göre; 45° açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Mises stresin porselenin servikal bölgesinde olduğu görüldü. Minimum von Mises stresin ise ekvator hattı üzerinde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Mises stres değeri 44,18 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Mises stres değeri ise 3,76 MPa olarak elde edildi (Şekil 59).

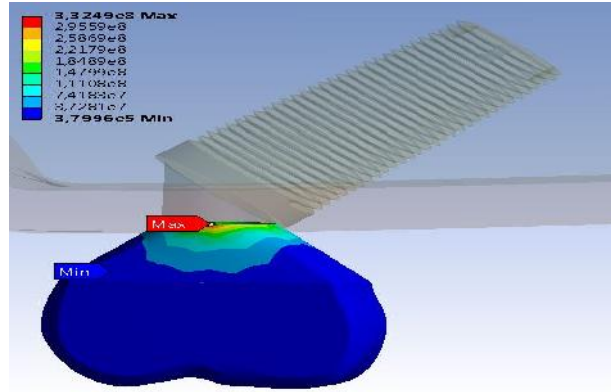
b) 45° açılı implant ve oblik kuvvet uygulaması:



Şekil 60) Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında 45° açılı yerleştirilen implant üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Mises stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 4,7 çapında implantlarda elde edilen stres analizlerine göre; 45° açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Mises stresin implant-abutment birleşiminde olduğu görüldü. Minimum von Mises stresin apikal 1/3'de meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Mises stres değeri 183,96 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Mises stres değeri ise 0,97 MPa olarak elde edildi (Şekil 60).

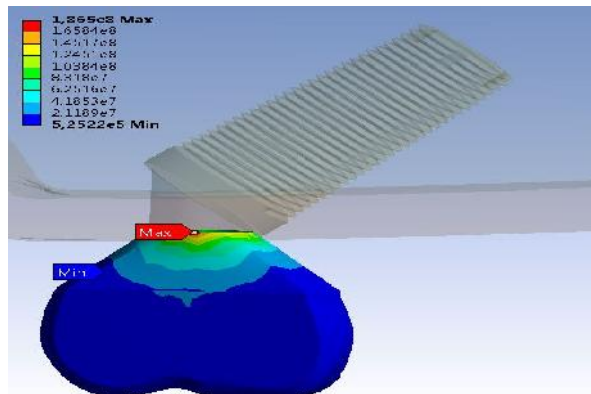
45° açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde zirkonyum alt yapı üzerindeki von Mises stres değerleri



Şekil 61) Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında 45° açılı yerleştirilen zirkonyum alt yapı üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 4,7 çapında implantlarda zirkonyum alt yapı üzerinde elde edilen stres analizlerine göre; 45° açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Misses stresin zirkonyum alt yapının servikal bölgesinde olduğu görüldü. Minimum von Misses stresin ise ekvator hattı altında meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Misses stres değeri 332,49 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Misses stres değeri ise 0,37 MPa olarak elde edildi (Şekil 61).

45° açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde porselen yapı üzerindeki von Misses stres değerleri



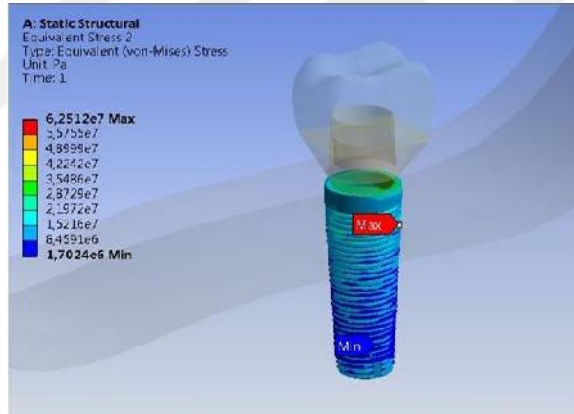
Şekil 62) Maksillaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında 45° açılı yerleştirilen porselen üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 4,7 çapında implantlarda porselen üzerinde elde edilen stres analizlerine göre; 45° açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Mises stresin porselenin servikal bölgesinde olduğu görüldü. Minimum von Mises stresin ise ekvator hattı seviyesinde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Mises stres değeri 186,50 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Mises stres değeri ise 0,52 MPa olarak elde edildi (Şekil 62).

4.2. Mandibulaya implant uygulanması:

4.2.1. Mandibulaya yerleştirilen 10 mm boy ve 3,7 mm çapındaki dik implantlar üzerine uygulanan dik ve oblik kuvvet sonucu açığa çıkan von Mises stres değerleri:

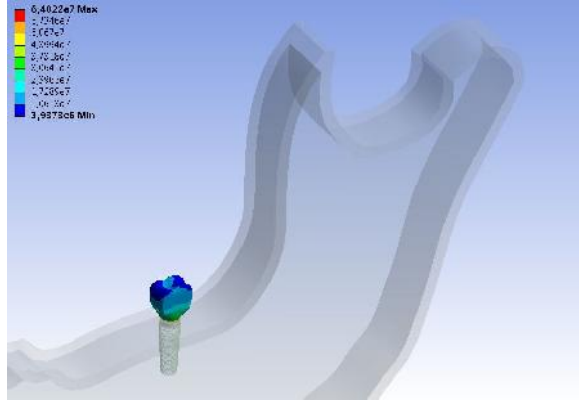
a) Dik açılı implant ve dik kuvvet uygulaması:



Şekil 63) Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında dik açılı yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Mises stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 3,7 çapında implantlarda elde edilen stres analizlerine göre; dik açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Mises stresin implantın boyun bölgesinin altında olduğu görüldü. Minimum von Mises stresin ise implantın apikal 1/3' ünde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Mises stres değeri 62,51 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Mises stres değeri ise 1,70 MPa olarak elde edildi (Şekil 63).

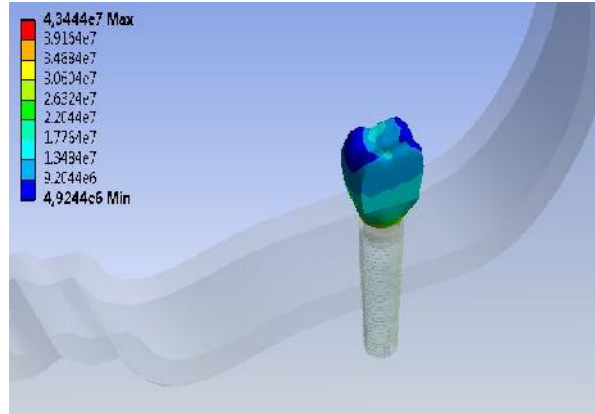
Dik açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde zirkonyum alt yapı üzerindeki von Misses stres değerleri



Şekil 64) Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında dik açılı yerleştirilen zirkon alt yapı üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında implantlarda zirkonyum alt yapı üzerinde elde edilen stres analizlerine göre; Dik açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Misses stresin zirkonyum alt yapının servikal bölgesinde olduğu görüldü. Minimum von Misses stresin ise oklüzalde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Misses stres değeri 64,02 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Misses stres değeri ise 3,93 MPa olarak elde edildi (Şekil 64).

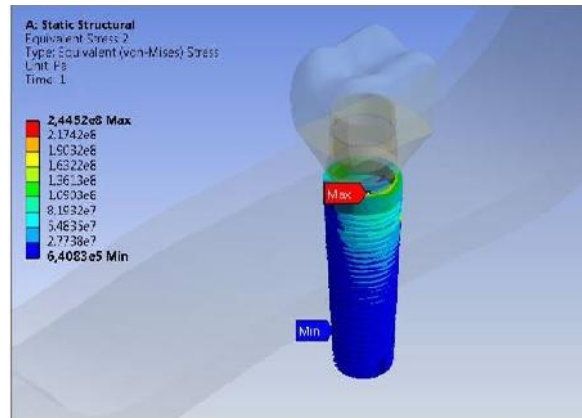
Dik açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde porselen yapı üzerindeki von Misses stres değerleri



Şekil 65) Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında dik açılı yerleştirilen porselen üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 3,7 çapında implantlarda porselen üzerinde elde edilen stres analizlerine göre; Dik açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Misses stresin porselenin servikal bölgesinde oluştuğu görüldü. Minimum von Misses stresin ise oklüzalda meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Misses stres değeri 43,44 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Misses stres değeri ise 4,92 MPa olarak elde edildi (Şekil 65).

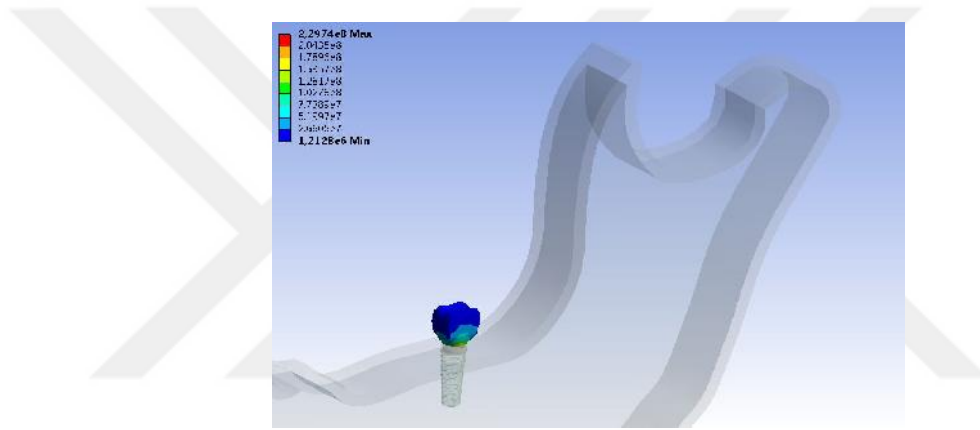
b) Dik açılı implant ve oblik kuvvet uygulaması:



Şekil 66) Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında dik yerleştirilen implant üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 3,7 çapında implantlarda elde edilen stres analizlerine göre; dik açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Mises stresin implantın boyun bölgesinde olduğu görüldü. Minimum von Mises stresin ise implantın apikal 1/3' ünde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Mises stres değeri 244,52 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Mises stres değeri ise 0,64 MPa olarak elde edildi (Şekil 66).

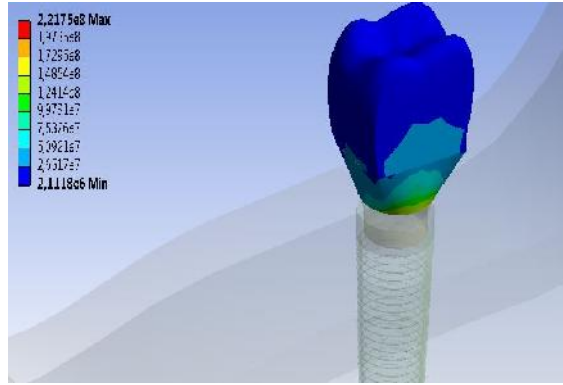
Dik açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde zirkonyum alt yapı üzerindeki von Mises stres değerleri



Şekil 67) Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında dik yerleştirilen zirkon alt yapı üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Mises stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 3,7 çapında implantlarda zirkonyum alt yapı üzerinde elde edilen stres analizlerine göre; Dik açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Mises stresin zirkonyum alt yapının servikal bölgesinde olduğu görüldü. Minimum von Mises stresin ise oklüzalda meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Mises stres değeri 229,74 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Mises stres değeri ise 1,21 MPa olarak elde edildi (Şekil 67).

Dik açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde porselen yapı üzerindeki von Mises stres değerleri

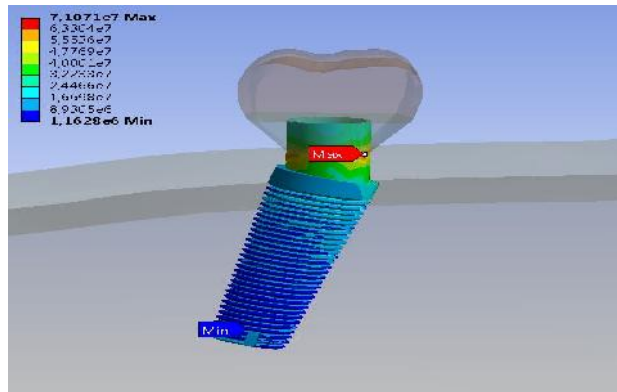


Şekil 68) Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında dik yerleştirilen porselen üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Mises stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 3,7 çapında implantlarda porselen üzerinde elde edilen stres analizlerine göre; Dik açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Mises stresin porselenin servikal bölgesinde olduğu görüldü. Minimum von Mises stresin ise oklüzalde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Mises stres değeri 221,75 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Mises stres değeri ise 2,11 MPa olarak elde edildi (Şekil 68).

4.2.2. Mandibulaya yerleştirilen 10 mm boy ve 3,7 mm çapındaki 15° açılı implantlar üzerine uygulanan dik ve oblik kuvvet sonucu açığa çıkan von Mises stres değerleri:

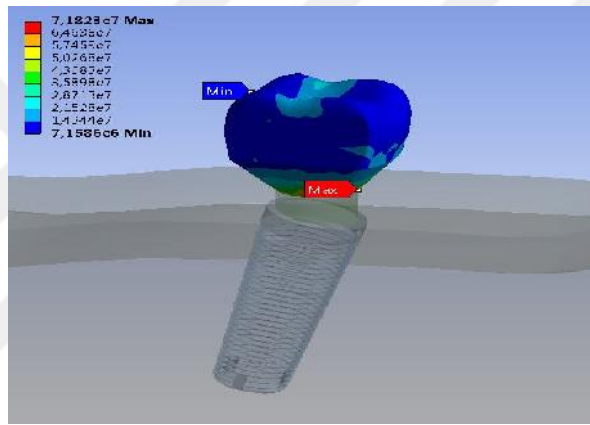
a) 15° açılı implant ve dik kuvvet uygulaması:



Şekil 69) Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında 15° açılı yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Mises stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 3,7 çapında implantlarda elde edilen stres analizlerine göre; 15° açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Misses stresin abutment üzerinde olduğu görüldü. Minimum von Misses stresin ise implantın apikalinde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Misses stres değeri 71,07 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Misses stres değeri ise 1,16 MPa olarak elde edildi (Şekil 69).

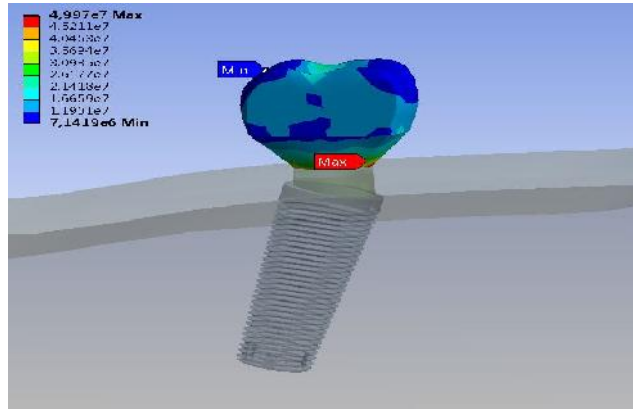
15° açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde zirkonyum alt yapı üzerindeki von Misses stres değerleri



Şekil 70) Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında 15° açılı yerleştirilen zirkon alt yapı üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 3,7 çapında implantlarda zirkonyum alt yapı üzerinde elde edilen stres analizlerine göre; 15° açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Misses stresin zirkonyum alt yapının servikal bölgesinde olduğu görüldü. Minimum von Misses stresin ise oklüzalda meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Misses stres değeri 71,82 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Misses stres değeri ise 7,15 MPa olarak elde edildi (Şekil 70).

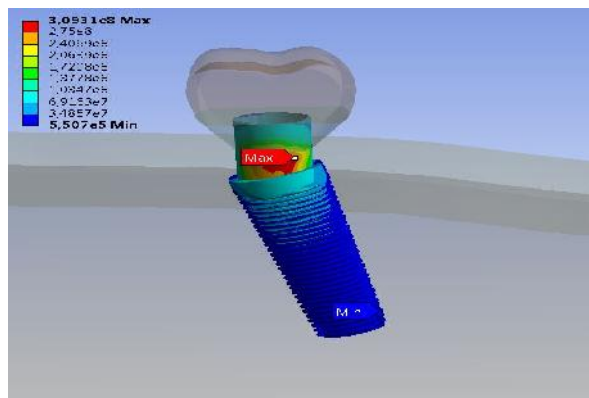
15° açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde porselen yapı üzerindeki von Misses stres değerleri



Şekil 71) Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında 15° açılı yerleştirilen porselen üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 3,7 çapında implantlarda porselen üzerinde elde edilen stres analizlerine göre; 15° açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Misses stresin porselenin servikal bölgesinde olduğu görüldü. Minimum von Misses stresin ise oklüzalde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Misses stres değeri 49,97 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Misses stres değeri ise 7,14 MPa olarak elde edildi (Şekil 71).

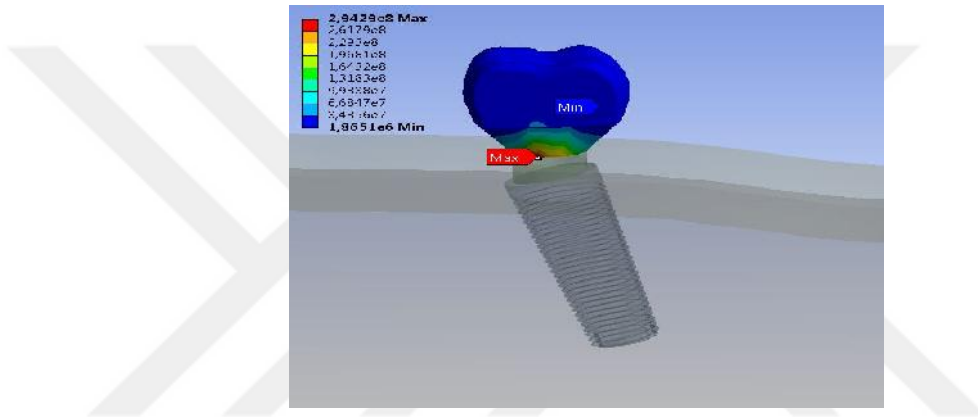
b) 15° açılı implant ve oblik kuvvet uygulaması:



Şekil 72) Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında 15° açılı yerleştirilen implant üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 3,7 çapında implantlarda elde edilen stres analizlerine göre; 15° açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Misses stresin abutment üzerinde olduğu görüldü. Minimum von Misses stresin ise implantın apikalinde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Misses stres değeri 309,31 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Misses stres değeri ise 0,55 MPa olarak elde edildi (Şekil 72).

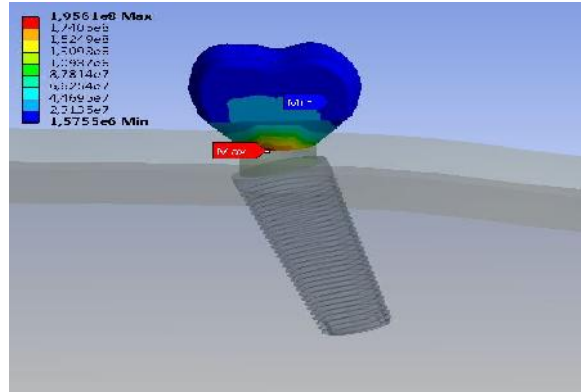
15° açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde zirkonyum alt yapı üzerindeki von Misses stres değerleri



Şekil 73) Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında 15° açılı yerleştirilen zirkon alt yapı üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 3,7 çapında implantlarda zirkonyum alt yapı üzerinde elde edilen stres analizlerine göre; 15° açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Misses stresin zirkonyum alt yapının servikal bölgesinde olduğu görüldü. Minimum von Misses stresin ise ekvator hattının üstünde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Misses stres değeri 294,29 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Misses stres değeri ise 1,86 MPa olarak elde edildi (Şekil 73).

15° açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde porselen yapı üzerindeki von Misses stres değerleri

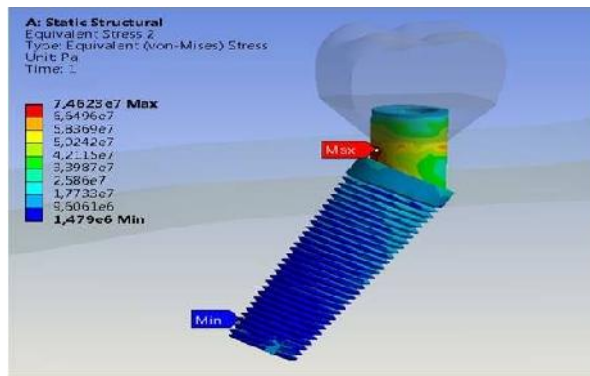


Şekil 74) Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında 15° açılı yerleştirilen porselen üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 3,7 çapında implantlarda porselen üzerinde elde edilen stres analizlerine göre; 15° açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Misses stresin porselenin servikal bölgesinde olduğu görüldü. Minimum von Misses stresin ise ekvator hattının üstünde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Misses stres değeri 195,61 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Misses stres değeri ise 1,57 MPa olarak elde edildi (Şekil 74).

4.2.3. Mandibulaya yerleştirilen 10 mm boy ve 3,7 mm çapındaki 30° açılı implantlar üzerine uygulanan dik ve oblik kuvvet sonucu açığa çıkan von Misses stres değerleri:

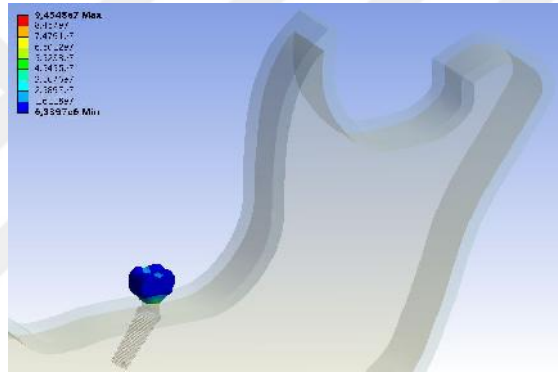
a) 30° açılı implant ve dik kuvvet uygulaması:



Şekil 75) Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında 30° açılı yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 3,7 çapında implantlarda elde edilen stres analizlerine göre; 30° açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Misses stresin implant abutment birleşim noktasında görüldü. Minimum von Misses stresin ise implantın apikalinde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Misses stres değeri 74,62 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Misses stres değeri ise 1,47 MPa olarak elde edildi (Şekil 75).

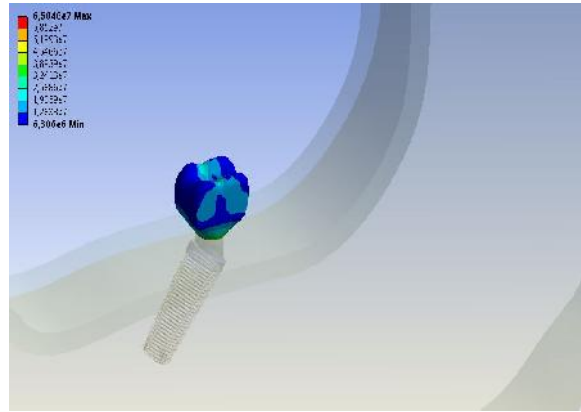
30° açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde zirkonyum alt yapı üzerindeki von Misses stres değerleri



Şekil 76) Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında 30° açılı yerleştirilen zirkon alt yapı üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 3,7 çapında implantlarda zirkonyum alt yapı üzerinde elde edilen stres analizlerine göre; 30° açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Misses stresin zirkonyum alt yapının servikal bölgesinde olduğu görüldü. Minimum von Misses stresin ise oklüzalde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Misses stres değeri 94,34 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Misses stres değeri ise 6,33 MPa olarak elde edildi (Şekil 76).

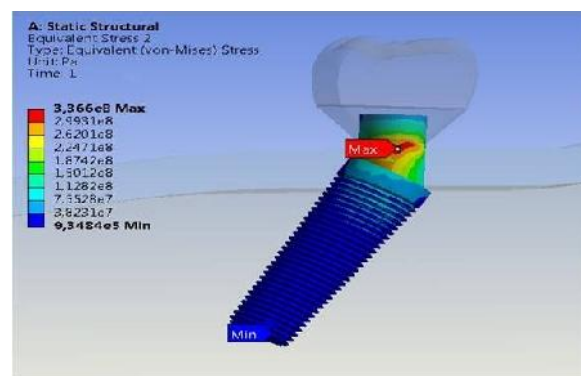
30° açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde porselen yapı üzerindeki von Misses stres değerleri



Şekil 77) Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında 30° açılı yerleştirilen porselen üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 3,7 çapında implantlarda porselen üzerinde elde edilen stres analizlerine göre; 30° açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Misses stresin porselenin servikal bölgesinde olduğu görüldü. Minimum von Misses stresin ise oklüzalda meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Misses stres değeri 65,04 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Misses stres değeri ise 6,30 MPa olarak elde edildi (Şekil 77).

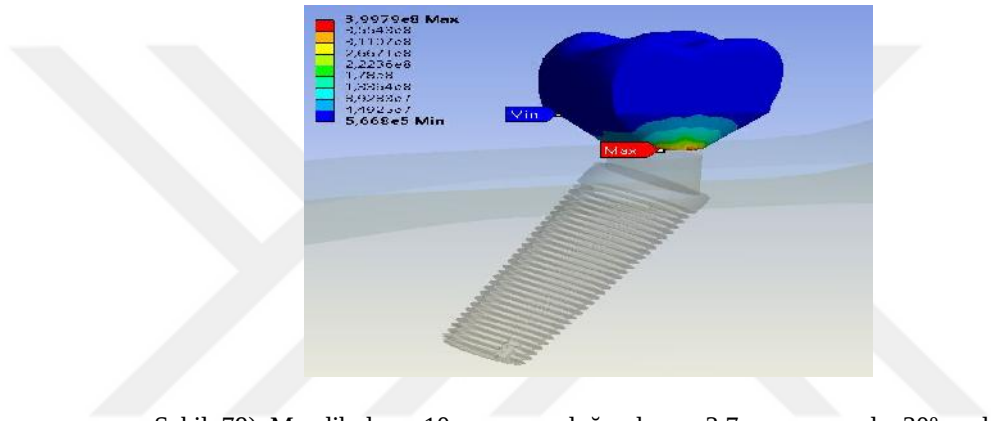
b) 30° açılı implant ve oblik kuvvet uygulaması:



Şekil 78) Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında 30° açılı yerleştirilen implant üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 3,7 çapında implantlarda elde edilen stres analizlerine göre; 30° açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Misses stresin abutment üzerinde olduğu görüldü. Minimum von Misses stresin apikalde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Misses stres değeri 336,60 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Misses stres değeri ise 0,93 MPa olarak elde edildi (Şekil 78).

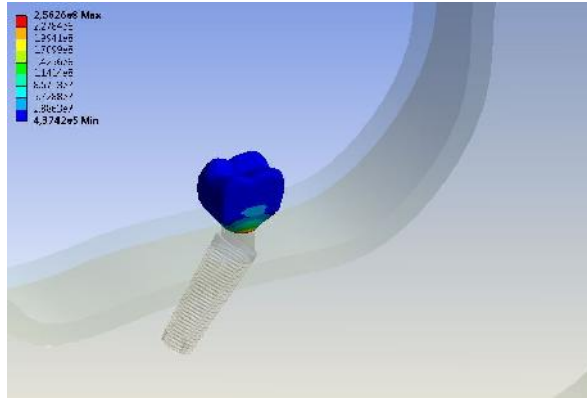
30° açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde zirkonyum alt yapı üzerindeki von Misses stres değerleri



Şekil 79) Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında 30° açılı yerleştirilen zirkonyum alt yapı üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 3,7 çapında implantlarda zirkonyum alt yapı üzerinde elde edilen stres analizlerine göre; 30° açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Misses stresin zirkonyum alt yapının servikal bölgesinde olduğu görüldü. Minimum von Misses stresin ise ekvator hattı üzerinde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Misses stres değeri 399,79 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Misses stres değeri ise 0,56 MPa olarak elde edildi (Şekil 79).

30° açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde porselen yapı üzerindeki von Misses stres değerleri

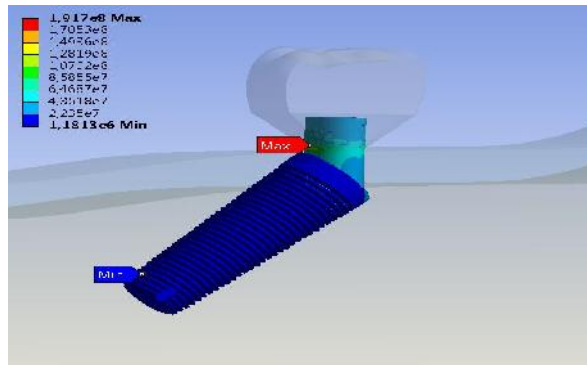


Şekil 80) Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında 30° açılı yerleştirilen porselen üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 3,7 çapında implantlarda porselen üzerinde elde edilen stres analizlerine göre; 30° açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Misses stresin porselenin servikal bölgesinde oluştuğu görüldü. Minimum von Misses stresin ise oklüzalde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Misses stres değeri 256,26 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Misses stres değeri ise 0,43 MPa olarak elde edildi (Şekil 80).

4.2.4. Mandibulaya yerleştirilen 10 mm boy ve 3,7 mm çapındaki 45° açılı implantlar üzerine uygulanan dik ve oblik kuvvet sonucu açığa çıkan von Misses stres değerleri:

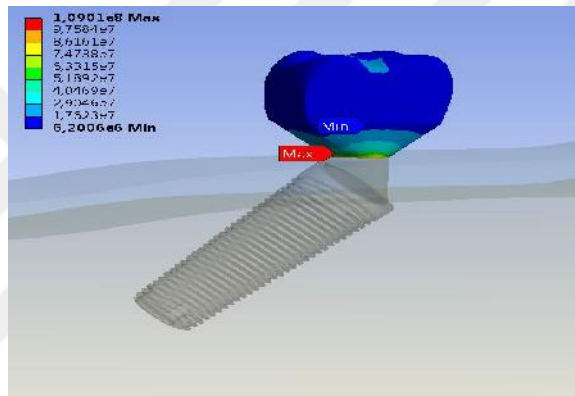
a) 45° açılı implant ve dik kuvvet uygulaması:



Şekil 81) Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında 45° açılı yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 3,7 çapında implantlarda elde edilen stres analizlerine göre; 45° açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Misses stresin abutment üzerinde oluştuğu görüldü. Minimum von Misses stresin apikalde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Misses stres değeri 191,70 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Misses stres değeri ise 1,18 MPa olarak elde edildi (Şekil 81).

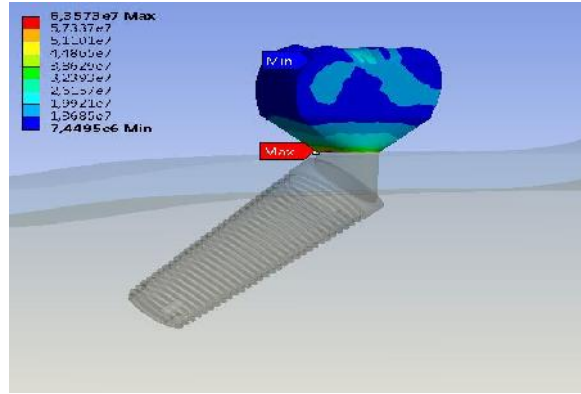
45° açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde zirkonyum alt yapı üzerindeki von Misses stres değerleri



Şekil 82) Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında 45° açılı yerleştirilen zirkonyum alt yapı üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 3,7 çapında implantlarda zirkonyum alt yapı üzerinde elde edilen stres analizlerine göre; 45° açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Misses stresin zirkonyum alt yapının servikal bölgesinde oluştuğu görüldü. Minimum von Misses stresin ise ekvator hattı üzerinde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Misses stres değeri 109,01 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Misses stres değeri ise 6,20 MPa olarak elde edildi (Şekil 82).

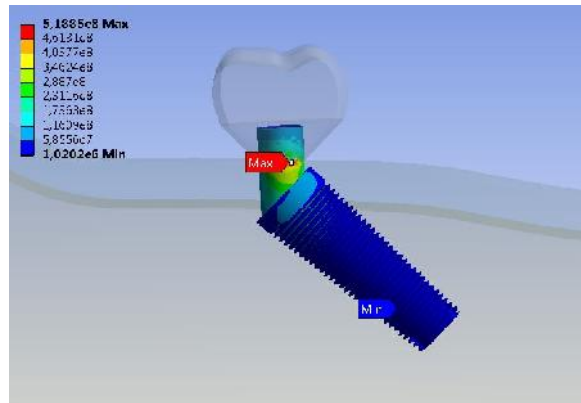
45° açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde porselen yapı üzerindeki von Misses stres değerleri



Şekil 83) Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında 45° açılı yerleştirilen porselen üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 3,7 çapında implantlarda porselen üzerinde elde edilen stres analizlerine göre; 45° açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Misses stresin porselenin servikal bölgesinde olduğu görüldü. Minimum von Misses stresin ise oklüzalde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Misses stres değeri 63,57 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Misses stres değeri ise 7,44 MPa olarak elde edildi (Şekil 83).

b) 45° açılı implant ve oblik kuvvet uygulaması:

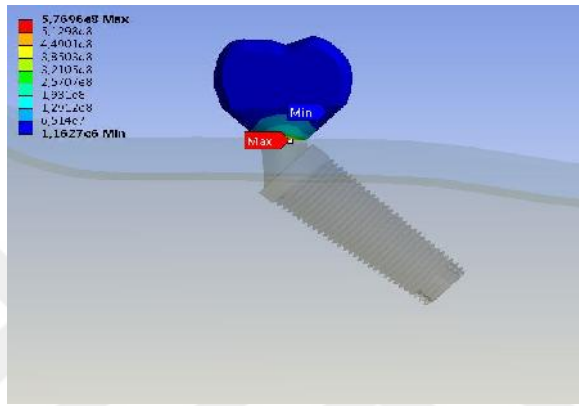


Şekil 84) Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında 45° açılı yerleştirilen implant üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 3,7 çapında implantlarda elde edilen stres analizlerine göre; 45° açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde

maksimum von Mises stresin abutment üzerinde olduğu görüldü. Minimum von Mises stresin apikal 1/3'de meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Mises stres değeri 518,85 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Mises stres değeri ise 1,02 MPa olarak elde edildi (Şekil 84).

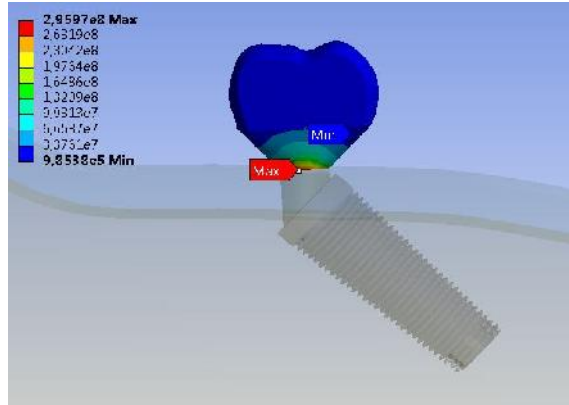
45° açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde zirkonyum alt yapı üzerindeki von Mises stres değerleri



Şekil 85) Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında 45° açılı yerleştirilen zirkon alt yapı üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Mises stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 3,7 çapında implantlarda zirkonyum alt yapı üzerinde elde edilen stres analizlerine göre; 45° açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Mises stresin zirkonyum alt yapının servikal bölgesinde olduğu görüldü. Minimum von Mises stresin ise ekvator hattının altında meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Mises stres değeri 576,96 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Mises stres değeri ise 1,16 MPa olarak elde edildi (Şekil 85).

45° açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde porselen yapı üzerindeki von Mises stres değerleri

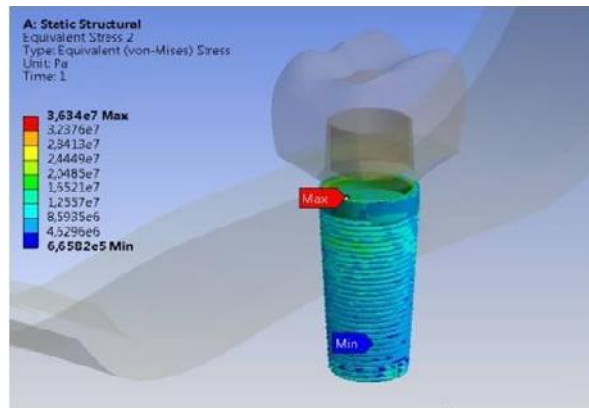


Şekil 86) Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 3,7 mm çapında 45° açılı yerleştirilen porselen üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 3,7 çapında implantlarda porselen üzerinde elde edilen stres analizlerine göre; 45° açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Misses stresin porselenin servikal bölgesinde olduğu görüldü. Minimum von Misses stresin ise ekvator hattının altında meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum Von misses stres değeri 295,97 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Misses stres değeri ise 0,98 MPa olarak elde edildi (Şekil 86).

4.2.5. Mandibulaya yerleştirilen 10 mm boy ve 4,7 mm çapındaki dik implantlar üzerine uygulanan dik ve oblik kuvvet sonucu açığa çıkan von Misses stres değerleri:

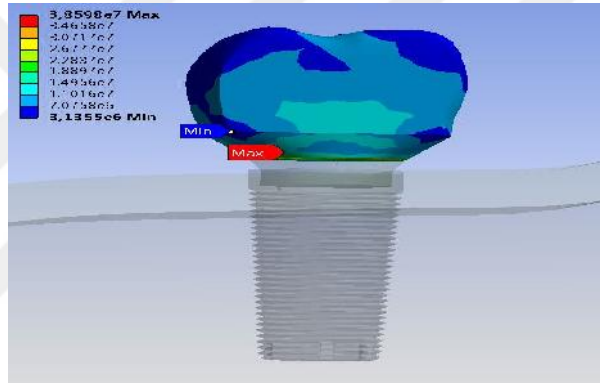
a) Dik açılı implant ve dik kuvvet uygulaması:



Şekil 87) Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında dik yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 4,7 çapında implantlarda elde edilen stres analizlerine göre; dik açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Mises stresin implantın boyun bölgesinde oluştuğu görüldü. Minimum von Mises stresin ise implantın apikal 1/3' ünde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Mises stres değeri 36,34 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Mises stres değeri ise 0,66 MPa olarak elde edildi (Şekil 87).

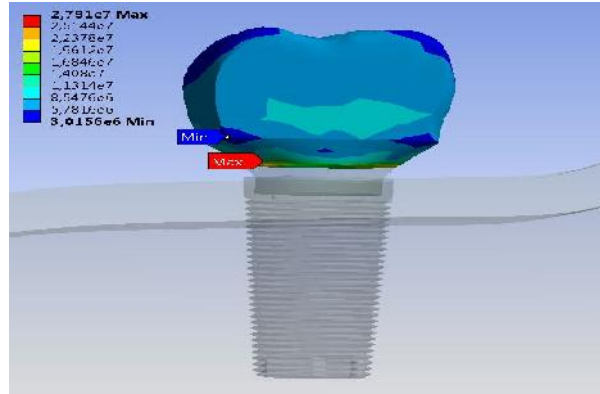
Dik açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde zirkonyum alt yapı üzerindeki von Mises stres değerleri



Şekil 88) Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında dik yerleştirilen zirkonyum alt yapı üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Mises stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 4,7 çapında implantlarda zirkonyum alt yapı üzerinde elde edilen stres analizlerine göre; Dik açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Mises stresin zirkonyum alt yapının servikal bölgesinde oluştuğu görüldü. Minimum von Mises stresin ise ekvator hattı seviyesinde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Mises stres değeri 38,59 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Mises stres değeri ise 3,13 MPa olarak elde edildi (Şekil 88).

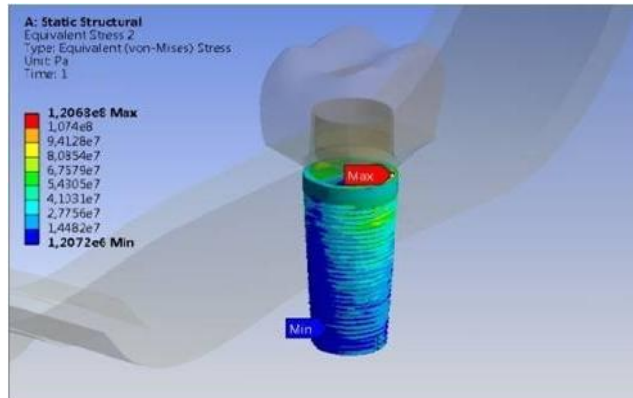
Dik açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde porselen yapı üzerindeki von Mises stres değerleri



Şekil 89) Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında dik yerleştirilen porselen üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Mises stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 4,7 çapında implantlarda porselen üzerinde elde edilen stres analizlerine göre; Dik açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Mises stresin porselenin servikal bölgesinde olduğu görüldü. Minimum von Mises stresin ise ekvator hattı seviyesinde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Mises stres değeri 27,91 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Mises stres değeri ise 3,01 MPa olarak elde edildi (Şekil 89).

b) Dik açılı implant ve oblik kuvvet uygulaması:

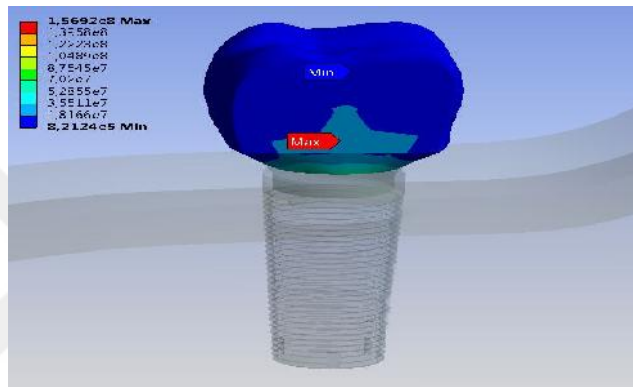


Şekil 90) Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında dik yerleştirilen implant üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Mises stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 4,7 çapında implantlarda elde edilen stres analizlerine göre; dik açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde

maksimum von Mises stresin implantın boyun bölgesinde oluştuğu görüldü. Minimum von Mises stresin ise implantın apikal 1/3' ünde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Mises stres değeri 120,68 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Mises stres değeri ise 1,20 MPa olarak elde edildi (Şekil 90).

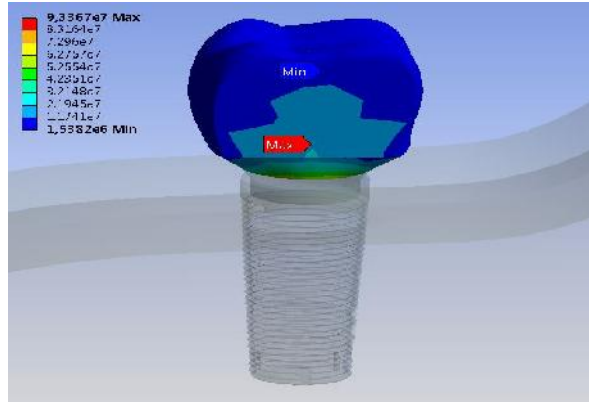
Dik açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde zirkonyum alt yapı üzerindeki von Mises stres değerleri



Şekil 91) Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında dik yerleştirilen zirkonyum alt yapı üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Mises stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 4,7 çapında implantlarda zirkonyum alt yapı üzerinde elde edilen stres analizlerine göre; Dik açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Mises stresin zirkonyum alt yapının servikal bölgesinde oluştuğu görüldü. Minimum von Mises stresin ise oklüzalda meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Mises stres değeri 156,92 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Mises stres değeri ise 0,82 MPa olarak elde edildi (Şekil 91).

Dik açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde porselen yapı üzerindeki von Mises stres değerleri

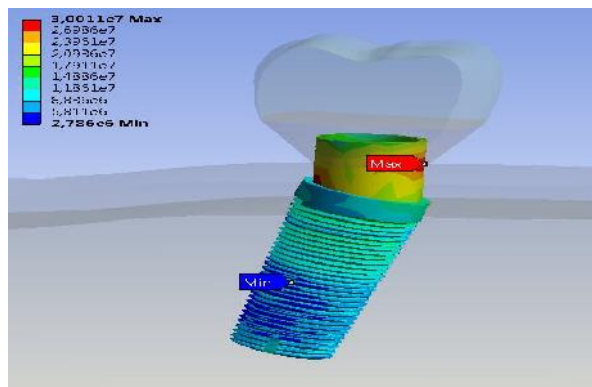


Şekil 92) Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında dik yerleştirilen porselen üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 4,7 çapında implantlarda porselen üzerinde elde edilen stres analizlerine göre; Dik açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Misses stresin porselenin servikal bölgesinde olduğu görüldü. Minimum von Misses stresin ise oklüzalda meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Misses stres değeri 93,36 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Misses stres değeri ise 1,53 MPa olarak elde edildi (Şekil 92).

4.2.6. Mandibulaya yerleştirilen 10 mm boy ve 4,7 mm çapındaki 15° açılı implantlar üzerine uygulanan dik ve oblik kuvvet sonucu açığa çıkan von Misses stres değerleri:

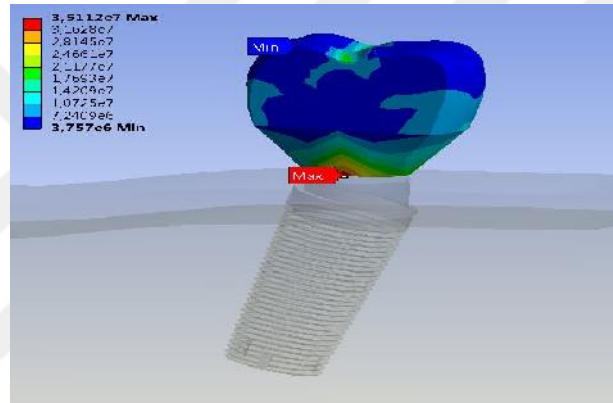
a) 15° açılı implant ve dik kuvvet uygulaması:



Şekil 93) Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında 15° açılı yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 4,7 çapında implantlarda elde edilen stres analizlerine göre; 15° açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Misses stresin abutment üzerinde olduğu izlendi. Minimum von Misses stresin ise implantın orta 1/3' ünde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Misses stres değeri 30,01 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Misses stres değeri ise 2,78 MPa olarak elde edildi (Şekil 93).

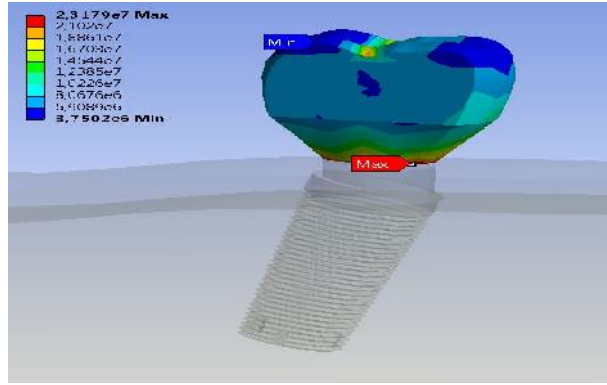
15° açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde zirkonyum alt yapı üzerindeki von Misses stres değerleri



Şekil 94) Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında 15° açılı yerleştirilen zirkonyum alt yapı üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 4,7 çapında implantlarda zirkonyum alt yapı üzerinde elde edilen stres analizlerine göre; 15° açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Misses stresin zirkonyum alt yapının servikal bölgesinde olduğu görüldü. Minimum von Misses stresin ise oklüzalde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Misses stres değeri 35,11 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Misses stres değeri ise 3,75 MPa olarak elde edildi (Şekil 94).

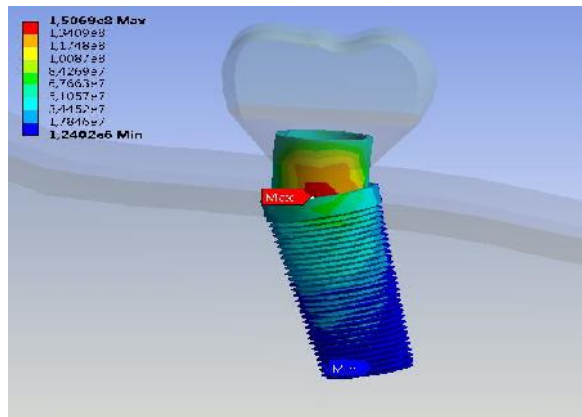
15° açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde porselen yapı üzerindeki von Misses stres değerleri



Şekil 95) Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında 15° açılı yerleştirilen porselen üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 4,7 çapında implantlarda porselen üzerinde elde edilen stres analizlerine göre; 15° açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Misses stresin porselenin servikal bölgesinde olduğu görüldü. Minimum von Misses stresin ise oklüzalde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Misses stres değeri 23,17 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Misses stres değeri ise 3,75 MPa olarak elde edildi (Şekil 95).

b) 15° açılı implant ve oblik kuvvet uygulaması:

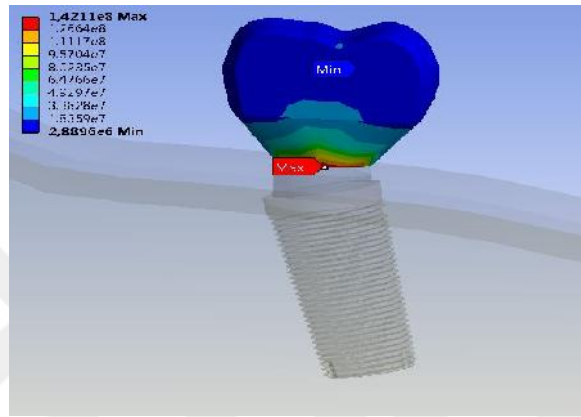


Şekil 96) Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında 15° açılı yerleştirilen implant üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 4,7 çapında implantlarda elde edilen stres analizlerine göre; 15° açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde

maksimum von Mises stresin implant-abutment birleşimi üzerinde olduğu izlendi. Minimum von Mises stresin ise implantın apikalde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Mises stres değeri 150,69 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Mises stres değeri ise 1,24 MPa olarak elde edildi (Şekil 96).

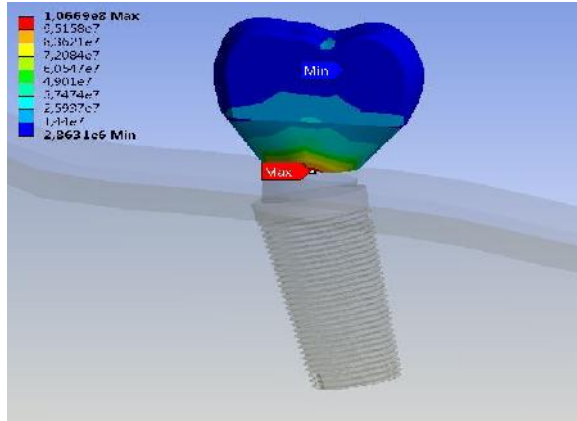
15° açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde zirkonyum alt yapı üzerindeki von Mises stres değerleri



Şekil 97) Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında 15° açılı yerleştirilen zirkonyum alt yapı üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Mises stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 4,7 çapında implantlarda zirkonyum alt yapı üzerinde elde edilen stres analizlerine göre; 15° açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Mises stresin zirkonyum alt yapının servikal bölgesinde olduğu görüldü. Minimum von Mises stresin ise oklüzalde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Mises stres değeri 142,11 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Mises stres değeri ise 2,88 MPa olarak elde edildi (Şekil 97).

15° açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde porselen yapı üzerindeki von Mises stres değerleri

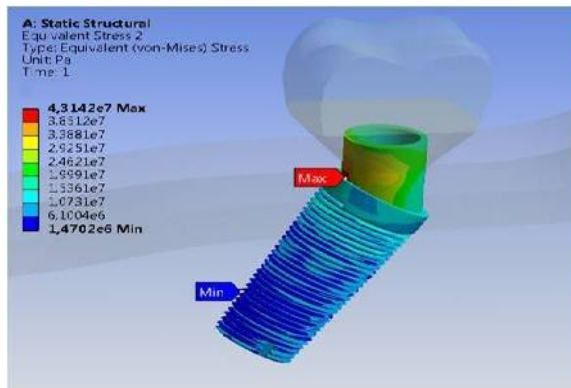


Şekil 98) Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında 15° açılı yerleştirilen porselen üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 4,7 çapında implantlarda porselen üzerinde elde edilen stres analizlerine göre; 15° açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Misses stresin porselenin servikal bölgesinde olduğu görüldü. Minimum von Misses stresin ise oklüzalda meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Misses stres değeri 106,69 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Misses stres değeri ise 2,86 MPa olarak elde edildi (Şekil 98).

4.2.7. Mandibulaya yerleştirilen 10 mm boy ve 4,7 mm çapındaki 30° açılı implantlar üzerine uygulanan dik ve oblik kuvvet sonucu açığa çıkan von Misses stres değerleri:

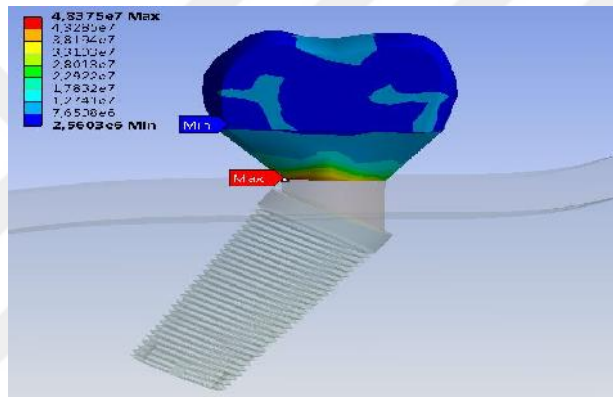
a) 30° açılı implant ve dik kuvvet uygulaması:



Şekil 99) Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında 30° açılı yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 4,7 çapında implantlarda elde edilen stres analizlerine göre; 30° açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Misses stresin implant-abutment birleşiminde izlendi. Minimum von Misses stresin ise implantın apikal 1/3' ünde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Misses stres değeri 43,14 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Misses stres değeri ise 1,47 MPa olarak elde edildi (Şekil 99).

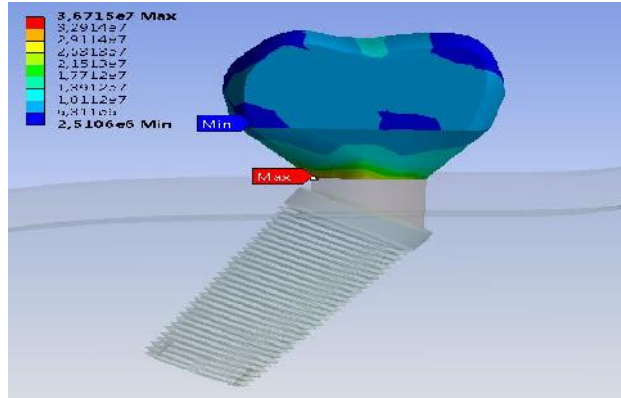
30° açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde zirkonyum alt yapı üzerindeki von Misses stres değerleri



Şekil 100) Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında 30° açılı yerleştirilen zirkonyum alt yapı üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 4,7 çapında implantlarda zirkonyum alt yapı üzerinde elde edilen stres analizlerine göre; 30° açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Misses stresin zirkonyum alt yapının servikal bölgesinde olduğu görüldü. Minimum von Misses stresin ise ekvator hattı üzerinde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Misses stres değeri 48,37 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Misses stres değeri ise 2,56 MPa olarak elde edildi (Şekil 100).

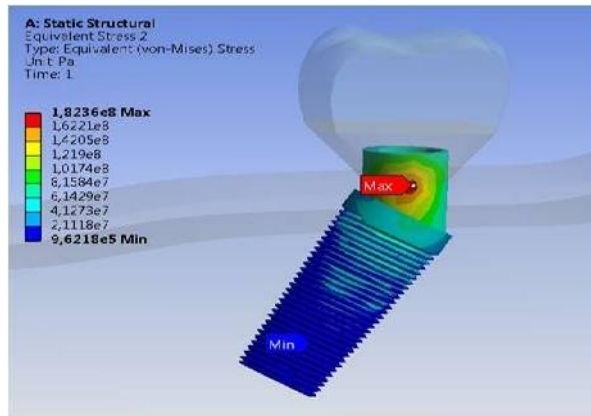
30° açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde porselen yapı üzerindeki von Misses stres değerleri



Şekil 101) Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında 30° açılı yerleştirilen porselen üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 4,7 çapında implantlarda porselen üzerinde elde edilen stres analizlerine göre; 30° açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Misses stresin porselenin servikal bölgesinde olduğu görüldü. Minimum von Misses stresin ise ekvator hattı üzerinde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Misses stres değeri 36,71 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Misses stres değeri ise 2,51 MPa olarak elde edildi (Şekil 101).

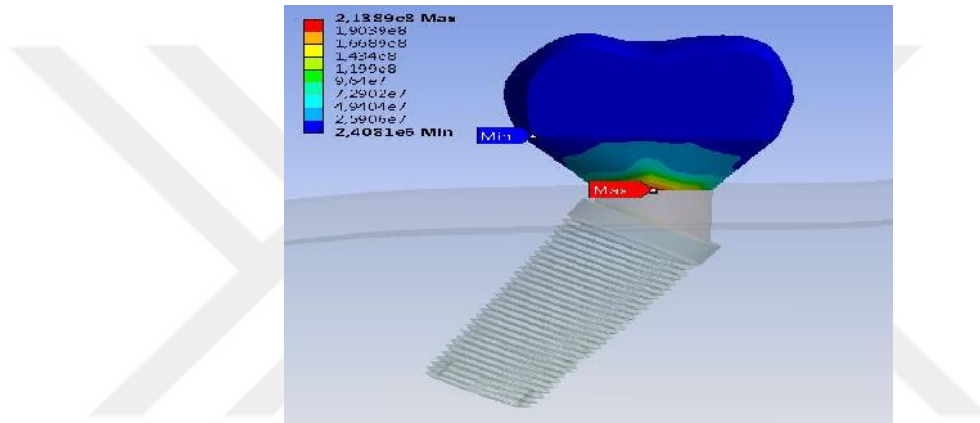
b) 30° açılı implant ve oblik kuvvet uygulaması:



Şekil 102) Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında 30° açılı yerleştirilen implant üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 4,7 çapında implantlarda elde edilen stres analizlerine göre; 30° açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Misses stresin abutment üzerinde olduğu görüldü. Minimum von Misses stresin implantın apikal 1/3' ünde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Misses stres değeri 182,36 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Misses stres değeri ise 0,96 MPa olarak elde edildi (Şekil 102).

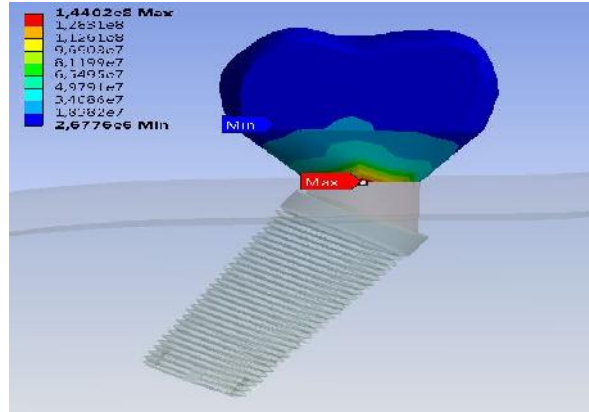
30° açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde zirkonyum alt yapı üzerindeki von Misses stres değerleri



Şekil 103) Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında 30° açılı yerleştirilen zirkonyum alt yapı üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 4,7 çapında implantlarda zirkonyum alt yapı üzerinde elde edilen stres analizlerine göre; 30° açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Misses stresin zirkonyum alt yapının servikal bölgesinde olduğu görüldü. Minimum von Misses stresin ise ekvator hattı üzerinde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Misses stres değeri 213,89 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Misses stres değeri ise 2,40 MPa olarak elde edildi (Şekil 103).

30° açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde porselen yapı üzerindeki von Misses stres değerleri

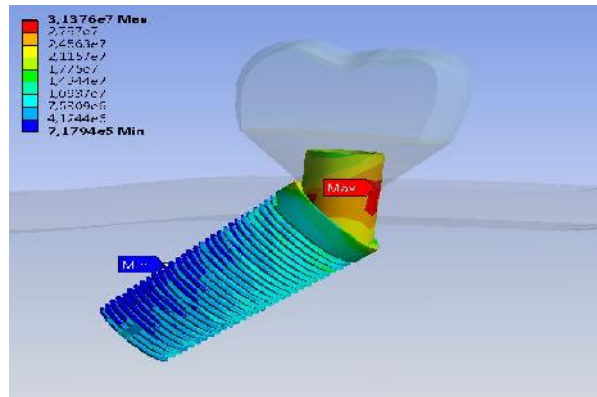


Şekil 104) Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında 30° açılı yerleştirilen porselen üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri.

10 mm uzunluğunda ve 4,7 çapında implantlarda porselen üzerinde elde edilen stres analizlerine göre; 30° açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Misses stresin porselenin servikal bölgesinde oluştuğu görüldü. Minimum von Misses stresin ise ekvator hattının üzerinde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Misses stres değeri 144,02 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Misses stres değeri ise 2,67 MPa olarak elde edildi (Şekil 104).

4.2.8. Mandibulaya yerleştirilen 10 mm boy ve 4,7 mm çapındaki 45° açılı implantlar üzerine uygulanan dik ve oblik kuvvet sonucu açığa çıkan von Misses stres değerleri:

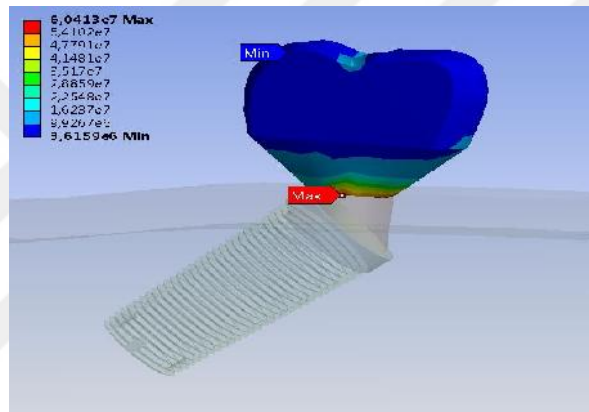
a) 45° açılı implant ve dik kuvvet uygulaması:



Şekil 105) Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında 45° açılı yerleştirilen implant üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri

10 mm uzunluğunda ve 4,7 çapında implantlarda elde edilen stres analizlerine göre; 45° açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Misses stresin abutment üzerinde olduğu görüldü. Minimum von Misses stresin implantın apikal 1/3' ünde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Misses stres değeri 31,37 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Misses stres değeri ise 0,71 MPa olarak elde edildi (Şekil 105).

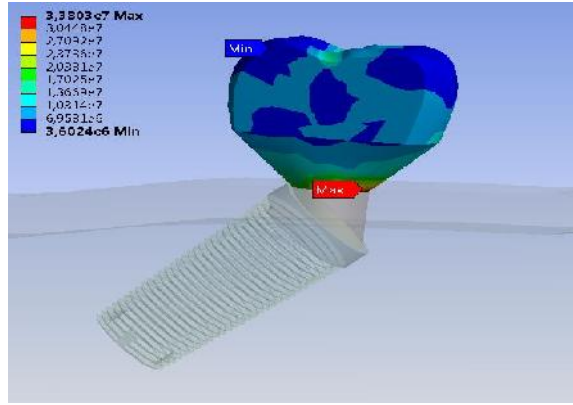
45° açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde zirkonyum alt yapı üzerindeki von Misses stres değerleri



Şekil 106) Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında 45° açılı yerleştirilen zirkonyum alt yapı üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri

10 mm uzunluğunda ve 4,7 çapında implantlarda zirkonyum alt yapı üzerinde elde edilen stres analizlerine göre; 45° açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Misses stresin zirkonyum alt yapının servikal bölgesinde olduğu görüldü. Minimum von Misses stresin ise oklüzalda meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Misses stres değeri 60,41 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Misses stres değeri ise 3,61 MPa olarak elde edildi (Şekil 106).

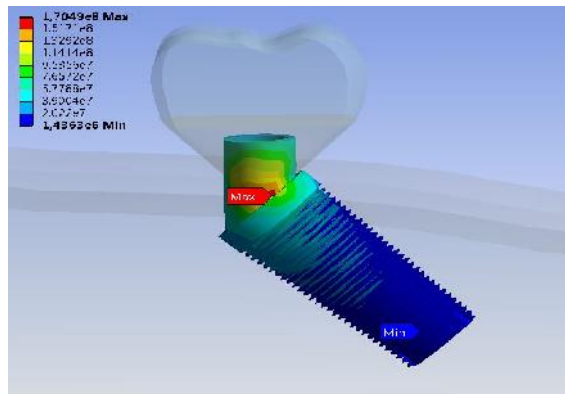
45° açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde porselen yapı üzerindeki von Misses stres değerleri



Şekil 107) Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında 45° açılı yerleştirilen porselen üzerine uygulanan dik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Mises stres değerleri

10 mm uzunluğunda ve 4,7 çapında implantlarda porselen üzerinde elde edilen stres analizlerine göre; 45° açıda yerleştirilen implant ve dik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Mises stresin porselenin servikal bölgesinde olduğu görüldü. Minimum von Mises stresin ise oklüzalda meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Mises stres değeri 33,80 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Mises stres değeri ise 3,60 MPa olarak elde edildi (Şekil 107).

b) 45° açılı implant ve oblik kuvvet uygulaması:

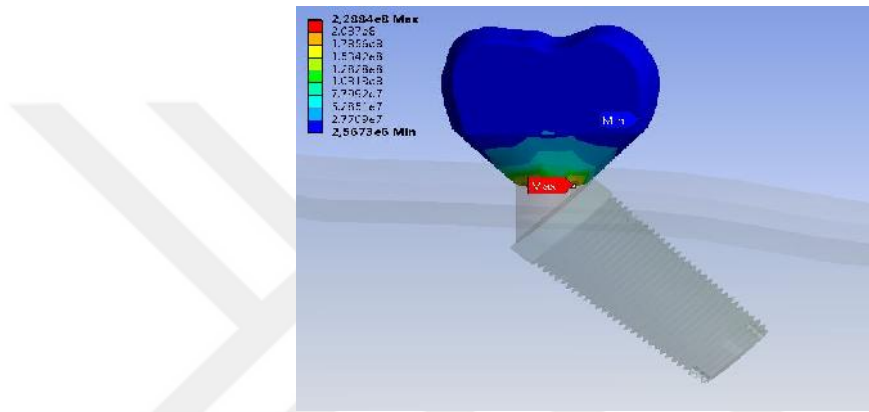


Şekil 108) Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında 45° açılı yerleştirilen implant üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Mises stres değerleri

10 mm uzunluğunda ve 4,7 çapında implantlarda elde edilen stres analizlerine göre; 45° açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde

maksimum von Mises stresin implant-abutment birleşiminde oluştuğu görüldü. Minimum von Mises stresin implantın apikal 1/3' ünde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Mises stres değeri 170,49 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Mises stres değeri ise 1,43 MPa olarak elde edildi (Şekil 108).

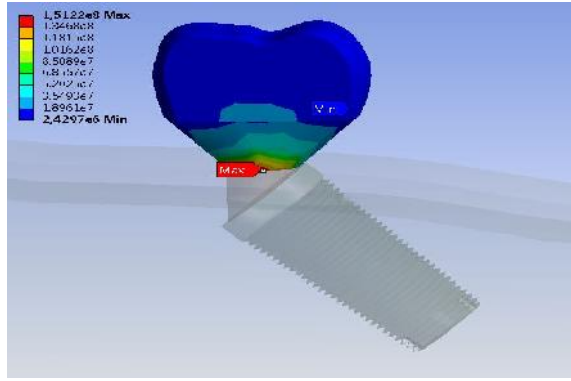
45° açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde zirkonyum alt yapı üzerindeki von Mises stres değerleri



Şekil 109) Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında 45° açılı yerleştirilen zirkonyum alt yapı üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Mises stres değerleri

10 mm uzunluğunda ve 4,7 çapında implantlarda zirkonyum alt yapı üzerinde elde edilen stres analizlerine göre; 45° açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Mises stresin zirkonyum alt yapının servikal bölgesinde oluştuğu görüldü. Minimum von Mises stresin ise ekvator hattının üzerinde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Mises stres değeri 228,84 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Mises stres değeri ise 2,56 MPa olarak elde edildi (Şekil 109).

45° açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde porselen yapı üzerindeki von Mises stres değerleri



Şekil 110) Mandibulaya 10 mm uzunluğunda ve 4,7 mm çapında 45° açılı yerleştirilen porselen üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucu maksimum-minimum von Misses stres değerleri

10 mm uzunluğunda ve 4,7 çapında implantlarda porselen üzerinde elde edilen stres analizlerine göre; 45° açıda yerleştirilen implant ve oblik yönde kuvvet uygulanan modellerde maksimum von Misses stresin porselenin servikal bölgesinde olduğu görüldü. Minimum von Misses stresin ise ekvator hattının üzerinde meydana geldiği tespit edildi. Bu uygulamada maksimum von Misses stres değeri 151,22 MPa olarak tespit edilirken, minimum von Misses stres değeri ise 2,42 MPa olarak elde edildi (Şekil 110).

**MAKSİLLA MODELLERDEKİ İMPLANTLARDA OLUŞAN MAKSİMUM-
MİNİMUM STRES DEĞERLERİ**

		DİK KUVVET				OBLİK KUVVET			
		Dik implant	15° açılı implant	30° açılı implant	45° açılı implant	Dik implant	15° açılı implant	30° açılı implant	45° açılı implant
Maksimum stres değerleri	3,7 mm	<u>86,21</u>	<u>73,52</u>	<u>95,90</u>	<u>91,31</u>	<u>280,72</u>	<u>323,65</u>	<u>311,59</u>	<u>412,57</u>
	4,7 mm	<u>83,88</u>	<u>58,79</u>	<u>72,30</u>	<u>51,98</u>	<u>130,32</u>	<u>182,30</u>	<u>199,41</u>	<u>183,96</u>
		DİK KUVVET				OBLİK KUVVET			
		Dik implant	15° açılı implant	30° açılı implant	45° açılı implant	Dik implant	15° açılı implant	30° açılı implant	45° açılı implant
Minimum stres değerleri	3,7 mm	4,18	4,42	2,97	1,14	1,93	1,15	1,06	0,83
	4,7 mm	2,05	1,82	0,54	0,71	1,61	0,55	0,91	0,97

Tablo 3) MPa cinsinden maksillada dik ve oblik yüklemde implantta meydana gelen von Misses stres değerleri

**MAKSİLLA MODELLERDEKİ RESTORASYONLARDA OLUŞAN
MAKSİMUM-MİNİMUM STRES DEĞERLERİ**

			DİK KUVVET				OBLİK KUVVET			
			Dik implant	15° açılı implant	30° açılı implant	45° açılı implant	Dik implant	15° açılı implant	30° açılı implant	45° açılı implant
Maksimum stres değerleri	3,7 mm	Porselen	44	52,22	56,09	64,09	275,66	203,88	302,46	346,34
		Zirkon	59,24	93,68	100,11	120,57	328,97	413,66	554,53	663,83
	4,7 mm	Porselen	26	34,20	35,95	44,18	152,07	154,55	165,86	186,50
		Zirkon	41,15	48,12	71,46	74,35	263,48	306,80	358,51	332,49
			DİK KUVVET				OBLİK KUVVET			
			Dik implant	15° açılı implant	30° açılı implant	45° açılı implant	Dik implant	15° açılı implant	30° açılı implant	45° açılı implant
Minimum stres değerleri	3,7mm	Porselen	5,51	6,48	6,42	6,74	5,23	0,53	1,23	0,47
		Zirkon	4,48	6,76	6,53	7,33	4,39	4,01	1,49	1,02
	4,7 mm	Porselen	2,95	4,05	4,07	3,76	1,83	0,24	0,61	0,52
		Zirkon	3,03	4,04	4,06	3,79	2,21	0,29	0,42	0,37

Tablo 4) MPa cinsinden maksillada dik ve oblik yüklemde zirkonyum alt yapı-porselende meydana gelen von Misses stres değerleri

**MANDİBULA MODELLERDEKİ İMPLANTLAR ÜZERİNDE OLUŞAN
MAKSİMUM-MİNİMUM STRES DEĞERLERİ**

		DİK KUVVET				OBLİK KUVVET			
		Dik implant	15° açılı implant	30° açılı implant	45° açılı implant	Dik implant	15° açılı implant	30° açılı implant	45° açılı implant
Maksimum stres değerleri	3,7 mm	<u>62,51</u>	<u>71,07</u>	<u>74,62</u>	<u>191,70</u>	<u>244,52</u>	<u>309,31</u>	<u>336,60</u>	<u>518,85</u>
	4,7 mm	<u>36,34</u>	<u>30,01</u>	<u>43,14</u>	<u>31,37</u>	<u>120,68</u>	<u>150,69</u>	<u>182,36</u>	<u>170,49</u>
		DİK KUVVET				OBLİK KUVVET			
		Dik implant	15° açılı implant	30° açılı implant	45° açılı implant	Dik implant	15° açılı implant	30° açılı implant	45° açılı implant
Minimum stres değerleri	3,7 mm	1,70	1,16	1,47	1,18	0,64	0,55	0,93	1,02
	4,7 mm	0,66	2,78	1,47	0, 71	1,20	1,24	0,96	1,43

Tablo 5) MPa cinsinden mandibulada dik ve oblik yüklemede implantta meydana gelen von Misses stres değerleri

**MANDİBULA MODELLERDEKİ RESTORASYONLARDA OLUŞAN
MAKSİMUM-MİNİMUM STRES DEĞERLERİ**

			DİK KUVVET				OBLİK KUVVET			
			Dik implant	15° açılı implant	30° açılı implant	45° açılı implant	Dik implant	15° açılı implant	30° açılı implant	45° açılı implant
Maksimum stres değerleri	3,7 mm	Porselen	<u>43,44</u>	<u>49,97</u>	<u>65,04</u>	<u>63,57</u>	<u>221,75</u>	<u>195,61</u>	<u>256,26</u>	<u>295,97</u>
		Zirkon	<u>64,02</u>	<u>71,82</u>	<u>94,34</u>	<u>109,01</u>	<u>229,74</u>	<u>294,29</u>	<u>399,79</u>	<u>576,96</u>
	4,7 mm	Porselen	<u>27,91</u>	<u>23,17</u>	<u>36,71</u>	<u>33,80</u>	<u>93,36</u>	<u>106,69</u>	<u>144,02</u>	<u>151,22</u>
		Zirkon	<u>38,59</u>	<u>35,11</u>	<u>48,37</u>	<u>60,41</u>	<u>156,92</u>	<u>142,11</u>	<u>213,89</u>	<u>228,84</u>
			DİK KUVVET				OBLİK KUVVET			
			Dik implant	15° açılı implant	30° açılı implant	45° açılı implant	Dik implant	15° açılı implant	30° açılı implant	45° açılı implant
Minimum stres değerleri	3,7mm	Porselen	4,92	7,14	6,30	7,44	2,11	1,57	0,43	0,98
		Zirkon	3,93	7,15	6,33	6,20	1,21	1,86	0,56	1,16
	4,7 mm	Porselen	3,01	3,75	2,51	3,60	1,53	2,86	2,67	2,42
		Zirkon	3,13	3,75	2,56	3,61	0,82	2,88	2,40	2,56

Tablo 6) MPa cinsinden mandibulada dik ve oblik yüklemde zirkonyum alt yapı-porselende meydana gelen von Misses stres değerleri

5. TARTIŞMA

Bu çalışmada farklı çaplarda ve açılarda, maksilla ve mandibulaya yerleştirilen implant destekli tek üye zirkonyum altyapılı restorasyonlarda oluşan stres, üç boyutlu sonlu elamanlar stres analizi yöntemi kullanılarak karşılaştırıldı. Çalışmada implant, zirkonyum alt yapı ve porselen üzerinde oluşan stres dağılımları analiz edildi. Çalışmada kullanılan matematiksel modellerle elde edilen sayısal değerlerin sabit olması ve varyansının olmamasından dolayı bulguların değerlendirilmesinde istatistiksel analiz yöntemi kullanılmadı.

Diş destekli sabit protetik restorasyonlarda, stres iletiminde absorpsiyon mekanizmasına sahip periodontal ligamentler aracılığıyla kemiğe iletimi sağlanırken, İmplant destekli sabit protetik restorasyonlarda ise, fonksiyonel kuvvetler sonucu oluşan stresler restorasyon materyali, abutment ve implant aracılığıyla doğrudan kemiğe iletilir (43). Kullanılan farklı sistemlerde stres iletim mekanizmaları ve materyaller değişse de oluşacak gerilmeler fizyolojik limitler dahilinde olmalı, aşırı stres birikimi engellenmelidir. Bu nedenle materyallerde veya destek yapıda meydana gelecek streslerin analizi büyük önem taşımaktadır.

Canlı sistemler içindeki organik maddeler, heterojen ve anizotropik bir yapıya sahiptir. Aslında doğada bulunan hiçbir malzemenin homojen ve izotropik olması beklenemez. Bir organizmaya ait herhangi bir dokunun içyapısı ve izotropisi belli sınırlar içerisinde birçok değişkene bağlı olmakla birlikte bunların sayılabilmesi güçtür. Bu durumda yapılacak araştırmalarda kullanılacak malzemenin homojen ve izotropik olduğu varsayılarak, ortalama değerler kullanılması in vitro deney sonuçlarının gerçeğe yaklaşımını engellemektedir. Bu nedenle çalışmamızda kullanılan modellerde kortikal ve trabeküler kemikler homojen ve izotropik olarak kullanıldı (209,210).

Stres analiz yöntemiyle yapılan çalışmalardaki en önemli dezavantaj doğal yapıların modellenmesinde büyük değişkenlikler gösterebilen bazı faktörlerin sabit olarak kabul edilmesi gerekliliğidir (81). Çalışmamızda da çene kemiklerinin homojen ve izotropik varsayılması gibi implant kemik yüzeyinin de %100

osseointegre kabul edilmesi klinik olarak her zaman gerçekleşmeyen bir durumdur. Bu nedenle bu tarz çalışmaların klinik koşullara uyarlanmasında stres analiz yönteminden kaynaklanan eksiklikler göz önünde bulundurulmalıdır.

Protetik tedaviler uygulandıktan sonra uzun dönemdeki implant başarısızlıklarının çoğunluğu biyomekanik komplikasyonlardır (211). Bu nedenle dental implant ve restorasyonların biyomekanik olarak incelenmesi açısından sonlu elemanlar analizi ile ilgili birçok çalışma yapılmıştır (212-214). Son senelerde özellikle implant destekli protezlerin, kemiklerdeki stres dağılımlarını nasıl etkilediğinin belirlenmesinde üç boyutlu(3D) sonlu elemanlar stres analizlerinin uzaydaki stres dağılımlarını çok daha gerçekçi ve detaylı simule ettiği gösterilmiştir (165, 215). Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi, kraniyofasiyal yapıların doğal veya rehabilite edilmiş durumlarındaki mekaniksel stres dağılımlarının üç boyutlu olarak incelenebilmesini imkan sağlamaktadır (200, 215,216). Yaptığımız çalışmada, gerçek anatomiye uygun ve detaylı bir çalışma için 3D modelleme tercih edildi.

Yapılan çalışmalarda 3D sonlu elemanlar stres analizi yönteminde hazırlanan sayısal modellerdeki eleman ve düğüm noktası sayısı arttıkça analizin başarısı artmaktadır. Gerçek modele daha yakın bir geometrinin elde edilebilmesi için eleman ve düğüm sayısının fazla olması önemli bir faktördür (213,215). Sonlu elemanlar yönteminde, eleman ve düğüm noktası sayısı arttığında elde edilen sonuçlardaki doğruluk da artmakta, sayı azaldığında ise daha genel bilgiler elde edilmektedir. Ancak, eleman ve düğüm sayısının artmasına paralel olarak analiz süresi de uzamaktadır (217).

Sonlu elemanlar analiz yönteminin hazırlanan matematiksel modeldeki eleman ve düğüm sayısı artırılarak daha gerçekçi sonuçlar elde edilmesi mümkündür. Fakat analiz yönteminin temelini matematiksel denklem çözümleri oluşturduğundan, kullanılan bilgisayar programına ve analizi gerçekleştiren kişiye bağlı olarak da; alınan sonuçların ‘yaklaşık değerler’ olduğu bilinmelidir (218). Matematiksel modellerin bilgisayar ortamında oluşturulması büyük avantajlar sağlamaktadır. Gerekğinde test koşulları istenilen şekilde değiştirilerek,

parametreler ve geometri ayarlanabilmektedir. Ayrıca analizlerin istenildiği kadar tekrarlanabilmesi, sonlu elemanlar analiz yönteminin araştırmacıya sağladığı en önemli avantajdır. Bu sebeple matematiksel modelin gerçeğe yakın ve doğru bir şekilde oluşturulması, yapılacak analiz için çok önemlidir (125). Bunlara paralel olarak, karmaşık geometriye sahip yapıların stres analizi için sonlu elemanlar analizi çok uygun bir yöntemdir. Ayrıca, yöntemin güvenilirliğinin sağlanabilmesi için simüle edilecek modellerin geometrisi gerçeğe çok yakın olarak hazırlanmalıdır. Modelin geometrik karmaşıklığı arttıkça, incelenen yapıyı bilgisayar ortamına aynen aktarıp doğru analiz yapılması güçleşebilmektedir. Sonlu elemanlar analizinde bütün, belirli parçalara ayrılıp, elde edilen bu küçük parçalar üzerinde yapılan matematiksel hesaplamalara dayanılarak sonuçlar elde edilmektedir. Bilgisayar ortamına aktarılan tasarım, elde edilen bulgulara göre geliştirilerek optimum hale getirilir (200).

Araştırmamızda kullanılan sonlu elemanlar stres analizi yönteminin gerçeğe yakın sonuçlar elde edilebilmesi için modelde kullanılan eleman ve düğüm sayısı fazla tutuldu, kemik, titanyum, zirkonyum, feldspatik porselen ve polikarboksilat siman için kullanılan elastisite modülü ve poisson oranları literatür taraması ile belirlendi, implantlara gelen kuvvetler ağız ortamında olduğu gibi dikey ve oblik olarak uygulandı, uygulanan kuvvetlerin büyüklüğünün ağız içindeki kuvvetlere uygun olmasına dikkat edildi. İmplant çapı ve yerleştirilme açısının, zirkonyum alt yapılı restorasyona ve implanta olan etkisi sonlu elemanlar analizi ile belirlenerek karşılaştırıldı.

Dental implantların kısa ve uzun dönem klinik başarısında biyomekanik faktörler önemli role sahiptir (105, 219). Özellikle implant çevresindeki kemikte stres dağılımını etkileyen faktörler olan; implant materyali, üstyapı, implant tasarımı, implant- krun oranı ve implant-kemik birleşimi ve protetik yaklaşım birçok araştırmada değerlendirilmiştir (36,82,103,104,220, 221). İmplant uygulamalarında başarısız implantların çoğunda implant boyun bölgesi etrafında hem deneysel hem klinik araştırmalarda kemik rezorpsiyonu rapor edilmiştir (105, 108, 222).

Mekanostat teorisi; kemik üzerinde etkili olan kuvvetler belirli sınırlar içerisinde olduğunda kemik rezorpsiyonu ve apozisyonu belirli bir denge içindedir ve kemik seviyesi bu dengeye bağlı olarak korunur. Kemik üzerindeki kuvvetlerin yoğunluğu arttığında ise denge rezorpsiyon tarafına bozulmaktadır. Dolayısıyla fiziksel stresler belirli bir seviyenin üzerine çıkarak kemik-implant bağlantısında başarısızlığa neden olmaktadır (223, 224). İmplant üzerine gelen aşırı yükler kemikte rezorpsiyona veya implantta kırılmalara yol açabilir. Kemik kayıpları sadece aşırı yüklerle oluşmaz. İmplanta yetersiz yük gelmesi durumunda da kullanmama atrofisine bağlı kemik kaybına yol açabilir (225, 226).

Kemik, diş, periodontal ligament gibi canlı dokuların stres analizini, in vivo ve in vitro yöntemlerle yapılabilmesi dokuların karmaşık yapısından dolayı zordur. Bu nedenle, canlı dokuların bilgisayar ortamında programlar yardımı ile modellenerek stres analizi yapılması kolaylık sağlamaktadır. Bu yöntemde, insan materyaline ihtiyaç duyulmamasından maksimum standardizasyon sağlanmaktadır (227). Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin diğer avantajları arasında sonlu elemanların boyutlarının ve şekillerinin çeşitliliği nedeniyle bir cismin geometrik yapısının tam olarak temsil edilebilmesi, aynı anda birden çok bölgenin incelenebilmesi, sınır şartlarının rahatlıkla uygulanabilmesi, farklı geometrik özellikleri bulunan cisimlerin kolaylıkla incelenebilmesi, ve yöntemin esnekliği sayesinde karmaşık yapılarda neden-sonuç ilişkilerinin hesaplanmasında çok etkin bir şekilde kullanılabilmesi sayılabilir. Ayrıca, sonlu elemanlar stres analizi yöntemi diğer birçok yöneme göre değerlendirilmesinde daha az zaman harcanmaktadır (228).

Özellikleri bilinen materyallerde oluşabilecek değişiklikleri değerlendirmek için kırılma vernik metodu, gerilim ölçme (strain gauge) metodu, fotoelastik gerilme analizi, lazer ışını ile analiz (holografik interferometre), radyoteleometri ile analiz ve sonlu eleman analizi kullanılmaktadır (81, 229, 230). Kemikte ve implantlarda oluşan stres dağılımlarında sonlu elemanlar stres analizi yönteminden başka gerilim ölçerler ve fotoelastik yöntemleri de kullanılmaktadır. Fotoelastik yöntemde, stres konsantrasyonu ve yerleşimi hakkında nitel bilgi sağlanmasına karşın sınırlı nicel

bilgi sağlandığı belirtilmiştir. Ayrıca bu stres analizi yönteminde, kemik üzerinde üç boyutlu çalışma yapılabilmesine rağmen modellerin boyutu ve materyal özellikleri gerçeğe uygun değildir. Gerilim ölçme (strain gauge) metodunda ise materyalin yalnızca yerleştirildiği noktalardaki kesin deformasyon verileri elde edilmektedir. Değerlendirilen materyalin derin bölgelerindeki stres verilerine ulaşılamaz. Ayrıca lazer ışını ve radyoteleometri metotlarının uygulama güçlüğü gibi dezavantajlarının bulunması nedeniyle tercih edilmemektedir. Sonlu elemanlar stres analizinde ise detaylı veri sağlanabildiği bildirilmiştir (183,214,231-233). Bu nedenle çalışmamızda pek çok araştırmanın da tercih ettiği sonlu elemanlar stres analizi yöntemi kullanıldı.

Matematiksel modellemelerde yapılan analizlerde kolaylıkla test koşulları, parametreler ve cismin geometrisi değiştirilebilir hatta istenilen bir zamanda analiz tekrarlanabilir. Matematiksel modellerle yapılan analizlerde sağlanabilen bu avantajların, in vivo çalışmalarda uygulanması oldukça zordur. Matematiksel modeller ile bilgisayarda çözümleme yapıldıktan sonra kontrol mekanizmasıyla da oldukça hassas sonuçlar elde edilir. Ancak analizde gerçek cismin matematiksel modelleri kullanıldığından dolayı cismin doğal davranışının bütün detayları bilinemez. Bu sebeple doğruluğu kanıtlanmış matematiksel modeller kullanılarak yapılan analizler, materyal ya da restorasyon tasarımlarının incelenmesinde etkili bir yöntemdir (234).

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminde cisimlerin modellenmesinde; dijital görüntüleme tekniklerinden bilgisayarlı tomografi, manyetik rezonans görüntüleme ve lazer tarama yöntemleri kullanılmaktadır. Özellikle model geometrisi ve kemik yoğunluğu ile ilgili varsayımlara nazaran daha güvenilir sonuçlar elde edilmesi için ileri dijital görüntüleme metotları kullanılabilir, gerçeğine çok daha yakın yapıdaki kemik modellemeleri yapılabilir (81). Hatta elde edilen bilgisayarlı tomografi görüntüleri sayesinde kişiye özel modelleme yapılarak kemik yoğunluğu değerleri de bilgisayar ortamına aktarılabilir. Bu sayede gerçeğe daha yakın modellemeler yapılabilir. Bilgisayarlı tomografi görüntülerinin bilgisayar ortamına aktarılabilmesi için özel software programlar gerekmektedir (235). Coward ve ark. yaptıkları

çalışmada; CT görüntüleme, MR görüntüleme ve lazer tarama yöntemlerini karşılaştırarak CT görüntülerinin en detaylı üç boyutlu görüntüyü sağladığı gösterilmiştir (236).

Sonlu elemanlar yönteminde kullanılacak matematiksel modellerde, gerçek cismin tamamının mı yoksa sadece çalışılacak bölgenin mi modellenmesi gerekliliği konusunda farklı çalışmalar olsa da, çalışılacak bölgenin modellenmesi daha az zaman alıcı ve daha kolay olması nedeniyle yeterli olacağı bildirilmiştir (216,218). Kemik modellemesi birçok yazar tarafından farklı şekillerde yapılmıştır. Wang ve ark. 42 mm x 11 mm x 21 mm kemik blok kullanmış, kortikal kemik kalınlığını 2 mm olarak belirlemiştir (237). Tada ve ark. 23,4 mm x 12,8 mm x 9 mm kemik blok ve 1,3 mm kalınlığında kortikal kemik modellemiştir (36). Çalışmamızda ise 30 mm x 20 mm x 10 mm ebatlarında maksilla ve mandibula modelleri kullanıldı. Ayrıca maksillanın etrafında 1 mm kortikal kemik, mandibulanın etrafında ise 2 mm kortikal kemik modellendi. Kemik modellenmesinde birbirinden farklı kemik boyutlarının kullanıldığı daha pek çok çalışma mevcuttur (104, 221, 239). Bu çalışmaların hepsindeki ortak nokta tüm çenelerin modellenmesi yerine sadece implantlar ve çevreleyen kemik dokusunun modellenmesidir. Böylece ihmal edilebilir düzeyde kuvvet iletimi olan bölgeler modellenmemiş olur, asıl ilgilenilen kısmında ayrıntılı modelleme işlemi yapılarak eleman ve düğüm sayısı arttırılabilir. Meijer ve ark. daha küçük modellemelerin yeterli olabileceğini belirtmiştir (216). Teixeira ve ark. implanttan 4,2 mm'den uzağa yapılan kemik modellemelerinin sonlu elemanlar stres analizinde sonuçları çok etkilemediğini bildirmiştir (238). Bu nedenlerden dolayı çalışmamızda, istenilen bölgenin gerçek anatomik yapısını detaylı bir şekilde elde edebilmek için, maksilla ve mandibulanın tamamının katı modeli oluşturulduktan sonra yalnızca implant alanları ve üst yapılarını içeren bölgenin modellenmesi tercih edildi.

Yapılan çalışmalarda kemik bloklar farklı ebatlarda modellendiğinden kullanılan eleman sayısının kıyaslanmasında bir standart yoktur. Buna karşın çalışmalarda kullanılan implantlar benzer ebatlardadır ve modellenen eleman sayısını; Tada ve ark. 12.212 (36), Kitamura ve ark. 19.172 (35), Himmolava ve ark. 20.000 (104), Chun ve ark. ise 39.000 (54), Bozkaya ve ark. 102.000 (221) olarak

bildirmiştir. Çalışmamızda ise eleman sayısı yaklaşık 45.000 değerinde tutularak çalışmanın güvenilirliği artırıldı. Ancak, yöntemin temelini matematiksel çözümler oluşturduğundan alınan sonuçlar yaklaşık değerlerdir.

İmplantların başarısında düşük ve yüksek kemik yoğunluklarını karşılaştıran pek çok araştırma vardır. Bu araştırmalarda implantların kısa ve uzun dönem başarısızlık oranı düşük yoğunluklu kemikte daha fazla bulunmuştur (97, 107, 240). Yapılan bir çalışmada tip IV kemik yoğunluğunda başarısızlık oranı % 35 olarak belirtilmiştir (110). Holmes ve Loftus, yaptıkları çalışmada kemik yoğunluğu ile kemik içi dental implantlara iletilen stres arasındaki ilişkiyi incelediklerinde kortikal kemikte en az stres birikiminin olduğunu bildirmişlerdir (219). Yapılan klinik araştırmalarda kemik yoğunluğundaki azalmaya bağlı olarak implant kayıplarının da arttığı bildirilmiştir (97, 107, 241). Çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçlara göre maksillada meydana gelen stres değerlerinin mandibuladan daha yüksek değerlere ulaştığı görüldü.

Tercih edilen implantların çapı ve uzunlukları da, İmplanttan kemiğe iletilen stres dağılımlarını etkilemektedir (90,91,93,242). Günümüzde çok sayıda implant firmasının ürettikleri, çok farklı çap ve uzunluklara sahip dental implantlar mevcuttur. 4mm ve civarındaki implant çaplarının tercih edilmesinin nedeni, literatürde 4mm çapındaki implantlarla ilgili kırık olgusunun nadir olması ve klinik uygulamada sıkça kullanılmasıdır (36). Çalışmamızda implant çapının özellikle değerlendirilmesi istendiğinden farklı çapta implantlar seçilerek stres analizi yapıldı. İmplant çapı modellenirken en sık kullanılan implant firmalarının ortalama çaplarına yakın implant çapları (3,7 mm ve 4,7 mm) tercih edildi.

Yaptığımız çalışmada implant çapı 3,7 mm'den 4,7 mm'ye çıkarıldığında implantın artan çapı ile kemiğe iletilen stresin azaldığını belirlendi. İplikçioğlu ve Akça yaptıkları çalışmada, üç üyeli implant üstü sabit protezlerde implantların çapı, uzunluğu ve sayısının stres dağılımına etkisini incelemişlerdir. İmplant uzunluğunun implantın boyun bölgesindeki stres üzerine etkisinin az olduğunu, fakat çapın artmasının boyun bölgesindeki stresi azaltabileceği rapor edilmiştir. Dar çaplı üç

implant ile geniş çaplı iki implant kullanımı kıyaslanarak benzer gerilme dağılımları elde etmişlerdir (202). Ayrıca yaptığımız çalışmanın sonucu Himmlöva ve ark. 2004 yılında yaptığı sonlu elemanlar stres analizi çalışması ile de benzerlik göstermektedir (143).

Dental implantlarda çap arttıkça doğal olarak oklüzal kuvvetlerin yayıldığı alan da artacaktır. İmplantlarda primer stabilizasyon ve dönme momenti dikkate alınarak ideal uzunluk seçildikten sonra, implantların daha geniş çaplı olarak seçilmesi ile kemik-implant temas yüzeyinde artış sağlanacaktır. Ayrıca, artan çapla birlikte implantın doğal dişlere daha yakın, dişeti çıkış profili de sağlanabilmektedir. İmplant çapının artmasıyla birlikte implant materyalinin eğilme-bükülme direncinde de artış meydana gelecektir. Ancak dikkat edilmesi gereken implantlardaki çap ve bükülme direncindeki artışa bağlı olarak ‘Stres shielding’ etkisi oluşur. ‘Stres Shielding’ ise bir materyalin artan çapından ve kullanılan biyomateryalin özelliğinden kaynaklanan, materyalin fonksiyonel kuvvetler altında kemiğe ilettiği gerilimlerin azalmasıdır. Bu etki sonucu uzun dönemde, kemiğe iletilmesi gereken fizyolojik limitlerdeki gerilimler yeterli miktarda iletilemediğinde, yetersiz uyarıma bağlı kemiklerde ‘kullanılamama (disuse) atrofisi’ meydana gelir. Bu nedenlerle implant materyalinin ve implant boyutlarının seçimi çok önemlidir (75).

Geniş çaplı implantların avantajları olduğu kadar bazı dezavantajları da vardır. Yapılan çalışmalarda özellikle implant çapının 5 mm’ den daha fazla olduğu durumlarda, implant yuvasının hazırlanması sırasında kemiğin daha fazla ısıya maruz kalmasına bağlı olarak kemik-implant birleşiminde kısa dönem başarısızlık olabileceği bildirilmiştir (93,243). Ivanoff ve ark. yaptıkları çalışmada ise 5. 0 mm çapındaki implantların 3.75 ve 4. 0 mm çapındaki implantlara göre daha yüksek başarısızlık oranına sahip olduğunu gösterilmiştir (91).

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminde uygulanacak kuvvetlerin yönü ve büyüklüğü belirlenirken, ağız ortamındaki gibi gerçeğe yakın yönde ve büyüklükte olması analizin doğruluğunu etkiler. Çiğneme ve ısırma fonksiyonu sırasında bilindiği gibi aksiyel ve oblik kuvvetler bulunmaktadır (142). Literatürde uygulanan

kuvvetin yönü ile ilgili birçok yazar hemfikir iken kuvvetin büyüklüğü konusunda çok farklı görüşler mevcuttur. Kitamura (35), Tada (36) ve Chun (54) yaptıkları sonlu elemanlar stres analizi çalışmasında 100 N, Eskitaşçıoğlu (239) 300 N, Sevimay (244) 300 N, Geramy (245) 75 N'luk kuvvetler uygulamışlardır. Bununla birlikte Holmes (219) en yüksek ısırma kuvvetine yakın kuvvetlerle yapılan analizlerde, daha güvenilir sonuçların ortaya çıkacağını savunmuştur. Bizim çalışmamızda da 300 N büyüklüğündeki kuvvet, 0 ve 30 derecelik açılarla uygulandı. Çalışmanın sonucunda diğer çalışmalarda olduğu gibi oblik yükleme koşulunda tüm modellerde dik yükleme koşuluna göre daha yüksek stres değerleri görüldü.

Maksimum ısırma kuvveti, ağız içinde bölgelere ve bireylere göre değişiklik göstermektedir (246). Ferrario ve ark. (246) yaptıkları çalışmada erkeklerde birinci büyük azı bölgesinde görülen ortalama değer ise 306,07 N iken kadınlarda biraz daha düşük olarak ortalama ısırma kuvveti 234,46 N bildirilmiştir. Stern ve ark. (247) ise büyük azı dişlerdeki oklüzal kuvveti 130-395 N arasında bulmuşlardır. Mericske-Stern ve Zarb tarafından yapılan çalışmada, alt çeneye uygulanmış implant destekli sabit bölümlü protezlerle tedavi edilmiş hastalarda, birinci premolar ve molarlarda 200 N, ikinci premolarlarda 300 N'dan düşük maksimum oklüzal kuvvetler olduğu rapor edilmiştir (171). Oklüzal kuvvetlerle ilgili yapılan bu çalışmalar dikkate alınarak, yaptığımız çalışmada oklüzal kuvvet olarak 300 N kullanıldı.

İmplant ile kemik arasındaki kuvvet dağılımı, doğal dişlerde meydana gelen kuvvet iletiminden farklıdır. Doğal dişlerde oklüzal kuvvetler, periodontal ligamentler sayesinde absorbe edilirken, implant-kemik birleşiminde periodontal ligament olmaması nedeniyle oklüzal kuvvetler doğrudan kemiğe iletilir. Bu sebeple implantlar üzerine gelen kuvvetler, implantların servikal bölgesindeki kortikal kemikte yoğunlaşmaktadır (192,230,239). Yaptığımız çalışma sonucunda da 4 farklı açıda yerleştirilen implantlarda oluşan stresin, implantların servikal bölgesindeki kortikal kemikte yoğunlaştığı ve implantların apikaline doğru gidildikçe azaldığı görüldü.

İmplantlarda uygun stres dağılımının sağlanabilmesi için implantlar üzerine gelen kuvvetler implantın uzun eksenine paralel gelmelidir. Ancak ağız içinde bunun ideal bir şekilde gerçekleşmesi çok zordur. Eğimlere sahip oklüzal yüzeylerin, gelen kuvvetleri dikey ve yatay bileşenlere ayırması her koşulda implantların üzerine uzun aksı dışında aşırı yükleme ile karşılaşılmasına neden olur. Bunun yanında başta anatomik sınırlamalar olmak üzere birçok etken nedeniyle implantlar her zaman istenen açıda yerleştirilemeyebilir (248). Kregzde, ideal implant yerleşimi ve açısını değerlendirmek için üç boyutlu sonlu eleman analizi yönteminin kullanılmasını önermiştir. İmplant açısının ve yerleşiminin implant üstü protezlerin uzun dönem başarısında etkili olduğu, bu nedenle dikkatli planlama yapılması gerektiği bildirilmiştir (249).

Diş hekimliğinde, sabit protetik restorasyonlarda metal destekli veya tam seramikler, kıymetli metal alaşımları, akrilikler, fiber destekli rezinler gibi materyaller kullanılmaktadır. İmplant üstü protezlerde kullanılan üstyapı materyalinin ve protez tipinin kemiğe iletilen stres miktarını etkileyip etkilemediği tartışmalı bir konudur. Skalak (38) akrilik rezin gibi elastisite modülü düşük materyallerin üst yapıda kullanımı ile kemiğe daha az stres iletileceğini iddia etmişse de, Kitamura ve ark. yaptıkları çalışmada implant üstü sabit restorasyonlarda kullanılan materyallerin kemik ve implant üzerinde oluşan streslerde farklılık bildirmemiştir (35). Birçok yazar tarafından üst yapı materyalinin değiştirilmesi, kemik implant bağlantısı üzerinde herhangi bir değişiklik oluşturmadığı bildirilmiştir (237, 250, 251).

İmplant destekli protez uygulamalarında mekanik komplikasyonlar genellikle, implant ve implant parçalarına uygulanan aşırı yükler nedeniyle oluşmaktadır. Kemik içi implantların proprioseptif duyusu sınırlıdır ve değişen kuvvetler altında kemik ile ilişkisinde adaptasyon yeteneği düşüktür. Bu nedenle, implant destekli restorasyonlar mekanik komplikasyonlara uygun materyallerdir. İmplantın uygulanan şiddetli ve uzun eksen dışındaki yükler; implant, abutment ve protetik yapıların yapısal bütünlüğünü etkileyebilmektedir. İmplantın uzun eksen dışında gelen yükler, kantilever kullanımı, artmış implant-kuron oranı,

parafonksiyonel alışkanlıklar, geniş oklüzal tabla, uygun olmayan oklüzyon, oklüzal travma ve artmış implant-abutment açısı aşırı yüklenmelere neden olmaktadır (252-254). Ayrıca çiğneme kuvvetlerinin daha yüksek olduğu posterior bölgede yapılan implant destekli restorasyonlarda anterior bölgeye kıyasla daha yüksek oranda başarısızlık meydana geldiği bildirilmiştir. Bu aşırı yükler altında sistemin en zayıf parçaları olan implant vidaları ve veneer materyali en sık etkilenen kısımlardır. Sıklıkla bildirilen mekanik komplikasyonlar; protetik komponentlerdeki başarısızlıklar ve retansiyon kaybı gösterilebilir. Klinik çalışmalar veneer materyalinde kırıkların oldukça sık rastlanan bir mekanik komplikasyon olduğunu ortaya koymuştur (252,254). Yaptığımız çalışmada da implantların uzun eksenindeki dışındaki oblik yüklerde, porselen üzerinde yoğun stresler görüldü. Özellikle her koşulda servikal bölgede yoğunlaşan, servikalden oklüzale doğru azalan stres değerleri tespit edildi.

Dental implant destekli protez kullanımında alt yapı seçimi çok önemlidir. Metal-seramik kombinasyonları sık sık uygulanmaktadır. Seramik kritik strese bağlı olarak kırılabilir ve hassastır. Strese bağlı internal ve yüzey çatlak dağılımları, ve bunun sonucunda oluşan kırılma problemleri henüz tam olarak çözülememiştir. Seramiğin bu özelliklerinden dolayı başarısızlığa neden olabileceğinden tam seramik restorasyonlar, implant destekli protezler için pek uygun değildir. Son yıllarda, alt yapılar, üstün dayanıklılık ve estetik özellikleri sayesinde, diş ve implant destekli protezlerde kullanılmaktadır (132,255). Y-TZP(stabilize itriyum-oksit), tüm seramik sabit protezler için yeni bir çekirdek malzemedir. Bu oksit seramik, ilk olarak ortopedide kullanılarak yüksek mekanik özellikleri sayesinde başarılı oldu. Özellikle, Y-TZP, daha iyi mekanik performans, yüksek kırılma ve aşınma direnci, renk stabilitesi nedeniyle diğer materyallerin önüne geçmiştir. Ayrıca oksit seramikler, düşük bakteriyel yapışma ve düşük ısıl iletkenliğe bağlı yüksek biyouyumluluk sergiler. Y-TZP'nin eğilme dayanımı 1000 MPa, kırılma dayanıklılığı $10 \text{ MPa} / \text{m}^{0.5}$, ve elastisite modülü değeri $\sim 210 \text{ GPa}$ kadardır. Anterior ve posterior dişlerde kullanımı uygundur (132, 209). Yaptığımız çalışmada da bahsedilen avantajlarından dolayı Y-TZP alt yapıda kullanıldı. Stres analizlerinde, vertikal ve oblik kuvvet

yüklemesinde, zirkonyum alt yapının servikal bölgesinde artan stres değerleri görüldü.

Seramikteki kırılmalık, özellikle posterior bölgede gerilim tipi streslere karşı direncini düşürmekte ve zirkonyum destekli restorasyonlarda da çatlak ve kırıklara sebebiyet vermektedir. Zirkonyum destekli seramiklerde kırığın % 80'i bağlantı noktalarından, % 20'si ise posterior destek dişlerin marjinalinden başladığı belirlenmiştir (256). Zirkonyum destekli seramiklerde en sık karşılaşılan kırılmalar alt yapıda olmaktadır. Alt yapının en zayıf, en çok kırılan kısmı ise bağlantı (konnektör) bölgeleridir. Bunun nedenleri, bu bölgelerde oluşan stres, seramikte mekanik stresler ve ıslaklık nedeniyle oluşan yorgunluk ve hatalı endikasyon olarak sayılabilir (35). Gövde bağlantılarının en az 9 mm² (3 mm x 3 mm) olacak şekilde hazırlanmalıdır. İnterproksimal dişetinden, destek dişin oklüzal kısmına kadar olan yaklaşık 4 mm'lik yükseklik, zirkonyum destekli seramik restorasyonlar için yeterlidir. Alt yapı-üst yapı birleşme yüzeyi restorasyonun en zayıf noktalarından biridir. Üst yapı seramiğinin alt yapı olan zirkonyumdan tabaka halinde ayrılması, iki tabaka arasında meydana gelen adeziv başarısızlık olarak tanımlanabilir (257). Bu ayrılma yetersiz alt yapı desteği, seramik içi bozukluklar, ısı genleşme katsayılarının uyumsuzluğu ve oklüzal stabilitenin olmaması gibi birçok nedene bağlı olarak oluşabilir (128). Bu özellikler restorasyonun klinik başarıyı etkilemektedir. İyi bir bağlanma kuvveti için daha dayanıklı üst yapı seramiklerinin tercih edilmesi, fonksiyon altında tabaka halinde ayrılma riskini azaltabilir (8, 259). Schwarz ve ark. 153 hastaya uygulanan tek üye metal-seramik ve zirkonyum-seramik restorasyonların klinik başarısını karşılaştırmıştır. Zirkonyum-seramik kuronların başarı oranını % 86,8 ve metal-seramik kuronların başarı oranını ise % 98,3 olarak tespit edilmiştir. Zirkonyum destekli seramik restorasyonlarda, 2 yıl sonra komplikasyon görülme olasılığı % 80,8 iken, yaklaşık 4,4 yıl sonra komplikasyon görülme olasılığı ise % 69,8 olarak bildirilmiştir. Ayrıca posterior dişlerde komplikasyon oranı % 88,8'dir (257). Yaptığımız çalışmada, posterior bölgeye implant destekli restorasyonda Y-TZP alt yapının servikal bölgelerinde yüksek stres değerleri görüldü.

Sannino ve ark. mandibulaya 4,5 mm çapında 13 mm uzunluğundaki 2 implanta uygulanan implant destekli 3 üye zirkonya alt yapılarda yaptıkları fem analizinde, 0°, 15° ve 35° olarak 3 farklı açıda yükleme yapılmış, molar bölgedeki maksimum stres değeri 35° lik yüklemede 345,4 Mpa değerinde servikal bölgede olduğunu tespit etmiştir. Y-TZP alt yapılarda stres değerleri, oklüzalden dişeti bölgesine doğru artış göstermiştir. Ayrıca alt yapı kırıklarının dişeti bölgesinde olabileceği bildirilmiştir (209). Cardelli ve ark. yaptıkları çalışmada ise, zirkonyum destekli protezlerin yüksek estetik memnuniyete ve iyi bir klinik performansa sahip olduğu fakat iyi bir şekilde dizayn edilmesi gerektiği vurgulanmıştır (258). Servikal bölgedeki stres değerlerinin azaltılması için en uygun geometriye sahip olarak yüzeyel chamfer basamak önerilmiştir. Düzgün ve yuvarlak hatlı alt yapı tasarımı kırılmaya karşı direncin artırılması için uygulanabilir. Zirkonyum destekli protezler, çiğneme süresince değişken yüklere maruz kalmaktadır. Uygun bir şekilde dizayn edildiğinde daha uzun vadeli klinik performansa sahiptir (209). Ancak posteriordaki eksik dişlerin 1 veya 2 implantla desteklenen restorasyonunda, aşırı yüklere bağlı bükülme riski fazladır (259). Yaptığımız çalışmada Y-TZP alt yapılarda stres değerleri, oklüzalden dişeti bölgesine doğru artış göstererek, maksimum stres değerleri servikal bölgede görüldü.

6. SONUÇLAR

İki farklı çapta, mandibula ve maksillada tasarlanan modellerde; dört farklı açıda yükleme sonucunda elde edilen sonuçlar:

1- Tüm modellemelerde her yükleme koşulunda, zirkonyum alt yapıdaki stres servikal bölgede yoğunlaşmaktadır.

2- Tüm modellemelerde her yükleme koşulunda, implant çapı arttıkça zirkonyum alt yapıların stres seviyelerinde azalma meydana gelmiştir.

3- Oblik yükleme yapılan modeller dik yükleme yapılan modellere göre, kortikal kemik, implantlar, zirkonyum alt yapıların ve porselenlerin stres değerleri belirgin şekilde yüksek çıkmıştır.

4- Oblik yükleme yapılan modellerde, implantın yerleştirilme eğimi arttıkça, zirkonyum alt yapıların ve porselenlerin stres seviyeleri artmıştır.

5- Açılı yerleştirilen implantlarda; kuvvetin dik uygulandığı üç boyutlu modellerde, kuvvetin oblik uygulandığı modellere göre implantta daha az stres birikimi olduğu tespit edilmiştir.

6- Küçük çaptaki implantlar oblik yerleştirme ve yüklemelerde büyük çaplı implantlardan daha çok strese neden olmaktadır.

7- Tüm modellemelerde her yükleme koşulunda, implant çapı arttıkça kemik ve implanttaki stres seviyelerinde azalma meydana gelmiştir.

8- Oblik yükleme yapılan modellerde, dik yükleme yapılan modellere oranla kortikal kemikte ve implantların stres seviyelerinde belirgin bir artış olmuştur.

9- Kortikal kemiğin mevcut olduğu üç boyutlu modellerde, kemikteki en yüksek stres değerleri, implantın kortikal kemiğe ilk temas ettiği kısımlarda (boyun bölgesinde) tespit edilmiştir.

10- Oblik yükleme yapılan modellerde, maksilladaki stres değerleri, mandibulaya göre daha yüksektir.

İmplant uygulanacak vakalarda, yeterli kortikal kemik varlığında, mümkün olan en geniş çapta implantın seçilmesi ve implantların mümkün olduğunca alveol kemiğine dik yerleştirilmesi; hem biyomekanik açıdan avantajdır, hem de implant tedavisinin uzun dönemde başarısını arttıracaktır. İmplantların eğimli yerleştirilmesi, implantın boyun bölgesindeki stresi arttıracığından, gerekli olduğu durumlarda açılı abutmentler tercih edilebilir. Zirkonyumun estetik ve mekanik özelliklerine ek olarak uygun bir şekilde dizayn edilmesiyle hem hastanın hem de klinisyenin beklentisi karşılanabilir. Zirkonyum alt yapı kullanılan implant destekli protezlerde, servikal bölgede stres değerlerini azaltılması için en uygun geometriye sahip olarak yüzeyel chamfer basamak kullanılabilir.

7. KAYNAKLAR

1. Peterson LJ, Inresano AT, Marciani RD, Roser SM. Principles of oral and maxillofacial surgery. Lippincott-Raven Publishers London, 1997.
2. Akova T. Farklı İmplant Üstü Restoratif Materyallerin İmplant Kemik Ara Yüzeyine Dinamik Kuvvetler Altında İlettiği Streslerin İncelenmesi, doktora tezi Ç.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü Adana-2002.
3. Sandallı P, Grafelmann H, Özdemir T, İmplant Üstü Protezler 1999; 141-162.
4. Kirsch A, Neuendorff G, Ackermann KL, Nagel R. Camlog- bağlantısı: tek diş restorasyonlarının tedavi konseptinde güvenilir bir implant protezi tasarımı. Quintessence Türkçe, 2001;2: 55-72.
5. Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. JADA 1997;128(3):297–307.
6. Vult von Steyern P, Carlson P, Nilner K. All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon technique. A 2-year clinical study. J Oral Rehabil 2005;32:180-187.
7. Piwowarczyk A, Ottl P, Lauer HC, Kuretzky T. A clinical report and overview of scientific studies and clinical procedures conducted on the 3M ESPE Lava All-Ceramic System. J Prosthodont 2005;14:39-45.
8. Studart AR, Filser F, Kocher P, Luthy H, Gauckler LJ. Cyclic fatigue in water of veneer-framework composites for all-ceramic dental bridges. Dent Mater 2007;23:177-185.
9. Raigrodski AJ, Hillstead MB, Meng GK, Chung KH. Survival and complications of zirconia-based fixed dental prostheses: a systematic review. J Prosthet Dent 2012;107:170-7.
10. Vult von Steyern P, Jonsson O, Nilner K. Five-year evaluation of posterior all-ceramic three-unit (In-Ceram) FPDs. Int J Prosthodont 2001;14:379-384.
11. Molin MK, Onesti MP, Petersson TB, Derand TB. Three-dimensional finite element analyses of all-ceramic posterior fixed partial dentures with different designs. Int J Prosthodont 2007;20:89-91.
12. Craig JM, Powers JM. Restorative dental materials. St. Louis, Mosby, 2002.
13. Branemark PI. Osseointegration and its experimental background, J Prosthet Dent 1983;50:399-400.
14. Tunalı Barış. Multi-Disipliner Bir Yaklaşımla Oral İmplantoloji'ye Giriş, İstanbul-1996.
15. Özdemir, T. Oral İmplantoloji In; Tam Protezler, Çalikkocaoğlu, S. Protez Akademisi ve Gnatoloji Derneği Yayınları, 3. Baskı İstanbul,1998.
16. Schroeder A, Sutter F, Krekeler G. Oral Implantology. New York, Thime Medical Pub. Inc, 1991.
17. Eskitaşçıoğlu G. Mezuniyet sonrası eğitim ders notları, S.Ü. Diş Hek. Fak. Protetik Diş Tedavisi AD. Konya
18. Türker M, Yücetaş Ş. Ağız, Diş, Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Atlas Kitapçılık, Ankara 1997;505-516

19. Uzun G, Keyf F. İmplantların yüzey özellikleri ve osseointegrasyon. Atatürk Üni. Diş Hek. Fak. Derg 2007; 2: 43-50
20. Anselme K, Bigerelle M, Noël B, Iost A, Hardouin P. Effect of grooved titanium substratum on human osteoblastic cell growth. J Biomed Mater Res. 2002; 60(4):529-540.
21. Borsari V, Giavaresi G, Fini M, Torricelli P, Tschon M, Chiesa R ve ark. Comparative in vitro study on a ultra-high roughness and dense titanium coating. Biomaterials. 2005;26(24):4948-4955
22. Lohmann CH, Sagun R Jr, Sylvia VL, Cochran DL, Dean DD, Boyan BD ve ark. Surface roughness modulates the response of MG63 osteoblast-like cells to 1,25-(OH)(2)D(3) through regulation of phospholipase A(2) activity and activation of protein kinase A. J Biomed Mater Res 1999;47(2):139-151.
23. Martin JY, Schwartz Z, Hummert TW, Schraub DM, Simpson J, Lankford J Jr ve ark. Effect of titanium surface roughness on proliferation, differentiation, and protein synthesis of human osteoblast-like cells (MG63). J Biomed Mater Res 1995; 29(3): 389- 401.
24. Lum LB. A biomechanical rationale for the use of short implants. J Oral Implantol 1991;17(2):126-131.
25. Schwartz Z, Lohmann CH, Vocke AK, Sylvia VL, Cochran DL, Dean DD, Boyan BD. Osteoblast response to titanium surface roughness and 1 α ,25-(OH)(2)D(3) is mediated through the mitogen-activated protein kinase (MAPK) pathway. J Biomed Mater Res 2001;56(3):417-426.
26. Sevimay M. İmplant üstü kron tasarımlarında farklı materyallerin stres dağılımına etkisinin sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmesi, doktora tezi, KONYA , 2002.
27. Hahn H, Palich W. Preliminary evaluation of porous metal surfaced titanium for orthopedic implants. J Biomed Mater Res 1970; 4: 571-579
28. Leize EM, Hemmerle J, Leize M. Characterization at the bone crystal level, of the titanium coating/bone interfacial zone. Clin Oral Impl Res. 2000;11: 279-288.
29. Binon PP. Implants and components: Entering the new millenium. Int J Oral Maxillofac Implants 2000;15(1): 76-94.
30. Thomas KA, Kay JF, Cook SD, Jarcho M. The effect of surface macrotexture and hydroxylapatite coating on the mechanical strengths and histologic profiles of titanium implant materials. J Biomed Mater Res 1987;21(12): 1395-1414
31. Gottlander M, Johansson CB, Albrektsson T. Short- and long-term animal studies with a plasma-sprayed calcium phosphate-coated implant. Clin Oral Impl Res 1997;8:345-351.
32. Klokkevold PR, Nishimura RD, Adachi M, Caputo A. Osseointegration enhanced by chemical etching of titanium surface: torque removal study in the rabbit. Clin Oral Impl Res 1997;8:442-447.
33. Vercaigne S, Wolke JG, Naert I, Jansen JA. Bone healing capacity of titanium plasma-sprayed and hydroxylapatite-coated oral implants. Clin Oral Implants Res 1998;9(4):261-271.
34. Conner KA, Sabatini R, Mealey BL, Takacs VJ, Mills MP, Cochran DL. Guided bone regeneration around titanium plasma-sprayed, acid-etched, and hydroxyapatite-coated implants in the canine model. J Periodontol 2003;74(5):658-68.

35. Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants: considerations based on a three-dimensional finite element analysis. *Clin Oral Implants Res* 2004;15(4):401-12.
36. Tada S, Stegaroiu R, Kitamura E, Miyakawa O, Kusakari H. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: A 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18: 357-368.
37. Lemons JE. Biomaterials, biomechanics, tissue healing and immediate function dental implants. *J. Oral Implantol.* 2004;5: 318- 324.
38. Skalak R. Osseointegration biomechanics. *J Oral Implantol* 1986;12: 350-356.
39. Geng JP, Beng WX, Tan KBC, Liu GR. Finite element analysis of an osseointegrated stepped screw dental implant. *J Oral Implantol* 2004;4: 223- 233.
40. Hansson S. A conical implant-abutment interface at the level of the marginal bone improves the distribution of stresses in the supporting bone. *Clin Oral Implants Res* 2003;14: 286- 293.
41. O'Sullivan D, Sennerby L, Meredith N. Influence of implant diameter on the primary and secondary stability of osseointegrated titanium implants. *Clin Oral Implants Res* 2004;15: 474-480.
42. Atar Ö. Alveolar distraksiyon yapılan hastalarda implantüstü protezlerin uzun dönem takibi. Marmara üniversitesi. Doktora tezi. İstanbul 2007.
43. Misch CE. Contemporary implant dentistry. 2nd ed. St. Louis- USA. Mosby Year Book- Inc; 1999.
44. Davies JE. Mechanisms of endosseous integration. *J Prosthodont* 1998; 11: 391-401.
45. Edgerton M, Levine MJ. Biocompatibility: It's future in prosthodontic research. *J Prosthet Dent* 1993; 69:406-15.
46. O'Neal, RB, Sauk JJ, Someman MJ. Biological Requirements for material integration. *J Oral Implantol* 1992; 18: 243-55.
47. Rolant M, Langer B. Dental Implant. Review *J Periodontol* 1992;63: 859-70.
48. Neville B, Damm D, Allen C, Bouquot. *J Oral & Maxillofacial Patology: Soft tissue tumors* W.B. Saunders Company 1995:373-4.
49. Lautenschlager EP, Monaghan P. Titanium and titanium alloys as dental materials. *Int Dent J* 1993; 43: 245-53.
50. Contreras EF, Henriques GE, Giolo SR, Nobilo MA. Fit of cast commercially pure titanium and Ti-6Al-4V alloy crowns before and after marginal refinement by electrical discharge machining. *J Prosthet Dent* 2002; 88: 467-72.
51. Sertgöz A. Temel İmplantoloji- Biyomekanik İmplantlar 2005;4: 64-72
52. Yeşil Duymuş Z, Güngör H. Dental İmplant Materyalleri Atatürk Üniv Diş Hek Fak. Derg 2013;23(1): 145-152
53. Wang RR, Fenton A. Titanium for prosthodontic applications: a review of the literature. *Quintessence Int* 1996; 27: 401-8.

54. Chun HJ, Cheang SY, Han JH, Heo SJ, Chung JP, Rhyu IC, Choi YC, Baik HK, Ku Y, Kim H. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *J Oral Rehabil* 2002;29: 565-574.
55. Röhlig BG. The use of angulated implants in the maxillary tuberosity region. 3- Dimensional Finite element analysis study. Philipps Universitaet Marburg. Doktora tezi. Hessen-Germany. 2004.
56. Parr GR, Gardner LK, Toth RW. Titanium: the mystery metal of implant dentistry. Dental materials aspects. *J Prosthet Dent* 1985; 54: 410-4.
57. Kononen M, Rintanen J, Waltimo A, Kempainen P. Titanium framework removable partial denture used for patient allergic to other metals: a clinical report and literature review. *J Prosthet Dent* 1995; 73: 4-7.
58. Lemons JE. Dental implant biomaterials. *J Am Dent Assoc* 1990;121(6):716-719.
59. Lacefield WR. Current status of ceramic coatings for dental implants. *Implant Dent* 1998; 7: 315- 322.
60. Wataha JC. Materials for endosseous dental implants *J Oral Rehabil* 1996; 23: 79- 90.
61. Boening K.W, Wolf B.H, Schmidt A.E, Kastner K, Walter M.H. Clinical fit of Procera All Cera crowns. *J Prosthet Dent* 2000;84:419-24.
62. Ardlin BI. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: Chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dent Mater* 2002;18:590-5.
63. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999;20:1-25.
64. Boundrias P, Shoghiikian E, Morin E, Hutnik P. Esthetics Option for the Implant- Supported Single-Tooth Restoration-Treatment Sequence With a Ceramic Abutment. *J Can Dent Assoc* 2001;67:508-14.
65. Mormann WH, Bindl A. All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. *Dent Clin North Am* 2002;46:405-26.
66. Akagawa Y, Ichikawa Y, Nikai H, Tsuru H. Interface histology of unloaded and early loaded partially stabilized zirconia endosseous implant in initial bone healing. *J Prosthet Dent* 1993; 69: 599- 604.
67. Grössner-Schreiber B, Fetter T, Hedderich J, Kocher T, Schreiber S, Jepsen S. Prevalence of dental caries and periodontal disease in patients with inflammatory bowel disease: a case-control study. *J Clin Periodontol* 2006;33:478-84.
68. Sykaras N, Iacopino AM, Marker VA, Triplett RG, Woody RD. Implant materials, designs and surface topographies: their effect on osseointegration. A literature review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15(5):675-90.
69. Çalikkocaoğlu S. Tam Protezler, İstanbul 1998; cilt 2: 766-794.
70. Hiiginbottom F., Besler U., Jones JD., Keith SE. Prosthetic management of implants in the esthetic zone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19: 62-72.
71. Spiekermann H. Color Atlas of Dental Medicine, Implantology. New York: Thieme Medical Pub. Inc. 1995: 238- 266.

72. Anusavice KJ. Phillips' Science of Dental Materials. Eleventh edition, Missouri, Saunders, 2003.
73. Albrektsson T, Jacobsson M. Bone metal interface in osseointegration, *J Prosthet Dent* 1987;57:597-607.
74. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1986;1(1):11-25.
75. Misch C. Dental Implant Prosthetics St. Louis. Elsevier Mosby, 2005.
76. Jorneus L, Jemt T, Carlsson L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7(3), 353-9.
77. Martin WC, Woody RD, Miller BH, Miller AW. Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. *J Prosthet Dent* 2001;86(1): 24-32.
78. Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey JP. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10(5): 529-36.
79. Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8(1): 19-31.
80. Gotfredsen K, Berglundh T, Lindhe J. Bone reactions adjacent to titanium implants subjected to static load of different duration. A study in the dog (III). *Clin Oral Implants Res* 2001;12(6):552-8.
81. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in Implant Dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001;85(6):585-98.
82. Ishigaki S, Nakano T, Yamada S, Nakamura T, Takashima F. Biomechanical stress in bone surrounding an implant under simulated chewing. *Clin Oral Implants Res* 2003;14(1): 97-102.
83. Dean JS, Throckmorton GS, Ellis E, Sinn DP. A preliminary study of maximum voluntary bite force and jaw muscle efficiency in pre-orthognathic surgery patients. *J Oral Maxillofac Surg* 1992;50(12): 1284-8.
84. Lum LB, Osier JF. Load transfer from endosteal implants to supporting bone: an analysis using statics. Part two: Axial loading. *J Oral Implantol* 1992;18(4):349-53.
85. Misch CE, Bidez MW. Implant-protected occlusion: a biomechanical rationale, *Compendium*. 1994 Nov;15(11):1330, 1332, 1334 Review.
86. Rieger MR, Mayberry M, Brose MO. Finite element analysis of six endosseous implants. *J Prosthet Dent* 1990;63(6):671-6.
87. Kan JY, Rungcharassaeng K, Kim J, Lozada JL, Goodacre CJ. Factors affecting the survival of implants placed in grafted maxillary sinuses: a clinical report. *J Prosthet Dent* 2002;87(5): 485-9.
88. Ettinger RL, Spivey JD, Han DH, Koobusch GF. Measurement of the interface between bone and immediate endosseous implants: a pilot study in dogs. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1993;8(4):420-7.
89. Lee J, Kim YS, Kim CW, Han JS. Wave analysis of implant screw loosening using an air cylindrical cyclic loading device. *J Prosthet Dent* 2002;88(4):402-8.

90. Ivanoff CJ, Sennerby L, Johansson C, Rangert B, Lekholm U. Influence of implant diameters on the integration of screw implants. An experimental study in rabbits. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1997 ;26(2):141-8.
91. Ivanoff CJ, Grondahl K, Sennerby L, Bergstrom C, Lekholm U. Influence of variations in implant diameters: a 3- to 5-year retrospective clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14(2):173-80.
92. Winkler S, Morris HF, Ochi S. Implant survival to 36 months as related to length and diameter. *Ann Periodontol* 2000;5(1):22-31.
93. English C, Bahat O, Langer B, Sheets CG. ,What are the clinical limitations of wide-diameter (4 mm or greater) root-form endosseous implants? *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(2):293-6.
94. Siamos G, Winkler S, Boberick KG. Relationship between implant preload and screw loosening on implant-supported prostheses. *J Oral Implantol* 2002;28(2), 67–73.
95. Block MS, Delgado A, Fontenot MG. The effect of diameter and length of hydroxylapatite-coated dental implants on ultimate pullout force in dog alveolar bone. *J Oral Maxillofac Surg* 1990;48(2):174-8.
96. Wyatt CC, Zarb GA. Treatment outcomes of patients with implantsupported fixed partial prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13(2):204-11.
97. Misch CE. Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing and progressive bone loading. *Int J Oral Implantol* 1990;6(2):23–31.
98. Valen M, Locante WM. LaminOss immediate- load implants: I. Introducing osteocompression in dentistry. *J Oral Implantol* 2000;26(3):177–84.
99. Akpınar I, Demirel F, Parnas L, Sahin S. A comparison of stress and strain distribution characteristics of two different rigid implant designs for distal-extension fixed prostheses. *Quintessence Int* 1996;27:11-17.
100. Natali AN. *Dental Biomechanics*. London, Taylor & Francis, 2003.
101. Cochran DL. The scientific basis for and clinical experiences with strauman implants including the ITI dental implant system: a consensus report. *Clin Oral Implants Res* 2000;11: 33- 58.
102. Watzek G. *Endosseous Implants Scientific And Clinical Aspects*. Chicago, Quintessence Publishing Co Inc, 1996.
103. Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F, Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis-a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *J Oral Implantol* 1998;24: 80-8.
104. Himmlova L, Dostalova T, Kacovsky A, Konickova S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis *J Prosthet Dent* 2004;91:20-25.
105. Quirynen M, Naert I, Van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Branemark system. *Clin Oral Implants Res* 1992;3(3):104-11.

106. Gotfredsen K, Berglundh T, Lindhe J. Anchorage of titanium implants with different surface characteristics: an experimental study in rabbits. *Clin Implant Dent Relat Res* 2000;2(3):120–8.
107. Van Steenberghe D, Lekholm U, Bolender C, Folmer T, Henry P, Herrmann I et al. Applicability of osseointegrated oral implants in the rehabilitation of partial edentulism: a prospective multicenter study on 558 fixtures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990;5(3), 272–81.
108. Block MS, Gardiner D, Kent JN, Misiek DJ, Finger IM, Guerra L. Hydroxyapatite-coated cylindrical implants in the posterior mandible: 10-year observations *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11(5):626–33.
109. Truhlar RS, Lauciello F, Morris HF, Ochi S. The influence of bone quality on Periotest values of endosseous dental implants at stage II surgery. *J Oral Maxillofac Surg* 1997;55(12 Suppl 5): 55–61.
110. Jaffin RA, Berman CL. The excessive loss of Branemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis. *J Periodontol* 1991;62(1): 2–4.
111. Babbush CA. *Dental Implants: The Art and Science*. Philadelphia, W. B. Saunders Co, 2001:19–33.
112. Bahat O. Treatment planning and placement of implants in the posterior maxillae: report of 732 consecutive Nobelpharma implants. *Int Journal of Oral Maxillofac Implants* 1993;8(2):151–61.
113. O'Brien WJ. *Dental materials and their selection*, Quintessence Pub Co Inc 2nd Edition, 1997.
114. Christensen GJ. Choosing an all-ceramic restorative material: porcelain-fused- to-metal or zirconia-based? *J Am Dent Assoc* 2007;138:662–665.
115. Rammelsberg P, Eickemeyer G, Erdelt K, Pospiech P. Fracture resistance of posterior metal-free polymer crowns. *J Prosthet Dent* 2000;84:303–308.
116. Mc Lean JW. *The science and art of dental ceramics*, Quintessence Pub Co Inc Chicago, 1st Edition, 1979.
117. Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin North Am* 2004 ;48(2):viii, 513–30. Review.
118. Zaimoğlu A, Aksu E, Can G, Ersoy E. *Diş hekimliğinde maddeler bilgisi*, Ankara: Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Sayı:17, 1993.
119. Can G, Ersoy E, Aksu ML. *Diş hekimliğinde maddeler bilgisi*, Ankara: Yurtmim yayıncılık, 2014.
120. Memikoğlu M. *Tam seramik posterior sabit parsiyel restorasyonların in-vitro ve in-vivo uygulanabilirliği ve sınırlamaları yönünde incelenmesi*, Doktora Tezi, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 1997.
121. Kedici PS. *Tam seramikler*, Türk Diş Hekimliği Birliği Dergisi, 2002;71:78–80.
122. Naylor P. *Introduction to metal ceramic technology*, Quintessence Pub Co Inc, Carol Stream, Illinois, 1992.
123. Shillenburg HT, Hobo S, Whitsett LD. *Fundamentals of fixed prosthodontics*, Quintessence Pub Co Inc, Chicago, 1981.

124. Mc Lean JW, Odont D. Evaluation of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent* 2001;85:61-66.
125. Gülay G. Farklı destek ve konnektör tasarımlarının üç üyeli posterior zirkonya köprüler üzerindeki stres etkisinin üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi ile incelenmesi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2010.
126. Sadowsky SJ. An overview of treatment considerations for esthetic restorations: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2006;96:433- 442.
127. Malament KA. Prosthodontics: achieving quality esthetic dentistry and integrated comprehensive care. *J Am Dent Assoc* 2000;131:1742-1749
128. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent* 1996;75:18-32.
129. St John KR. Biocompatibility of dental materials. *Dent Clin North Am* 2007;51:747-760.
130. Kheradmandan S, Koutayas SO, Bernhard M, Strub JR. Fracture strength of four different types of anterior 3-unit bridges after thermomechanical fatigue in the dual-axis chewing simulator. *J Oral Rehabil* 2001;28:361-369.
131. Christensen GJ. The confusing array of tooth-colored crowns. *J Am Dent Assoc* 2003;134:1253-1255.
132. Raigrodski AJ, Chiche GJ. The safety and efficacy of anterior ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001;86:520-525.
133. Şahmalı S, Albayrak S. Dökülebilir seramikler. *Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 1996;20: 60-67.
134. Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt, E. Tam porselen sistemleri II. *Acta Odontol Turc* 2005;22(1); 49-60.
135. Dong J, Luthy H, Wohlewend A, Schörer R Heat-press ceramics: Technology and strength. *Int J Prosthodont* 1992;5(11:9-16.
136. Chen JH, Matsumura H, Atsuta M. Effect of different etching periods on the bond strength of a composite resin to a machinable porcelain. *J Dent* 1998;26:53-58.
137. Witkowski S. CAD-CAM in Dental Technology. *Quintessence* 2005:1-16.
138. Yöndem İ. Aykent F. Bilgisayar Desteği ile Hazırlanan Dental Seramikler. *Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2008;32:79-86.
139. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2007;98:151:389-404.
140. Lothar V. Cercon the all ceramic CAM system by Degussa Dental. *Quintessence Dent* 2001;52:811-4.
141. Crispin BJ. Computerized design and manufacturing of esthetic dental restorations. *Dent Clin North Am* 1992;36:797-807.
142. Addi S, Hedayati-Khams A, Poya A, Sjogren G. Interface gap size of manually and CAD/CAM-manufactured ceramic inlays/onlays in vitro. *J Dent* 2002;30:53-58.

143. Apholt W, Bindl A, Luthy H, Mormann WH. Flexural strength of Cerec 2 machined and jointed InCeram-Alumina and InCeram-Zirconia bars. *Dent Mater* 2001;17:260-267.
144. Jedynakiewicz NM, Martin N. The effect of surface coating on the bond strength of machinable ceramics. *Biomaterials* 2001;22:749-752.
145. Van der Zel JM, Vlaar S, De Ruiter W, Davidson C. The CICERO system for CAD/CAM fabrication of full-ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 2001;85(3):261-7.
146. Denissen H, Dozic A, van der Zel J, van Waas M. Marginal fit and shortterm clinical performance of porcelain-veneered CICERO, CEREC, and Procera onlays. *J Prosthet Dent* 2000;84:506-513.
147. Witkowski S, Komine F, Gerds T. Marginal accuracy of titanium copings fabricated by casting and CAD/CAM techniques. *Prosthet Dent* 2006;96(1):47-52.
148. Stumpel LJ, 3rd, Haechler WH. The all-ceramic cantilever bridge: a variation on a theme. *Compend Contin Educ Dent* 2001;22:45-50, 52.
149. Piwowarczyk A, Ottl R, Lauer HC, Kuretzky T. A clinical report and overview of scientific studies and clinical procedures conducted on the 3M ESPE Lava All-Ceramic System. *J Prosthodont* 2005;14(1):39-45.
150. Göre E. Bruksizmi olan hastalarda implant üstü sabit protezler için farklı oklüzyon tiplerinin implant başarısına etkisinin sonlu elemanlar analizi yöntemi ile değerlendirilmesi, doktora tezi. İstanbul, 2010.
151. Marquardt R, Strub J. Survival rates of IPS Empress 2 all ceramic crowns and fixed partial dentures: results of a 5 year prospective clinical study. *Quintessence Int* 2006;37(4):253-9.
152. Hondrum SO. A review of the strength properties of dental ceramics. *J Prosthet Dent* 1992;67:859-865.
153. Wall JG, Cipra DL. Alternative crown systems. *Dent North Am* 1992;36:765-782.
154. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2004;92:557-562.
155. Sorensen JA. The IPS Empress 2 system: Defining the possibilities. *Quintessence Dent Technol* 1999;22:153-163.
156. Sorensen JA. In-ceram all-ceramic bridge technology. *Quintessence Dent* 1992;15:41-46.
157. McLaren EA. All-ceramic alternatives to conventional metal-ceramic restorations. *Compend Contin Educ Dent* 1998;19:307-308, 310, 312 passim; quiz 326.
158. Wagner WC, Chu TM. Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. *J Prosthet Dent* 1996;76:140-144.
159. Bal BS, Garino J, Ries M, Rahaman MN. A review of ceramic bearing materials in total joint arthroplasty. *Hip Int* 2007;17:21-30.
160. Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *J Dent* 2007;35:819-826.
161. Donovan TE. Factors essential for successful all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc* 2008;139:14-18.

162. Suttor D. Lava zirconia crowns and bridges. *Int J Comput Dent* 2004;7:67-76.
163. Çelik M, Bural C, Bayraktar G. Diş hekimliğinde zirkonya uygulamaları Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg 2014;8: 106-116
164. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J* 2008;204:505-511.
165. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc* 2006;137:1289-1296.
166. Bates JF, Stafford GD, Harrison A. Masticatory function--a review of the literature. 1. The form of the masticatory cycle. *J Oral Rehabil* 1975;2:281-301.
167. Richter EJ. In vivo vertical forces on implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:99-108.
168. Gibbs CH, Mahan PE, Mauderli A, Lundeen HC, Walsh EK. Limits of human bite strength. *J Prosthet Dent* 1986;56:226-229.
169. Raadsheer MC, van Eijden TM, van Ginkel FC, Pahl-Andersen B. Contribution of jaw muscle size and craniofacial morphology to human bite force magnitude. *J Dent Res* 1999;78:31-42.
170. Kiliaridis S, Kjellberg H, Wenneberg B, Engstrom C. The relationship between maximal bite force, bite force endurance, and facial morphology during growth. A cross-sectional study. *Acta Odontol Scand* 1993;51:323-331.
171. Mericske-Stern R, Zarb GA. In vivo measurements of some functional aspects with mandibular fixed prostheses supported by implants. *Clin Oral Implants Res* 1996;7:153-161.
172. Kronstrom M, Trulsson M, Soderfeldt B. Patient evaluation of treatment with fixed prostheses supported by implants or a combination of teeth and implants. *J Prosthodont* 2004;13:160-165.
173. Pjetursson BE, Tan K, Lang NP, Bragger U, Egger M, Zwahlen M. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res* 2004;15:625-642.
174. Pjetursson BE, Bragger U, Lang NP, Zwahlen M. Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs). *Clin Oral Implants Res* 2007;18(3):97-113.
175. Chang PP, Henegbarth EA, Lang LA. Maxillary zirconia implant fixed partial dentures opposing an acrylic resin implant fixed complete denture: a two-year clinical report. *J Prosthet Dent* 2007;97:321-330.
176. Sailer I, Feher A, Filser F, Gauckler LJ, Luthy H, Hammerle CH. Fiveyear clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 2007;20:383-388.
177. Sailer I, Feher A, Filser F, Luthy H, Gauckler LJ, Scharer P et al. Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3- year follow-up. *Quintessence Int* 2006;37:685-693.
178. Ozkurt Z, Kazazoglu E. Clinical Success of Zirconia in Dental Applications. *J Prosthodont* 2010;19(1):64-8.

179. Goodacre CJ, Campagni WV, Aquilino SA. Tooth preparations for complete crowns: an art form based on scientific principles. *J Prosthet Dent* 2001;85:363-376.
180. Bilgin M Selim. Post kor sistemlerinin fraktür analizi ve sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile değerlendirilmesi, Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Doktora Tezi, Konya-2008.
181. Ramoğlu S, Ozan O. Diş Hekimliğinde Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi Atatürk Uni Diş Hek Fak Derg 2014;9:175-180
182. Korkmaz T. İki Değişik Gövde Tasarımında Sabit Porselen Restorasyonlar Üzerine Gelen Okluzal Kuvvetlerin Değişik Bölgelerdeki Dağılımlarının Halogrofik Interferometre Yöntemi ile İncelenmesi, Gazi Ü Diş Hek Fak Doktora tezi, 1995.
183. Çalıkoglu S. Bölümlü Protezler, 2. Baskı, İstanbul Ü Basımevi, İstanbul, 1992.
184. Reinhardt RA, Kreju RF, Pao YC, Stannard SG () Dentin Stresses in Post-Reconstructed Teeth with Diminishing Bone Support. *J Dent Res* 1983;62:1002-1008.
185. Ebrahimi F. Finite element analysis-new trends and developments, Intech, 2012, s:5-20.
186. Huysmans MC, Vander Varst PG. Finite Element Analysis of Quasistatic and Fatigue of Post and Cores, *J Dent* 1993;21:57-64
187. Geng JP, Keson BCT, Liv GR. Application of Finite Element Analysis in Implant Dentistry: A Review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001;8: 585-598.
188. Magne P, Doglas WH. Desining Optimization and Evaluation of Bonded Ceramics for the Anterior Dentition: A Finite-Element Analysis. *Quintessence Int* 1999;30:661-672.
189. Darendeliler S, Darendeliler H, Kınoglu T. Analysis of a Central Maxillary Incisor by Using a Three-Dimensional Finite Method, *J Oral Rehab* 1992;19:371-383.
190. Magne P, Stanley K, Schlichting LH. Modeling of ultrathin occlusal veneers. *Dent Mater* 2012; 28:777-82.
191. Ausiello P, Apicella A, Davidson CL, Rengo S. 3Dfinite element analyses of cusp movements in a human upper premolar, restored with adhesive resin-based composites. *J Biomech* 2001; 34:1269- 77.
192. Akça K, Cehreli MC, İplikçioğlu H. A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. *Int J Prosthodont* 2002; 15:115-21.
193. Prasad K, Tarannum SA. Basic Principles of Finite Element Method and its Applications in Orthodontics. *J Pharm Biomed Sci* 2012; 16: 1-4.
194. Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y. Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. *J Dent* 2008; 36: 463-71.
195. Taşkınsel E, Gümüş HÖ. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Ve Restoratif Diş Hekimliğinde Kullanımı Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg 2014;8 :131-135
196. Moratal D. Finite element analysis, Sciyo, 2010, s:43-103.
197. DeTolla DH, Andreana S, Patra A, Buhite R, Comella B. Role of the finite element model in dental implants. *J Oral Implantol* 2000;26:77-81.

198. Magne P. Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data. *Dent Mater* 2007;23:539-48
199. Baggi L, Cappeloni I, Girolima MD, Maceri F, Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry. *J Prosthet Dent* 2008;100(6): 422-431.
200. Logan DL. First course in the finite element method 5th edition, Nelson Education Ltd, 2007 s. 1-27.
201. Gümüş HÖ. Üç farklı dental implant yiv tasarımının ve iki farklı dental implant çapının değişik yoğunluktaki kemik üzerinde oluşturdıkları streslerin üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile karşılaştırılması. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Protez programı. Doktora Tezi. Ankara. 2007.
202. Iplikcioglu H, Akça K. Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. *J Dent* 2002; 30 (1): 41-46.
203. Shigley JE. Mechanical Engineering design, First metric ed., McGraw-Hill Book Company, Singapur, 1986.
204. Ulusoy M, Aydın K. Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler. Ankara Üniversitesi Basımevi. Cilt 1, 2003:61-64.
205. Weinberg LA. Atlas of Tooth- and Implant-Supported Prosthodontics. New York, Quintessence Publishing Co, Inc, 2003:47-65.
206. Sonugelen M, Artunç C. Ağız Protezleri ve Biyomekanik. İzmir, Ege Meslek Yüksek Okulu Basımevi, 2002.
207. Rangert B, Jemt T, Jörneus L. Forces and moments on branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4: 241-47.
208. Weinberg LA, Bernard K. A comparison of implant/prosthesis loading with four clinical variables. *Int J Prosthodont* 1995;8: 421-33.
209. Sannino G, Pozzi A, Schiavetti R, Barlattani A. Stress distribution on a three-unit implant supported zirconia framework. A 3D finite element analysis and fatigue test. *Oral Implantol* 2012;5:11-20.
210. Samir EB. Textbook of orthodontics, Elsevier Health Sciences, 2001.
211. Eskitaşçıoğlu G. Doğal ve protetik restorasyonlu dişlerde farklı sentrik ve kontak tiplerinde oluşan fonksiyonel gerilimlerin "structural analysis program" ile incelenmesi. Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi. Ankara, 1991.
212. Misch CE. Effects on diagnosis and treatment plan Dental Implant Prosthodontics," The Evaluation of Naturel Teeth Adjacent to Multiple İmplant Sites" ,Mosby, Missouri, 2005:180.
213. Tepper G, Haas R, Zechner W, Krach W, Watzek G. Three-dimensional finite element analysis of implant stability in the atrophic posterior maxilla: a mathematical study of the sinüs floor augmentation. *Clin Oral Implants Res* 2002;13(6):657-65.
214. Clelland NL, Lee JK, Bimbenet OC, Brantley WA. A three-dimensional finite element stress analysis of angled abutments for an implant placed in the anterior maxilla. *J Prosthodont* 1995;4(2):95-100.

215. Koca OL, Eskitascioglu G, Usumez A. Three-dimensional finite-element analysis of functional stresses in different bone locations produced by implants placed in the maxillary posterior region of the sinüs floor J Prosthet Dent 2005;93(1):138-44.
216. Meijer HJ, Starmans FJ, Steen WH, Bosman F. A three-dimensional, finite element analysis of bone around dental implants in an edentulous human mandible. Arch Oral Biol 1993;38(6):491-6.
217. Maezawa N, Shiota M, Kasugai S, Wakabayashi N. Three-dimensional stress analysis of tooth/Implant-retained long-span fixed dentures. Int J Oral Maxillofac Implants 2007;22:710-718.
218. Yüzbaşıoğlu H.E. İmplantüstü sabit bölümlü protezlerde kullanılan seramik implant dayanaklarının sonlu elemanlar yöntemi ile incelenmesi, Doktora Tezi, Ondokuz Mayıs Üniv. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Samsun, 2006.
219. Holmes DC, Loftus JT. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. J Oral Implantol 1997;23(3):104-11.
220. Steigenga JT, Al-Shammari KF, Nociti FH, Misch CE, Wang HL. Dental implant design and its relationship to long-term implant success. Implant Dent 2003;12(4): 306-17.
221. Bozkaya D, Muftu S, Muftu A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. J Prosthet Dent 2004;92(6): 523-30.
222. Isidor F. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. a clinical and radiographic study in monkeys. Clin Oral Implants Res 1996;7: 143-152.
223. Frost, H.M. A 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians. Angle Orthod 2004;74(1):3-15.
224. Del Valle V, Faulkner G, Wolfaardt J. Craniofacial osseointegrated implant-induced strain distribution: a numerical study. Int J Oral Maxillofac Implants 1997;12(2):200-10.
225. Pilliar RM, Deporter DA, Watson PA, Valiquette N. Dental implant design effect on bone remodeling. J Biomed Mater Res 1991;25(4): 467-83.
226. Vaillancourt H, Pilliar RM, McCammond D. Factors affecting crestal bone loss with dental implants partially covered with a porous coating: a finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Implants 1996;11(3):351-9.
227. Shetty P, Hegde AM, Rai K. Finite element method-an effective research tool for dentistry. J Clin Pediatr Dent 2010; 34: 281-5.
228. Srirekha A, Bashetty K. Infinite to finite: an overview of finite element analysis. Indian J Dent Res 2010; 21: 425-32.
229. Türkoğlu P. Alt çeneye uygulanan implantların lineer ve doğrusal olmayan yerleşimlerinin sonlu elemanlar gerilme analizi yöntemi ile incelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Tedavi Anabilim Dalı. Doktora Tezi. İstanbul. 2006.
230. Çankaya Ö. Alt çene total dişsizlik vakalarında implant destekli protez uygulamalarında, implantların farklı lokalizasyonlarda yerleştirilmesinin ve farklı üst yapıların kullanılmasının kemikteki kuvvet dağılımına etkisinin sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile incelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Oral İmplantoloji Anabilim Dalı. Doktora Tezi. İstanbul. 2005.

231. Tepper G, Haas R, Zechner W, Krach W, Watzek G. Three-dimensional finite element analysis of implant stability in the atrophic posterior maxilla: a mathematical study of the sinus floor augmentation. *Clin Oral Implants Res* 2002;13(6):657-65.
232. DeVree JH, Peters MC, Plasschaert AJ. A comparison of photoelastic and finite stress analysis in restored tooth structure. *J Oral Rehabil* 1983; 10(6): 505–517.
233. Farah JW, Craig RG, Sikarskie DL. Photoelastic and finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. *J Biomech* 1973; 6(5): 511–520.
234. Yoshida N, Koga Y, Kobayashi K, Yamada Y, Yoneda T. A new method for qualitative and quantitative evaluation of tooth displacement under the application of orthodontic forces using magnetic sensors. *Med Eng Phys* 2000;22:293-300.
235. Keyak JH, Meagher JM, Skinner HB, Mote CD. Automated three-dimensional finite element modelling of bone: a new method. *J Biomed Eng* 1990;12(5): 389-97.
236. Coward TJ, Scott BJ, Watson RM, Richards R. A comparison between computerized tomography, magnetic resonance imaging, and laser scanning for capturing 3-dimensional data from an object of standard form. *Int J Prosthodont* 2005;18(5): 405-13.
237. Wang TM, Leu LJ, Wang J, Lin LD. Effects of prosthesis materials and prosthesis splinting on peri-implant bone stress around implants in poor-quality bone: a numeric analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17(2): 231-7.
238. Teixeira ER, Sato Y, Akagawa Y, Shindoi N. A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics. *J Oral Rehabil* 1998;25(4): 299-303.
239. Eskitaşcıoğlu G, Üşümez A, Sevimay M, Soykan E, Ünsal E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: a three dimensional finite element study. *J Prosthet Dent* 2004;91:144-50.
240. Torabinejad M, Goodacre CJ. Endodontic or dental implant therapy: the factors affecting treatment planning *J Am Dent Assoc* 2006;137(7):973-7.
241. Schnitman PA, Rubenstein JE, Woehrle PS, DaSilva JD, Koch GG. Implants for partial edentulism. *Int J Oral Implantol* 1988;5(2):33-5.
242. Geng JP, Ma QS, Xu W, Tan KB, Liu GR. Finite element analysis of four thread-form configurations in a stepped screw implant *J Oral Rehabil* 2004;31(3):233-39.
243. Langer B, Langer L, Herrmann I, Jorneus L. The wide fixture: a solution for special bone situations and a rescue for the compromised implant. Part 1. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8(4):400-8.
244. Sevimay M, Turhan F, Kilicarslan MA, Eskitascioglu G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *J Prosthet Dent* 2005;93(3): 227-34.
245. Geramy A, Morgano SM. Finite element analysis of three designs of an implant-supported molar crown. *J Prosthet Dent* 2004;92(5):434-40.
246. Ferrario VF, Sforza C, Serrao G, Dellavia C, Tartaglia GM. Single tooth bite force in healthy young adults. *J Oral Rehabil* 2004;31:18-22.
247. Stern MR, Assal P, Mericske E, Burgin W. Occlusal force and oral sensibility measured in partially edentulous patients with ITI implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:345.

248. Jeong CM., Caputo A, Wylie RS, Son SC, Jeon YC. Bicortically stabilized implant load transfer. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18:59-65.
249. Kregzde M. A method of selecting the best implant prosthesis design option using three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993; 8(6):662-673.
250. Ciftci Y, Canay S. Stress distribution on the metal framework of the implant supported fixed prosthesis using different veneering materials. *Int J Prosthodont* 2001; 14(5): 406- 411.
251. Stegaroiu, R, Khraisat, A, Nomura, S, Miyakawa O. Influence of superstructure materials on strain around an implant under 2 loading conditions: A technical investigation. *Int. J Oral Maxillofac Implants* 2004;19: 735-742.
252. Eraslan O, Inan O, Secilmis A. The Effect of Framework Design on Stress Distribution in Implant- Supported FPDs: A 3-D FEM Study. *Eur J Dent* 2010;4:374-82.
253. Koçak, A. Cercon zirconia sistemi ile yapılan posterior sabit protezlerin uzun dönem klinik başarılarının incelenmesi. M.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi A.D. Doktora Tezi, İstanbul, 2006.
254. All-Dohan HM, Yaman P, Dennison, JB, Razzoog M, Lang BR. Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. *J Prosthet Dent* 2004;91:349- 355.
255. Tsalouchou E, Cattell JM, Knowles CJ, Pittayachawan P, McDonald A. Fatigue and fracture properties of yttria partially stabilized zirconia crown systems. *Dent Mater* 2008;24(3): 289-298.
256. Kazazoğlu E, Özkurt Z, Malkondu Ö. Zirkonya esaslı restorasyonların üst yapı seramiğinde görülen kırılmalar. *Türk Dişhekimliği Dergisi* 2007;69: 147-150.
257. Schwarz S, Schröder C, Hassel A, Bömicke W, Rammelsberg P. Survival and chipping of zirconia based and metal ceramic implant-supported single crowns. *Clin Implant Dent Relat Res* 2012;14(1):1
258. Cardelli PL, Vertucci V, Balestra F, Montani M, Arcuri C. Mechanical evaluation and fem analysis of stress in fixed partial dentures zirconium-ceramic. *Oral Implantol* 2014;6(3):55-62
259. Rangert B, Krogh PH, Langer B, Van Roekel N. Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:326-34.

8. ÖZGEÇMİŞ

1987 yılında Eskişehir’de doğdum. İlkokulu Erzurum; ortaokul ve lise öğrenimimi de Kayseri’de tamamladım. 2005 yılında İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’ne kabul edilerek 2010 yılında mezun oldum. 2011 yılında Zonguldak’da Diş tabibi olarak askerlik vazifemi tamamladım. 2012 yılında uzmanlık sınavında Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı’na atanarak uzmanlık eğitimime başladım ve halen devam etmekteyim.

