



**TÜRKİYE CUMHURİYETİ  
ANKARA ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**



**DİNAMİK YÜKLEME YAPILAN KISA İMPLANTLARDA  
KRON/İMPLANT ORANININ STRES DAĞILIMINA ETKİSİNİN  
İNCELENMESİ**

**Ersan ÇELİK**

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI  
DOKTORA TEZİ**

**DANIŞMAN  
Prof. Dr. A. Nehir ÖZDEN**

**2012-ANKARA**

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ  
ANKARA ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**DİNAMİK YÜKLEME YAPILAN KISA İMPLANTLARDA  
KRON/İMPLANT ORANININ STRES DAĞILIMINA ETKİSİNİN  
İNCELENMESİ**

**Ersan ÇELİK**

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI  
DOKTORA TEZİ**

**DANIŞMAN  
Prof. Dr. A. Nehir ÖZDEN**

Bu tez, Ankara Üniversitesi Bilimsel Araştırma Proje Müdürlüğü tarafından  
10B3334003 proje numarası ile desteklenmiştir.

**2012-ANKARA**

Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü

**Protetik Diş Tedavisi Doktora Programı**

çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından  
**Doktora Tezi** olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 17 / 10 / 2012

Prof. Dr. Bengül YURDUKORU

Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Jüri Başkanı

Prof. Dr. A. Nehir ÖZDEN  
Ankara Üniversitesi  
Diş Hekimliği Fakültesi  
Raportör

Prof. Dr. Şenay CANAY  
Hacettepe Üniversitesi  
Diş Hekimliği Fakültesi

Prof. Dr. Hakan TERZİOĞLU  
Ankara Üniversitesi  
Diş Hekimliği Fakültesi

Doç. Dr. Selim ERKUT  
Başkent Üniversitesi  
Diş Hekimliği Fakültesi

## İÇİNDEKİLER

Kabul ve Onay Sayfası	ii
İçindekiler	iii
Önsöz	vi
Simgeler ve Kısaltmalar	vii
Şekiller	viii
Çizelgeler	xi
<b>1. GİRİŞ</b>	<b>1</b>
1.1. İmplant	2
1.2. İmplantın Tarihçesi	2
1.3. Dental İmplant Sınıflaması	3
1.4. İmplant Endikasyonları	4
1.5. İmplant Kontrendikasyonları	5
1.6. İmplant Destekli Protezler	6
1.7. İmplant Üstü Protezlerin Avantajları	6
1.8. İmplant Üstü Protezlerin Başarı Kriterleri	7
1.9. İmplant Geometrisi	7
1.9.1. İmplant Çapı	8
1.9.2. İmplant Uzunluğu	8
1.9.3. Yiv Geometrisi	9
1.10. Kısa İmplantlar	10
1.10.1. Kısa İmplantların Avantajları	10
1.10.2. Kısa İmplantların Dezavantajları	12
1.10.3. Kısa İmplantların Başarı Oranları	15
1.11. Kemik	16
1.11.1. Kemik Miktarı ve Kalitesi ile İlgili Sınıflamalar	17
1.12. Osseointegrasyon	19
1.13. Biyomekanik	20
1.13.1. Biyomekanik Kavramlar	21

1.14. Stres Analiz Yöntemleri	25
1.14.1. Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi	26
1.14.2. Gerinim Ölçer (Strain Gauge) Stres Analiz Yöntemi	27
1.14.3. Kırılgan Vernik (Brittle Lacquer) Stres Analiz Yöntemi	27
1.14.4. Termografik Stres Analiz Yöntemi	28
1.14.5. Radiotelemetri ile Stres Analizi Yöntemi	28
1.14.6. Üç Boyutlu Deformasyon Analizi (Fotometrik Analiz)	28
1.14.7. Sonlu Eleman Stres Analiz Yöntemi	29
1.14.7.1. Sonlu Elaman Stres Analizi Çalışma Prensibi	30
1.14.7.2. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yönteminin Çalışma Aşamaları	31
1.15. Yorulma Deneyleleri	34
<b>2. GEREÇ ve YÖNTEM</b>	<b>35</b>
2.1. Sonlu Eleman Stres Analizinde Kullanılacak Modellerin Hazırlanması	37
2.1.1. Kortikal ve Spongioz Kemik Modellenmesi	37
2.1.2. İmplant ve Abutment Modellenmesi	38
2.1.3. Protetik Üstyapıların Modellenmesi	39
2.2. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi	40
2.3. Materyal Özelliklerinin Tanıtılması	42
2.4. Sistemin Birleştirilmesi	43
2.5. Modellere Uygulanan Etken ve Sınır Koşulları	44
2.6. Yükleme Koşulları	44
2.7. Sonuçların Alınması	48
<b>3. BULGULAR</b>	<b>50</b>
3.1. Dik ve Oblik Kuvvet Uygulanan 9 Adet Modelin Kortikal ve Spongioz Kemik Minimum ve Maksimum Asal Gerilme Değerlerinin ve İmplant Von Misses Gerilme Değerlerinin İncelenmesi	50
3.1.1. Dik Kuvvet Uygulanan Modeller	50
3.1.1.1. Kortikal ve Spongioz Kemik Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Değerleri	50
3.1.1.2. İmplant Von Mises Gerilme Değerleri	57
3.1.2. Oblik Kuvvet Uygulanan Modeller	58
3.1.2.1. Kortikal ve Spongioz Kemik Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Değerleri	58

3.1.2.2. İmplant Von Mises Gerilme Değerleri	66
3.2. Dik ve Oblik Kuvvet Uygulanan 9 Adet Modelin Dinamik Yükleme Değerlerinin İncelenmesi	68
3.2.1. Dik Kuvvet Uygulanan Modeller	68
3.2.2. Oblik Kuvvet Uygulanan Modeller	69
<b>4. TARTIŞMA</b>	<b>72</b>
<b>5. SONUÇ ve ÖNERİLER</b>	<b>87</b>
<b>ÖZET</b>	<b>90</b>
<b>SUMMARY</b>	<b>92</b>
<b>KAYNAKLAR</b>	<b>94</b>
<b>ÖZGEÇMİŞ</b>	<b>99</b>

## ÖNSÖZ

Doktora tezimizde, son yıllarda kullanımı gittikçe artan farklı uzunluklardaki kısa implantlar, farklı kron/implant oranlarına sahip restorasyonlar halinde kemik modellerine yerleştirilip, statik ve dinamik kuvvetler uygulanarak, kemik ve implantlarda meydana gelen stres değerlerine ve implantlarda oluşan yorulma değerlerine kron/implant oranının etkisi, 3 boyutlu sonlu eleman stres analiz yöntemiyle incelenmiştir.

Doktora eğitimim boyunca her zaman yanımda olan, kendimi geliştirmemde çok büyük katkıları olan ve gülyüzlülüğünü hiçbir zaman benden esirgemeyen değerli tez danışmanım ve sevgili hocam Sayın Prof. Dr. A. Nehir ÖZDEN'e,

Doktora eğitimim süresince bana her konuda yol gösteren, anlayışıyla bana yardımcı olan Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı Sayın Prof. Dr. Bengül YURDUKORU'ya, içten tavırları ve sevgisini her zaman yanımda hissettiğim Sayın Prof. Dr. Ayhan GÜRBÜZ'e, fikir ve bilgisiyle tezime olan katkılarından dolayı Sayın Prof. Dr. Hakan TERZİOĞLU'na ve bölüm hocalarımıza,

Birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum, çalışma ortamımızı güzelleştiren, başta Dr.Dt. Şule Tuğba ÖZAK olmak üzere tüm asistan arkadaşlarım ve personelimize,

Doktora eğitimim boyunca desteğini esirgemeyen TÜBİTAK Bilim İnsanı Destekleme Daire Başkanlığı (BİDEB)'na,

Bana hayat boyu rahat bir çalışma ortamı sağlayan, maddi manevi desteğini hiçbir zaman esirgemeyen sevgili aileme,

İçtenlikle teşekkür ederim.

## SİMGELER VE KISALTMALAR

%	Yüzde
CAD	Bilgisayar destekli tasarım
E	Elastisite modülü
F	Kuvvet
GPa	Gigapaskal
Hz	Hertz
KBSS	Klinik başarısızlığın görüldüğü yükleme sayısı
mm	Milimetre
mm <sup>2</sup>	Milimetre kare
MPa	Megapaskal
N	Newton
Pa	Paskal
PS	Principal stres
SESA	Sonlu eleman stres analizi
$\epsilon$	Gerinim
V	Poisson oranı



## ŞEKİLLER

Şekil 1.1.	Mandibulada üç kesici diş yerine yerleştirilmiş deniz kabukları	2
Şekil 1.2.	a) Subperiotal implant b) Transmandibular implant	3
Şekil 1.3.	a) Vent tip implant b) Silindirik implant c) Vida tip implant d) Blade implantlar	4
Şekil 1.4.	Değişik materyallerden üretilmiş implantlar	4
Şekil 1.5.	Farklı yiv geometrileri	10
Şekil 1.6.	Misch'in kemik sınıflaması	19
Şekil 1.7.	Sıkışma (basma), gerilme (çekme) ve kesme (makaslama) tipi kuvvetler	22
Şekil 2.1.	Kortikal kemik modeli	37
Şekil 2.2.	a) Spongioz kemik modeli b) Spongioz kemiğin kesit modeli	37
Şekil 2.3.	Kortikal ve spongioz kemik uyumu	38
Şekil 2.4.	Çalışmada kullanılan implant ve abutmentlar	38
Şekil 2.5.	Optik tarayıcı	39
Şekil 2.6.	Kron modeli	39
Şekil 2.7.	Metal altyapı modeli	40
Şekil 2.8.	Porselen-metal altyapı uyumu	40
Şekil 2.9.	Geometrik model	41
Şekil 2.10.	Meshli model	41
Şekil 2.11.	Eleman çeşitleri	41
Şekil 2.12.	Birleştirilmiş model	43
Şekil 2.13.	Patlatılmış model	43
Şekil 2.14.	Sabitlenmiş model	44
Şekil 2.15.	Dik yükleme yapılan nokta	45
Şekil 2.16.	Oblik yükleme yapılan noktalar	45
Şekil 2.17.	Yorulma deneyleri için uygulanan bilgisayar uygulama aşaması -1	46
Şekil 2.18.	S-N eğrisi	47
Şekil 2.19.	Yorulma deneyleri için uygulanan bilgisayar uygulama aşaması -2	47
Şekil 2.20.	Yorulma deneyleri için uygulanan bilgisayar uygulama aşaması -3	48
Şekil 3.1.	Dik kuvvet uygulanan dokuz adet modelin kortikal kemik minimum asal gerilme değerleri	51

Şekil 3.2.	Dik kuvvet uygulanan dokuz adet modelin kortikal kemik maksimum asal gerilme değerleri	52
Şekil 3.3.	Dik kuvvet uygulanan dokuz adet modelin kortikal kemik en yüksek minimum ve maksimum asal gerilme değerleri	52
Şekil 3.4.	Dik kuvvet uygulanan dokuz adet modelin spongioz kemik minimum asal gerilme değerleri	53
Şekil 3.5.	Dik kuvvet uygulanan dokuz adet modelin spongioz kemik maksimum asal gerilme değerleri	54
Şekil 3.6.	Dik kuvvet uygulanan dokuz adet modelin spongioz kemik en yüksek maksimum ve minimum asal gerilme değerleri	54
Şekil 3.7.	Dik kuvvet uygulanan dokuz adet modelin spongioz kemik minimum asal gerilme değerlerinin kesit görüntüsü	55
Şekil 3.8.	Dik kuvvet uygulanan dokuz adet modelin spongioz kemik maksimum asal gerilme değerleri kesit görüntüsü	56
Şekil 3.9.	Dik kuvvet uygulanan dokuz adet modelin implant Von Mises gerilme değerleri	57
Şekil 3.10.	Dik kuvvet uygulanan dokuz adet modelin en yüksek implant Von Mises gerilme değerleri	58
Şekil 3.11.	Oblik kuvvet uygulanan dokuz adet modelin kortikal kemik minimum asal gerilme değerleri	59
Şekil 3.12.	Oblik kuvvet uygulanan dokuz adet modelin kortikal kemik maksimum asal gerilme değerleri	60
Şekil 3.13.	Oblik kuvvet uygulanan dokuz adet modelin kortikal kemik en yüksek minimum ve maksimum asal gerilme değerleri	61
Şekil 3.14.	Oblik kuvvet uygulanan dokuz adet modelin spongioz kemik minimum asal gerilme değerleri	62
Şekil 3.15.	Oblik kuvvet uygulanan dokuz adet modelin spongioz kemik maksimum asal gerilme değerleri	63
Şekil 3.16.	Oblik kuvvet uygulanan dokuz adet modelin spongioz kemik en yüksek minimum ve maksimum asal gerilme değerleri	64
Şekil 3.17.	Oblik kuvvet uygulanan dokuz adet modelin spongioz kemik minimum asal gerilme değerleri kesit görüntüsü	64
Şekil 3.18.	Oblik kuvvet uygulanan dokuz adet modelin spongioz kemik maksimum asal gerilme değerleri kesit görüntüsü	65
Şekil 3.19.	Oblik kuvvet uygulanan dokuz adet modelin implant Von Mises gerilme değerleri	66
Şekil 3.20.	Oblik kuvvet uygulanan dokuz adet modelin en yüksek implant Von Mises gerilme değerleri	67
Şekil 3.21.	Dik kuvvet uygulanan dokuz adet modelin yorulma deneyleri sonuçları	68

Şekil 3.22.	Oblik kuvvet uygulanan dokuz adet modelin yorulma deneyi sonuçları	70
Şekil 3.23.	Dik ve oblik kuvvet uygulanan dokuz adet modelin yorulma deneyi KBSS sonuçları	71

## ÇİZELGELER

Çizelge 1.1.	Kısa implantların avantajları	12
Çizelge 2.1.	Çalışmada modellenen implant, kron ve abutment uzunlukları ile metal ve porselen kalınlıkları	36
Çizelge 2.2.	Çalışma modelleri	36
Çizelge 2.3.	Çalışmada kullanılan modellerin eleman ve düğüm sayıları	42
Çizelge 2.4.	Çalışmada kullanılan setler ve setlerde kullanılan malzemelerin elastisite modülleri ve poisson oranları	43
Çizelge 3.1.	Dik kuvvet uygulanan dokuz adet modelin yorulma deneyi sayısal sonuçları	69
Çizelge 3.2.	Oblik kuvvet uygulanan dokuz adet modelin yorulma deneyi sayısal sonuçları	71

## 1. GİRİŞ

Günümüz modern diş hekimliğinde, protetik diş tedavisi, hastaların çeşitli nedenler sonucu kaybettiği diş ve çevre dokuları yerine koymanın yanı sıra hastanın rahatı, estetiği ve konuşmasının da rehabilite edilmesini hedeflemektedir.

Brenemark'ın 1969 yılında osseointegrasyon kavramını ortaya koymasının ardından, dental implantlar, özellikle parsiyel ve total protez kullanan ve bu protezlerden memnun olmayan hastalar için başarılı bir tedavi seçeneği olmuştur.

Diş çekimini takiben fizyolojik olarak gelişen alveolar kretteki rezorbsiyon, implant tedavisi için gerekli ön koşullardan biri olan yeterli kemik hacmi varlığını olumsuz yönde etkiler. Buna ilave olarak özellikle maksiller ve mandibuler bölgelerdeki anatomik oluşumlar kullanılacak implantın uzunluğunu sınırlayan en önemli faktörlerdir.

Bu şekilde, yeterli kemik hacminin bulunmadığı vakalarda, implant yerleşimi için kemik elde etmek amacıyla literatürde tanımlanan teknikler sinüs lifting ve kret augmentasyonu işlemleridir. Ancak bu ileri cerrahi işlemler için, tedavi süresinde 6 aya varan uzamalara ve ek maliyetlere ihtiyaç duyulmaktadır. Dolayısıyla bu cerrahi işlemlerin kazanç/maliyet dengesi birçok hekim ve hasta tarafından sorgulanmaktadır. Bahsedilen ek işlemlerden kaçınabilmek için farklı tasarımlarda kısa implantlar piyasaya sunulmuştur.

Kısa implant kullanımının bu avantajının yanında en büyük dezavantajı kron/implant oranının artmasıdır. Artan kron/implant oranı sonucu lateral yükler altında, kron boyu dikey kaldıraç olarak etki gösterir ve kemik-implant ara yüzeyinde oluşan stresi artırır.

## 1.1. İmplant

2005 Yılında yayınlanan protez terimleri sözlüğü dental implantı ‘sabit veya hareketli protezler için mukoza ve/veya periost altına yerleştirilen, kemik içinden veya üzerinden proteze destek ve retansiyon sağlamak için kullanılan protetik alloplastik materyal’ olarak tanımlamaktadır.

## 1.2. İmplantın Tarihçesi

Tarih boyu insanlar kayıp dişlerin yerine konması için değişik yöntemler denemişlerdir. Arkeolojik kazılardan elde edilen kafa iskeletlerinde taş, tahta, deniz kabuğu ve metal yerleştirilmiş alt ve üst çene kemikleri bulunmuştur. Magglio ondokuzuncu yüzyılın başlarında çekim yapılmış soketlere altın kökler yerleştirmiştir. Yirminci yüzyılın ikici çeyreğinde ise Cr-Co-Mo kullanılarak üretilen implantlarla uzun dönem başarılı sonuçlar elde edilmiştir. Brenemark 1960’lı yıllarda titanyum ve kemiğin kaynaşmasını ortaya koyduğu osseointegrasyon kavramı ile modern implantasyonun doğmasına neden olmuştur.



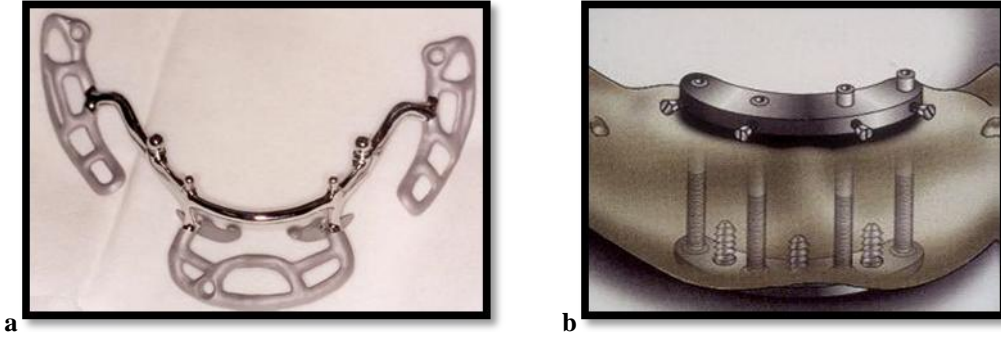
Şekil 1.1. Mandibulada üç kesici diş yerine yerleştirilmiş deniz kabukları.

Günümüzde implant tedavisinin yaygınlaşmasının birçok nedeni vardır. Bunların başlıcaları; hareketli bölümlü protezlerin zayıf performansı, hareketli bölümlü protezlerin kullanımı sonucu meydana gelen komplikasyonlar, implant destekli protezlerin avantajları ve uzun dönem sonuçlarıdır.

### 1.3. Dental İmplant Sınıflaması

İmplantlar kemikle olan ilişkilerine göre 3 grupta toplanırlar:

- Subperiostal (Kemik üzeri)
- Transmandibular (Kemik boyunca)
- Endosseoz (Kemik içi)



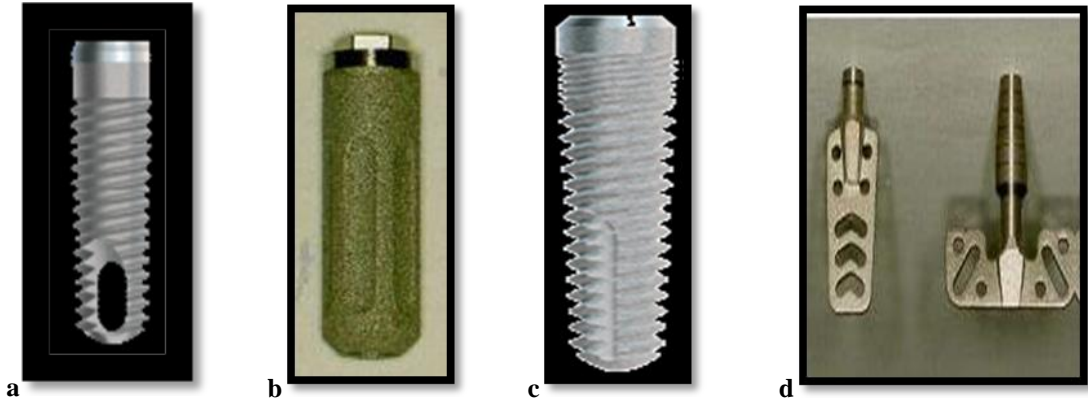
Şekil 1.2. a) Subperiostal implant. b) Transmandibular implant.

Subperiostal ve transmandibular implantlar günümüzde çok tercih edilmemekle birlikte endoesseoz implantlar tam ve kısmi dişsizliklerin tedavisinde yaygın olarak kullanılmaktadır (Rosenstiel, 2006; Chapter 2).

Endosseoz implantlar geometrik şekillerine göre;

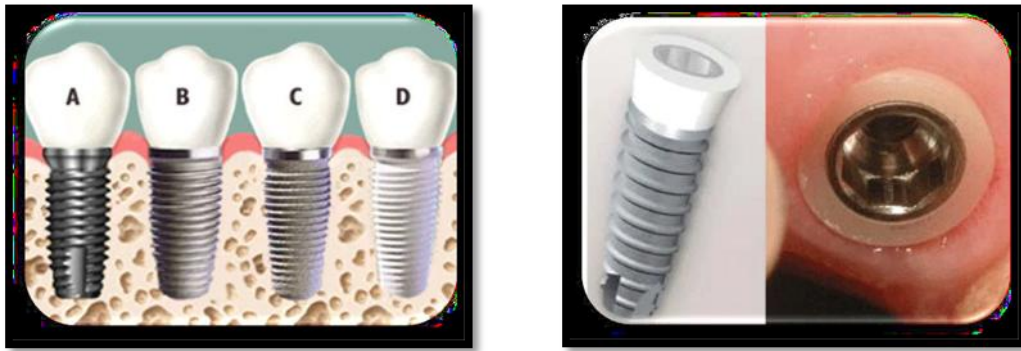
- Vida tip implantlar
- Silindirik implantlar
- Blade implantlar
- Vent tipi implantlar

olarak dört gruba ayrılırlar.



Şekil 1.3. a) Vent tip implant. b) Silindirik implant. c) Vida tip implant. d) Blade implantlar.

Yüzey özelliklerine göre ise işlenmiş yüzeyle, işlenmemiş yüzeyle, kaplanmış yüzeyle ve kombine implantlar olmak üzere dört gruba ayrılırlar (Schroeder, 1991).



Şekil 1.4. Değişik materyallerden üretilmiş implantlar.

#### 1.4. İmplant Endikasyonları

Zarb ve arkadaşları (1987) implant endikasyonlarını;

- Total protezlerden gerçek dışı beklentisi olan hastalar
- Protezin stabilitesini olumsuz etkileyen parafonksiyonel hareketi olan hastalar
- Düşük doku toleransı
- Bulantı refleksi olan hastalar
- Hareketli protez kullanamayan hastalar
- Sabit bölümlü protez desteği için uygun sayı ve yerde doğal diş desteği bulunmayan hastalar



- Destek dişlerin preparasyonunun istenmediği durumlar, olarak belirtmişlerdir.

Davarpanah ve arkadaşları (2003) ise implant endikasyonlarını;

- Harektli protez tutuculuğunun az olması
- Hareketli protez stabilitesinin az olması
- Psikolojik olarak hareketli protez kullanamayan hastalar
- Mevcut destek dişlerin sayısının ve dağılımının yetersiz olması
- Komşu diş dokularının sağlıklı olduğu tek diş eksiklikleri, olarak belirtmişlerdir.

### **1.5. İmplant Kontrendikasyonları**

Hobo ve arkadaşları (1991) implant kontrendikasyonlarını, kesin ve kesin olmayan kontrendikasyonlar olmak üzere ikiye ayırmışlardır.

Kesin kontrendikasyonlar; yüksek doz radyasyon alan hastalar, psikiyatrik problemlili hastalar, hematolojik sistem bozukluğuna sahip hastalar olarak belirtmişlerdir. Kesin olmayan kontrendikasyonlar ise; sert ve yumuşak doku patolojileri, yeni diş çekimi bölgeleri, ilaç, alkol, sigara bağımlısı kişiler ve düşük doz radyasyona maruz kalan hastalar olarak belirtmişlerdir.

Rosenstiel ve arkadaşları (2006) ise implant kontrendikasyonlarını;

- Akut hastalık
- Hamilelik
- Kontrolsüz sistemik rahatsızlıkların varlığı
- İmplant sahasında tümoral yapı varlığı
- Hasta beklentilerinin gerçek üstü olması
- Protez yapılmasının mümkün olmadığı durumlar olarak belirtmişlerdir.

## 1.6. İmplant Destekli Protezler

Misch (1999) tarafından yapılan sınıflamaya göre implant üstü protezler;

- Sadece implant destekli üst yapı protezleri
- İmplant-diş destekli üst yapı protezleri
- İmplant-doku destekli üst yapı protezleri olmak üzere üç gruptur.

Acar ve İnan'ın (2001) sınıflaması ise;

- Tek diş eksikliklerinde uygulanan implant üstü protezler
- Parsiyel dişsiz çenelerde uygulanan implant üstü protezler
  - a) İmplant-implant destekli protezler
  - b) Diş-implant destekli protezler
- Tam dişsizlik durumlarında uygulanan implant üstü protezler
  - a) Tam implant destekli sabit protezler
  - b) Overdenture protezler
  - c) Mukoza destekli overdenture protezler
    - i) Mukoza-implant destekli overdenture protezler
    - ii) İmplant destekli overdenture protezler

## 1.7. İmplant Üstü Protezlerin Avantajları

İmplant destekli protezlerin, geleneksel protezlere göre bazı avantajlarını şöyle sıralayabiliriz;

- Kemik hacminin korunması
- Oklüzyon dikey boyutunun restorasyonu ve korunması
- Hastaların özgüvenlerinin artması
- Proprioseptif duyunun kısmen kazanılması
- Daha iyi konuşma
- Daha tutucu protezler
- Protez hacminin azalması
- Daha fonksiyonel protezler

- Yüz estetiğinin korunması
- Restorasyon ömrünün artması
- Hareketli protezler yerine sabit protez olanağı
- Komşu dişlerde preparasyon yapılmaması
- Stabilitenin artması (Misch, 2005; Chapter 1).

### **1.8. İmplant Üstü Protezlerin Başarı Kriterleri**

Günümüzde implantoloji çalışmaları daha olumlu yönde sonuçlar vermekle birlikte Albrertsson ve arkadaşları (1986) implant başarı kriterlerini şu şekilde ifade etmişlerdir:

- İmplant, başka bir implanta veya restorasyona bağımlı olmadan klinik olarak immobil olmalıdır.
- Radyograflarda, herhangi bir periimplant radyolusent alan görülmemelidir.
- İmplantın yerleştirilmesini takiben 1 yıl sonra her sene 0,2 mm'den fazla kemik kaybı olmamalıdır.
- Ağrı, enfeksiyon, nöropati, parestezi, mandibular kanala zarar gibi devamlı veya geri dönüşümlü işaret ve somptom olmamalıdır.
- Yukarıda sayılan kriterler kabul edildiğinde dental implant uygulamasının başarılı sayılabilmesi için, bu kriterlerin kısıtlaması içerisinde ilk 5 sene sonunda başarı yüzdesi en az %85, on sene sonunda en az %80 olmalıdır.

### **1.9. İmplant Geometrisi**

İmplantlar üzerlerine gelen kuvvetleri çevresindeki destek dokulara dağıtırlar. Bu nedenle implant tasarımındaki öncelikli hedef çiğneme kuvvetlerinin çevre destek dokulara zarar vermeden dağıtılmasıdır (Misch, 2005). Ayrıca implant gövdesinin tasarımı, osseointegrasyon açısından da önemlidir. Gövde tasarımı, streslerin iletimi ve implantın yerleştirilmesi sırasındaki primer stabilizeyi de etkiler (Reiger, 1990).

İmplant üzerine gelen kuvvetler, kemik-implant ara yüzeyinde çatlaklara, implantta fraktürlere ve kemik rezorbsiyonlarına neden olabilir.

İmplantlar çevresinde oluşan stres dağılımları; implant çapı, implant uzunluğu, yiv yapısı, implant yüzey özellikleri, boyun bölgesi tasarımı ve implantın yerleştirme açısından etkilenir (Anitua ve ark., 2010).

### **1.9.1. İmplant Çapı**

İmplant çapının artışıyla implant-kemik temas alanında artış sağlanmaktadır. Bu artışın nedeni implant yüzey alanındaki artıştır. 3 mm çapındaki bir implantın çapının 1 mm artması, implantın yüzey alanında %35'lik bir artışa neden olur. Dolayısıyla temas alanının artmasıyla birlikte, primer stabilitede ve streslere karşı oluşan dirençte de artış olacaktır. Ayrıca bu artış implantın kırılmaya karşı direncini de artıracaktır (Misch, 1999).

Daha geniş çaplı implant kullanımının bir diğer avantajı da implant-dayanak vidasının çapının artışı, dolayısıyla daha yüksek sıkıştırma tork değerlerinin elde edilmesine olanak sağlamasıdır. Yapılan çalışmalarda implant vidası sıkıştırma tork değerinin 30 N.cm üzerinde olduğu durumlarda implant-dayanak stabilitesinde artma ve vida gevşeme riskinde azalma olduğu sonucu bildirilmiştir (Siamos ve ark., 2002).

Jae-Hoon Lee ve ark.'nın (2005) yaptığı çalışmada, ideal implant çapının maksimum stabiliteyi sağlayabilmek için alveolar krette bukkal ve lingual tabakaya en yakın temasta olacak şekilde seçilen implant çapı ile sağlanabileceğini belirtmişlerdir.

### **1.9.2. İmplant Uzunluğu**

Ivanoff ve ark.'nın (1999) ve Winkler ve ark.'nın (2000) klinik çalışmalarında uzun implantların kısımlara oranla daha yüksek başarı oranı gösterdiği ortaya konulmuştur.

Wyatt ve ark.'nın (1998) çalışmasında da birçok implant markasının 7 mm'lik implantlarının en düşük başarı oranına sahip olduğu bildirilmiştir.

10 mm'den uzun implantların kullanımı osseointegrasyonun sağlanmasında artışa ve kısa implantların kullanılması durumunda başarısızlık oranının artacağına ilişkin çalışmalar bulunmaktadır. Fakat kısa implantların başarısını gösteren bazı çalışmalar da bulunmaktadır (Pierrisnard ve ark., 2003).

Geng ve ark.'nın (2004) yaptıkları çalışmada, implant başarısında implantın yerleştirildiği kemik kalitesi ve kortikal kemik temasının, kullanılan implant boyundan daha önemli bir faktör olabileceği ifade edilmiştir. Kısa implantların başarı oranının düşük olmasının sebebi bu tip implantların kemik kalitesi ve hacminin düşük olduğu bölgelerde kullanılması olabilir.

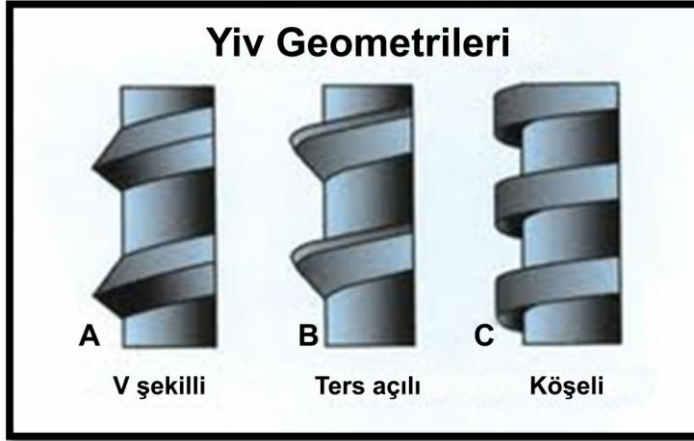
Block ve ark. (1990) çalışmalarında kısa implantların çok fazla önerilmediğini, kemik-implant ara yüzeyinde okluzal kuvvetler nedeniyle yoğun stres oluşturacaklarını, bunun önlenmesi için geniş yüzey alanına sahip implant kullanılması gerekliliğini savunmuşlardır. Bu konuyla ilgili olarak yapılmış sonlu eleman stres analiz çalışmalarında, okluzal kuvvetlerin implantın genelini destekleyen trabeküler kemikten daha çok özellikle implantın boyun bölgesini saran kortikal kemikte yoğunlaştığını göstermiştir.

### **1.9.3. Yiv Geometrisi**

İmplant yivleri implantın kemiğe temas ettiği alanı ve primer stabilizasyonu arttırmak ve kemik-implant ara yüzeyinde oluşan stresleri kırmak için tasarlanırlar.

Yiv Adımı (Thread pitch); Belirli bir alandaki yiv sayısına denir. Birim alanda ne kadar fazla yiv varsa yiv adımı da o kadar fazla olacak, implantın artan yüzey alanıyla beraber fonksiyonel temas alanı da artacaktır (Misch, 2005; Chapter 3).

Yiv Geometrisi (Thread shape); Çok fazla değişiklik göstermekle birlikte genelde ‘V’ şekilli, köşeli ve ters açılı olarak sınıflandırılabilirler. Yiv geometrilerinde en önemli amaç, implanta gelen kuvvetleri temasta oldukları kemik dokusuna azaltarak iletmeleri ve kemik-implant ara yüzeyinde en yıkıcı tipteki kuvvet olan makaslama tipi streslerin azaltılması olmalıdır (Misch, 2005; Chapter 3).



Şekil 1.5. Farklı yiv geometrileri.

Yapılan sonlu eleman stres analizi çalışmalarında yiv sayısı ve yiv derinliği sabit tutulduğunda, kare formlu yiv tasarımlarının V formlu ve ters açılı yiv tasarımlarına oranla dokulara daha az sıkışma ve kesme tipi kuvvet ilettikleri belirtilmiştir.

Yiv Derinliği (Thread depth); İmplantın en geniş çapının, implant gövdesiyle arasındaki fark olarak ifade edilir (Misch, 2005; Chapter 3).

### 1.10. Kısa İmplantlar

Osseointegrasyon kavramının ortaya konulmasından bu yana, dental implantların kullanımını her geçen gün hız kazanmaktadır. Modern diş hekimliğinde, özellikle parsiyel protez veya total protez kullanan ve memnun olmayan hastalar için implantlar başarılı bir tedavi seçeneği olmuştur.

Her tedavi seçeneğinde bazı gereklilikler olduğu gibi implant uygulaması için de gerekli ön koşullar vardır. Bu koşullardan en önemlisi yeterli kemik hacminin bulunmasıdır. Ancak implant uygulamalarında, özellikle posterior maksiller ve mandibuler bölgelerde anatomik oluşumlar ve kemik rezorbsiyonunun fazla olmasından dolayı implant yerleşimi için dikey yönde yeterli kemik varlığı bulunmayabilir. Bu şekildeki atrofik kret bölgelerinde, implant yerleşimi için yeterli kemik elde etmek amacıyla literatürde birçok teknik tanımlanmıştır. Bu teknikler kullanılarak, sinüs tabanı ile alveoler kret tepesi arasında 3-4mm'lik kemik varlığında bile implant yerleştirilebildiği bilinmektedir. Ancak bu cerrahi işlemler için, tedavi zamanında 6 aya varan uzamalara, ek maliyetlere ve ek cerrahi işlemlere ihtiyaç duyulmaktadır. Dolayısıyla bu işlemlerin kazanç/maliyet dengesi birçok hekim ve hasta tarafından sorgulanmaktadır. Bu ek işlemlerden kaçınabilmek ve ilk cerrahide implant yerleşimini mümkün kılabilmek için çok farklı tasarımlarda kısa implantlar piyasaya sunulmuştur.

Bir implantın başarılı olabilmesi için minimum uzunluğun 10 mm olması gerektiği düşünüldü. Bu nedenle bu boyuttaki implantlar 'standart implant' olarak nitelendirilirler (Griffin ve Cheung, 2004). Uzunluğu 10 mm'nin altındaki implantlar ise 'kısa implantlar' olarak adlandırılırlar (Das Neves ve ark., 2006).

### **1.10.1. Kısa İmplantların Avantajları**

Kemik rezorbsiyonunun fazla olduğu posterior dişsiz bölgelerde kısa implantların kullanımının birçok avantajı vardır. Birçok vakada, maksillada sinüs lift uygulamasından, mandibulada ise sinir repozisyonu ve vertikal augmentasyon uygulamalarından ve bu uygulamaların güçlükleri ve komplikasyonlarından korunulmasını sağlar. Genel olarak bu avantajlar, hastaların motivasyonunu ve implant destekli protez planlamalarının kabul edilirliliğini artırır.

**Çizelge 1.1.** Kısa implantların avantajları (Morand ve Irinakiss, 2007).

<p>1. Bilgisayarlı tomografiye olan ihtiyacı azaltır. Böylece;</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- Düşük maliyet</li> <li>- Daha kısa pre-operatif zaman</li> <li>- Daha az radyasyon alımı</li> </ul> <p>2. Sinüs lift uygulamasına ihtiyacı azaltır. Böylece;</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- Cerrahi sırasında uygulanan materyallere bağlı olarak maliyet azalır</li> <li>- İmplant yerleştirilmesi için bekleme süresi azalır</li> <li>- Greftleme prosedürüne bağlı ortaya çıkan komplikasyonlar ortadan kalkar</li> </ul> <p>3. Mandibulada vertikal kemik ogmentasyonu prosedürüne ihtiyacı azaltır. Böylece;</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- İleri cerrahi tekniklerin uygulama zorluğu ve maliyeti ortadan kalkar</li> <li>- Kemik greftlerinin alınması için ikinci bir cerrahi saha oluşturulmaz</li> <li>- Kemik oluşumu için beklenen süre ortadan kalkar</li> </ul> <p>4. Anatomik oluşumlara yakın olan vakalarda cerrah en uzun implantı yerleştirmeye zorlanmaz. Böylece;</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- Hastanın kabullenebilirliği artar</li> <li>- Daha az cerrahi gerekir</li> <li>- Daha az maliyet</li> <li>- Daha az komplikasyon</li> <li>- Daha kısa tedavi süresi</li> </ul>
---

### 1.10.2. Kısa İmplantların Dezavantajları

Çeşitli özelliklerinden dolayı kısa implantların endikasyonları hakkında hala tartışmalar mevcuttur. Bu özellikler:

- Azalmış İmplant yüzeyi
- Riske edilmiş Kron/İmplant oranıdır.

#### a) Azalmış implant yüzeyi

İmplant ve kemik arasındaki temas yüzeyi 4 faktör tarafından belirlenir. Bunlar uzunluk, çap, taper açısı ve implant yüzey özelliğidir. Maksiller birinci molar dişin kök yüzey alanı 533 mm<sup>2</sup> iken, 18 mm'lik bir implantın yüzey alanı yaklaşık 255 mm<sup>2</sup>'dir. Bu durum göz önünde bulundurulduğunda, her zaman daha uzun implant yerleştirmek için çaba sarfetmek mantıklı görünmektedir.

Kök şeklindeki bir implantın silindire benzediğini varsayarsak, yüzey alanı  $2\pi r^2 + 2\pi rL$  formülüyle, 'L' yükseklik, 'r' yarıçap olmak üzere mm cinsinden hesaplanır. Yükseklik ya da yarıçap arttığında yüzey alanı da artar. Fakat kısa implantların tek



çözüm olarak görülebileceği kemik yüksekliğinin az olduğu vakalarda, implant boyunun kısalığını kompanse edebilmek için daha geniş çapta implant kullanılır. Örneğin 6 mm uzunluğunda, 5 mm çapında bir implantın oluşturduğu kemik temas yüzeyi, 10 mm uzunluğunda, 3,75 mm çapındaki bir implantinkine yakındır. Bu nedenle posterior bölgelerde başarısızlık riskini azaltmak için daha geniş çaplı implant kullanımı önerilmektedir (Fugazzotto ve ark., 2004).

Petrie ve Williams (2005), üç boyutlu sonlu eleman analizi yaparak çap, uzunluk ve taper açısının alveolar kretteki gerinim üzerine olan etkisini çalışmış ve birçok sonuca ulaşmışlardır. Farklı uzunluk, çap ve taper açısındaki implantlara aynı kuvveti uygulamışlar ve implant çapının artması sonucunda kretsel gerinimde 3,5 kata varan azalma, yüksekliğin artması sonucunda ise 1,65 kata kadar bir azalma olduğunu belirtmişlerdir. Dikkat çektikleri bir diğer nokta da çap genişlikleri ve yüksekliklerin birbirlerine olan etkilerinden dolayı bir arada değerlendirilmesi gerekliliğidir. Düşük yoğunluklu kemikte dar, kısa ve taper açısı fazla implantlardan kaçınılmalıdır. Çünkü, düşük yoğunluklu kemik implantlar etrafındaki gerinimi arttırmaktadır.

Bunlara ek olarak, pürüzlü yüzeyli implantlarda sadece doku yapısını değiştirerek, yüzey alanı ciddi oranda artırılabilir. Bernard ve ark. (2003), çeşitli yüzey özelliklerine sahip implantlar üzerinde çalışmış ve pürüzlü yüzeydeki implantların düz yüzeylilere oranla çok daha fazla ankraja sahip olduğunu belirtmişlerdir.

## **b) Kron/implant oranı**

Kron/kök oranı, dişin alveolar kretin oklüzalinde kalan kısmının kemik içinde kalan kısmına oranıdır. Alveol kemikteki rezorpsiyona bağlı olarak kemik seviyesinin apikale doğru çekildiği durumlarda, kemiğin dışında oluşan kaldıraç kolu büyür ve zararlı yan kuvvetlerin oluşma riski artar (Shillinburg ve ark., 1997).

Kron/kök oranı sabit veya hareketli bölümlü protezlerin destek diş seçiminde uygunluğun belirlenmesinde en önemli değişkenlerdendir. Doğal bir dişin dönme merkezi kemik içindeki gömülü kısmının ortasında bulunur. Alveolar kemikteki destek kemik kaybına bağlı olarak kron/kök oranı zamanla artar. Buna bağlı olarak rotasyon merkezi dişin daha apikaline doğru gelir ve lateral kuvvetler diş için daha yıkıcı bir etki oluştururlar. Alveol kemik içindeki kök desteğinde değişiklik olmadan yapılan restorasyonlara bağlı olarak oklüzal dikey boyutun artması da kron/kök oranında değişikliklere neden olur (Grossmann ve Sadan, 2005).

En ideal kron/implant oranı 2/3'tür. Fakat 1/1 oranı minimum değer olarak kabul edilebilir. Karşit dentisyonda yapay dişlerin bulunduğu durumlarda bu oran daha kabul edilebilir bir durumdur (Shillinburg ve ark., 1997).

Doğal bir dişte kron/kök oranı maksiller dişler için ortalama 0,6, mandibuler dişler için 0,55'tir. Doğal dişlerin destek olarak kullanıldığı geleneksel sabit protetik restorasyonların, tedavi planı yapılırken Ante kuralı; 'destek dişlerin tümünün perisemental alanının, eksik dişlerin yerini alacak dişlerin perisemental alanına eşit ya da bu alandan daha büyük bir alana sahip olması gerekir' geçerlidir. Sonuç olarak, klinisyenler implant destekli restorasyonların tedavi planını Ante kuralına uyacak şekilde yapmaktadır. Fakat yapılan çalışmalarda anlaşılmıştır ki 1/1 kron/implant oranı son derece başarılı sonuçlar vermiştir. Posterior bölgelerde uzun süreli dişsizliğin sebep olduğu doğal kemik rezorpsiyonunun bir sonucu olarak interark mesafesi artar. Bu durumda kısıtlı kemik yüksekliği, implant uygulayıcısını kısa implant seçeneğine yönlendirir ve böyle durumlarda 2/1 gibi kötü bir kron/implant oranıyla karşılaşılabilir.

Bu tarz vakaları incelemek için Tawil ve Younan (2006), 109 hastaya 10 mm ve daha az uzunluğa sahip 262 implant yerleştirmişler ve protetik faktörlerin kullanım ömrü ve komplikasyon oranları üzerindeki etkilerini araştırmışlardır. Hastalar ortalama 53 ay olmak üzere 12-108 ay takip edilmişlerdir. Kron/implant oranı ile ilişkilendirilebilecek marjinal kemik kaybında bir değişim gözlememişlerdir. Yük dağılımı istenen şekilde olduğunda kron/implant oranındaki artışın ana risk faktörü

olmadığı sonucuna varmışlardır. Uygulanan kuvvet ve yük dağılımı istenen şekilde olduğu ve parafonksiyon kontrol altında tutulduğu müddetçe, protetik parametreler normal değerlerin üzerine çıksa bile, kısa implantların uzun vadeli olarak kullanılabilir olduğu sonucuna varmışlardır.

Doğal dişe kıyasla azaltılmış bukkolingual boyutu olan protez, istenen yük dağılımını sağlamakta ve daha başarılı sonuçlar vermektedir. Oklüzal tablanın daraltılması ve tüberkül eğimlerinin azaltılması, implant destekli protezlerde uygulanan temel prensiplerdendir. Nedir ve ark. (2004), yaptıkları 7 yıllık takip çalışmasında bu durumu desteklemişlerdir.

İmplant destekli sabit protezlerde lateral yükler uygulandığında kron boyu dikey kaldıraç etkisi gösterir ve kemik-implant ara yüzeyinde oluşan stresi artırır. Kron boyu uzadıkça kuvvetin yatay bileşeni nedeniyle daha büyük moment oluşur ve kaldıraç etkisi de artar. Kuvvetin yatay bileşeni açılı gelen herhangi bir yükleme sonucu oluşabilmektedir. Kron yüksekliğindeki azalma ise daha az yan kuvvet gelmesine neden olur (Shillinburg ve ark., 1997).

### **1.10.3. Kısa İmplantların Başarı Oranları**

İmplantların başarı oranları ile implantların uzunluk ve çapları arasındaki ilişkiyi inceleyen çok sayıda çalışma bulunmaktadır. Kısa implantlarda gözlenen başarısızlık nedenlerini cerrahi deneyimsizlik, implantların kemik yoğunluğu düşük bölgelere yerleştirilmesi, implant yüzey özelliklerinin dikkate alınmaması gibi faktörlere bağlayan çok sayıda makale mevcuttur. Bunların aksine, kısa implantların başarı oranlarının uzun olanlarla kıyaslanabilecek bir seviyede olduğunu belirten makaleler de bulunmaktadır.

Wyatt ve Zarb (1998) 7 mm uzunluğundaki kısa implantların başarı oranlarını %75, Winkler ve ark. (2000) ise %74,4 olarak tespit etmişlerdir. Hermann ve ark. (2005) bu oranın %78,2 olduğunu, Weng ve ark. (2003) ise başarısız olan implantların

%60'nın kısa olduğunu ve kısa implantların kümülatif başarı oranının tüm implantların başarı oranına göre oldukça düşük olduğunu belirtmişlerdir.

Yukardaki çalışmaların aksine kısa implantların yüksek başarı oranına sahip olduğunu belirten çalışmalar da bulunmaktadır. Malo ve ark. (2007) yaptıkları çalışmada 7 mm ve 8,5 mm uzunluğundaki kısa implantların 5 yıl sonraki kümülatif başarı oranını sırasıyla %96 ve %97 olarak bulmuşlardır. Anitua ve Orive'nin 2010 yılında yaptığı çalışmada 661 hasta üzerinde uygulanan 1287 kısa implantın %99 başarı oranı sergilediği belirtilmiştir.

### **1.11. Kemik**

Kemik, insan iskeletine desteklik sağlayan ileri düzeyde özelleşmiş mineralize bir bağ dokusudur. %23'ü organik matriks, %77'si hidroksiapatitten oluşur. Organik matriksin %86'sı tip 1 kollajen içerir ki bu, kemiğe elastik ve viskoelastik özelliğini verir. Kemik, damarlanmasından dolayı vücut için kalsiyum ve fosfat deposu görevi görür (Craig ve Powers, 2002).

Kemik, üç tip hücrenin aktivitesi sonucu oluşur. Bunlar, osteoblast, osteoklast ve osteosit (Natali, 2003).

Kemiğin, hücre dışı matriksi osteoblastlar tarafından yapılır. Bu matriks periost ve endosteumun en içteki tabakasını oluşturur. Osteoblastlar ayrıca hücre dışı matriksin mineralizasyonunu sağlar. Kemik oluşukça osteoblastlar hücre dışı matrikste gömülü kalırlar ve osteosit adını alırlar. Bu hücreler lakunanın içinde yer alır ve diğer lakunalardaki hücrelerle kanallar yardımıyla iletişim kurup kemiğin canlılığını devam ettirir. Damarlarla beslenme zarar görürse veya 45 derecenin üzerindeki sıcaklığa birkaç dakikadan daha uzun süre maruz kalırlarsa bu hücreler ölür.

Diğer bir hücre, osteoklast, hücre dışı matriksi dekalsifiye eder ve kemiğin organik bölümünü rezorbe eder. Osteoblastik ve osteoklastik aktiviteler kemik yenilenmesini yönlendirirler. Bu hayat boyu devam eden bir süreçtir (Craig ve Powers, 2002).

Kemik yapı, yoğunluğuna göre kompakt (kortikal) ve trabeküler (spongiyöz) kemik olmak üzere ikiye ayrılır. Kompakt kemiği kaplayan periostta; kollajen lifler, osteoblastlar ve osteoklastlar bulunur. Kompakt kemik tabakasının altındaki trabeküler kemik gözenekli sünger görünümlü bir yapıda olup, kompakt kemiğe göre daha az yoğun ve daha az serttir. Trabeküler kemik metabolik fonksiyonları kontrol eder (Natali, 2003).

Wolf kanununa göre, kemik üzerine 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. Roberts, iskelet sistemindeki %4'lük gerilimin kemiğin devamlılığını sağladığını ve yıkım ve formasyon aşamalarını dengelediğini belirtmiştir (Misch, 2005).

Diş, çevresindeki kemiğe gerilme ve baskı streslerini iletir. Diş kayıplarında kalan kemikteki uyarılma eksikliği bu bölgede kemik yoğunluğunda ve trabeküllerde azalmaya neden olur. Diş kaybından sonra kemiğin genişliği ilk yıl içinde %25 oranında azalırken, yüksekliğinde ise yaklaşık olarak 4 mm'lik bir azalma görülür (Misch, 2005).

### **1.11.1. Kemik Miktarı ve Kalitesi ile İlgili Sınıflamalar**

Mevcut kemiğin miktarı ve kalitesi uygulanacak implantın başarısı için önemli kriterlerdendir (Misch, 2005). Kemik miktarı dişsiz bölgenin hacmini veya diş yapısının tanımlanması için kullanılır. Kemik miktarı yükseklik, genişlik ve uzunluk değerlendirilerek belirlenir. Kemiğin içyapısı ise kalite veya yoğunluk olarak tanımlanır. Bu kemiğin sertliğini yansıtır. Dişsiz bölgedeki kemik yoğunluğu tedavi

planının, implant tasarımının, cerrahi protokolün, iyileşme zamanının belirlenmesinde önemlidir (Cochran, 2000).

Lekholm ve Zarb (1985) tarafından yapılan sınıflandırma 2 gruptan oluşmaktadır. İlk grup kemik miktarı, ikinci grup ise kalitesi içindir.

#### 1. Grup (kemik miktarı)

- A: Alveol kemiğin çoğu mevcuttur
- B: Residüel krette az miktarda rezorbsiyon vardır
- C: Residüel krette rezorbsiyon ilerlemiş düzeydedir ve sadece bazal kemik mevcuttur
- D: Bazal kemikte de bir miktar rezorbsiyon mevcuttur
- E: Bazal kemikte ciddi rezorbsiyon mevcuttur

#### 2. Grup (kemik kalitesi)

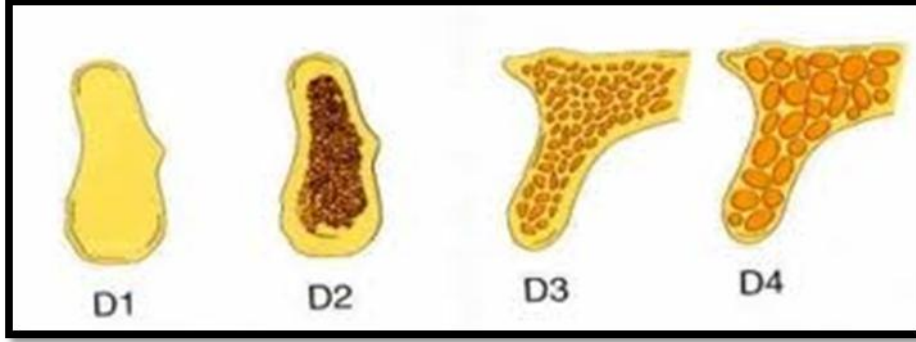
- Tip 1: Ağırlıklı olarak homojen kortikal kemik mevcuttur
- Tip 2: Yoğun spongioz kemiği çevreleyen kalın bir kortikal kemik mevcuttur
- Tip 3: Yoğun spongioz kemiği çevreleyen ince bir kortikal kemik mevcuttur
- Tip 4: Düşük yoğunlukta spongioz kemiği çevreleyen ince kortikal kemik mevcuttur

Misch (1999) sınıflandırması;

- D1 kemik: Yüksek oranda mineralize olmuş yoğun kortikal kemikten oluşur ve aşırı rezorbe dışı anterior mandibulada bulunur.
- D2 kemik: Kret tepesinde yoğundan kalın pöröze doğru kortikal kemik ve altında kaba dokulu spongioz kemikten oluşur. Anterior posterior mandibula, anterior maksillada ve nadiren posterior maksillada görülür.
- D3 kemik: Kret tepesinde ince pöröz kortikal kemik ve altında ince dokulu spongioz kemikten oluşur. Anterior posterior maksilla, posterior mandibula ve anterior mandibulada görülür.
- D4 kemik: Hemen hemen hiç kortikal kemik yoktur. Kemiğin tamamı ince spongioz kemikten oluşur. Sıklıkla posterior maksillada görülür.

D5 kemik: Mineralizasyonu tamamlanmamış kemik.

Misch alveol kemiği rezorbsiyon paternine göre A, B, C ve D olarak sınıflamıştır. Bu sınıflamada 'h' yetersiz yüksekliği, 'w' ise yetersiz genişliği temsil etmektedir.



Şekil 1.6. Misch'in kemik sınıflaması.

Lekhom ve Zarb (1985) kemiğin istenen düzeyde kaliteye sahip olduğu zaman implant için iyi bir stabilizasyon sağlanabileceğini belirtmişlerdir. Eğer kortikal kemik ince, spongioz kemik yeterli dirence sahip değil ve düşük yoğunluğa sahipse implantların stabilizasyonu azalacaktır.

Kortikal destek iyi bir başlangıç stabilizasyonu sağladığı ve yük taşıma kapasitesini arttırdığı için önemli bir faktördür. Yük transferi için implantın kortikal kemikte kilitlenmesi önemlidir (Misch, 2005).

### 1.12. Osseointegrasyon

İmplantolojide en önemli konulardan biri alveolar kemik ile fiziksel ve biyolojik açıdan uyumlu materyallerin kullanılması gerekliliğidir. İdeal olarak materyal ve kemiğin bağlanması ve bu bölgede kemik oluşması istenir. Vücudun materyali yabancı bir cisim olarak algılamaması istenmez (Craig ve Powers, 2002).

İlk olarak Brenemark tarafından tanımlanan osseointegrasyon, implant yüzeyi ile kemik doku arasındaki direkt bir ilişkiyi açıklar ve günümüzde dental implantların temel bağlanma mekanizması olarak kabul edilir. Bu durum periodontal ligamentin bulunmadığı ankiloze dişlere benzer (Anusavice, 2003).

Osseointegrasyon dental protezi destekler ve gelen yükü transfer edecek ideal bir kemik-implant bağlantısı sağlar. Osseointegrasyonun istenilen düzeyde sağlanabilmesi için kemiğin canlılığının korunması, implantın yerleştirilmesi sırasında nekroz veya enflamasyonun oluşturulmaması gerekir. İmplantın yerleştirildiği bölgede fibröz doku bulunmamalı, kemik-implant arasındaki mesafe 10 nm'den az ve kemik-implant temas yüzeyi gelecek yüklere dayanacak şekilde olmalıdır (Craig ve Powers, 2002).

### **1.13. Biyomekanik**

Biyomekanik prensiplere uymak implant destekli protezlerin başarısında en önemli faktörlerdendir. Tanım olarak biyomekanik, vücuttaki organ ve dokular ile bu organ ve dokulara gelen kuvvetler arasındaki etkileşimi inceleyen bir bilim dalıdır (Craig ve Powers, 2002). Ağız ortamındaki restoratif materyaller kimyasal, ısısız ve mekanik uyarılara maruz kalırlar. Bu uyarılar materyalde deformasyonlara neden olabilir. Biyomekanik, biyolojik materyallerin birbirlerini ne şekilde etkilediğini ve nasıl değiştiklerini inceler. Bir materyalin mekanik özellikleri bu materyalin termal ve mekanik değişikliklere nasıl cevap verdiğini tanımlar. Mekanik özellikler bir bütün olarak değerlendirilmelidirler. Çünkü tek bir mekanik özellik kalite ve performans hakkında doğru bir fikir veremeyebilir (Craig ve Powers, 2002).



### 1.13.1. Biyomekanik Kavramlar

#### a) Kuvvet

Hareket eden bir cismi durduran, durmakta olan bir cismi harekete geçiren, cisimlerin şekil, yön ve doğrultularını değiştiren etkiye kuvvet denir. Birimi SI sisteminde 'Newton' (N) olarak ifade edilir (Nanda ve Tosun, 2010).

İmplantlar üzerinde etkili olan kuvvetin 5 özelliği; kuvvetin süresi, tipi, yönü, büyüklüğü ve şiddetidir.

Dental implantlar üzerine etkili olan farklı kaynaklı birçok kuvvet vardır. İmplantlar oklüzal yüklemelere, iyileşme fazı sonrası protetik üst yapı bitirildikten sonra maruz kalırlar. Bu kuvvetler hastanın parafonksiyonel alışkanlıkları varlığında daha olumsuz sonuçlar oluşturabilirler. İmplantın iyileşme fazında ise kapatma vidasına gelen kuvvetler ile implant gövdesinde pasif mekanik yüklemeler de görülebilir. Bunun yanında dil ve yanak kasları da implantlar üzerinde düşük miktarda horizontal kuvvetler oluşturabilirler. İmplant üstü protezlerin pasif uyum göstermediği vakalarda da oklüzal yüklemeler olmaksızın implantlara sürekli bir kuvvet uygulanması mümkün olabilir.

Osseointegre implantlar kemikle doğrudan temasta oldukları için, doğal dişlerden farklı olarak, implant üstü protetik parçalara gelen kuvvetler doğrudan kemiğe iletilir. Be nedenle çiğneme kuvvetleri kemik-implant bütünlüğünün korunmasında büyük bir öneme sahiptir (Ishigaki ve ark., 2003).

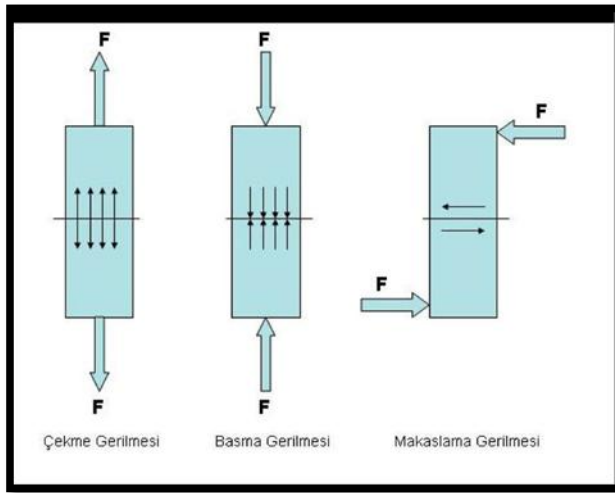
Van Eijden (1991), doğal dentisyonda ortalama maksimum ısırma kuvvetini kaninler bölgesinde  $469 \pm 85$  N olarak belirtmiştir. Craig (2002) ise bu kuvvetleri anterior dişlerde 222 N, premolarlarda 453 N ve molarlarda 390-880 N olarak bildirmiştir. Ferrario ve ark. (2004) doğal dentisyonda ısırma kuvvetini anterior bölgede 94-146

N, birinci premolarlarda 179-254 N ve birinci molarlarda 234-306 N olarak bulmuşlardır.

Merickske-stern ve Zarb (1996) implant destekli sabit veya tek kron ile restore edilmiş bölümlü dişsizliği olan hastalarda, maksimum oklüzal kuvvet değerlerini premolar bölgesinde 200 N, molarlar bölgesinde ise 300 N olarak bulmuşlardır.

Tekrarlanan kuvvetlere maruz kalan materyallerin kırılma riskleri daha fazladır. Bir materyalin mekanik olarak kırılması için tek bir defada uygulanan bir yükleme veya daha az ölçüde ancak tekrarlanan kuvvetler yeterli olabilir. Dolayısıyla bir materyalin uzun dönem dayanıklılığını, kırılma direncini o materyalin başarısızlık göstermeden dayanabileceği, tekrarlanan kuvvetlerin en üst seviyesi belirler.

Kemik-implant arayüzeyinde oluşabilecek üç kuvvet türü; sıkışma, gerilme ve kesme tipi kuvvetlerdir.



Şekil 1.7. Sıkışma (basma), gerilme (çekme) ve kesme (makaslama) tipi kuvvetler.

Kemik en çok sıkışma tipi kuvvetlere dayanıklıdır. Gerilme tipi kuvvetlere %30 daha az, kesme tipi kuvvetlere de %65 daha az dayanıklıdır. Bu nedenle, endosteal implant tasarımlarında, kemik-implant arayüzeyinde kesme ve gerilme tipi kuvvetlere daha dayanıklı implantlar üretilmelidir (Misch, 2005).

### **b) Stres (Gerilme)**

Bir maddeye uygulanan kuvvet sonucu kuvvete karşı birim alanda meydana gelen tepkiye stres denir. Stres ve basıncın birimleri aynıdır. Aralarındaki fark, basınçta temel olarak sıkışma tipi kuvvetlerin söz konusu olmasıdır.

$$\text{Stres (pascal)} = F (\text{Newton}) / A (\text{m}^2, \text{mm}^2)$$

$$1 \text{ Pa} = 1 \text{ N/m}^2 \text{ ve } 1 \text{ MPa} = 10^6 \text{ Pa'dır.}$$

Diş hekimliğinde incelenen boyutlar genelde mm olarak tanımlandığı için gerilme birimi megapaskal olarak ifade edilir.

Kuvvet uygulanması sonucu sıkışma (compressive stress), gerilme (tensile stress) ve makaslama (shear stress) olmak üzere üç farklı şekilde stres oluşabilmektedir.

Stresin yoğunluğunu belirleyen iki unsur uygulanan kuvvetin şiddeti ve kuvvetin yayıldığı alanın kesit alanıdır. Diş hekimleri olarak kuvvetin şiddeti üzerine fazla etkili olmasak da bu kuvvetlerin etkilerini azaltmada etkili olabiliriz. Bu amaçla kantilever uzunluğu, kronların serviko-oklüzal yüksekliği gibi faktörlere dikkat etmemiz gerekir. Bruksizmi olan hastalara gece koruyucusu yapmak da implantlar üzerine gelecek kuvvetlerin azaltılmasında etkili olabilecektir.

### **c) Strain (Gerinim)**

Bir cisme kuvvet uygulandığında bu kuvvet sonucu bir deformasyon oluşur. Çekme kuvveti ile oluşan deformasyon, uygulanan kuvvet yönünde cismin uzamasıdır. Sıkıştırma kuvveti ise cismin uygulanan kuvvet yönünde kışalmasına neden olur. Gerinim, cisim bir strese maruz kaldığı zaman cismin her birim uzunluğunda meydana gelen uzunluk değişimi olarak ifade edilir (Shigley ve Mischke, 1989; Chapter 2).

Gerinim  $\epsilon = \Delta L/L$

$\Delta L$  = Boyutsal değişim,  $L$ = Cismin ilk uzunluğu

Gerinim, elastik veya plastik ya da her ikisi birden olabilir. Elastik gerinimde geri dönüşüm varken plastik gerinimde malzeme içindeki atomlar daimi şekilde yerinden oynar, geri dönüşüm olmaz.

#### **d) Elastik Modül (Young Modül)**

Bir cismin elastisitesi, cismin elastik sınırlar içindeki sertliğidir. Stresin gerinime oranıdır. Bu nedenle bir strese ne kadar küçük gerinim karşılık geliyorsa modülün değeri o kadar büyük olur. Örnek olarak, bir cismin bükülmesi ne kadar zor ise bu cisimde görünür bir gerinim ve deformasyon yaratmak için büyük bir stres uygulamak gereklidir. Bu tür cismin elastisite modülü yüksektir. Yani elastisite modülü yüksek olan cisimlerin uzamaya karşı direnci de yüksektir (Shigley ve Mischke, 1989; Chapter 2).

$E = \text{Stres} / \text{Gerinim}$

#### **e) Poisson Oranı**

Çekme ya da basma yükleri altında cisimlerin elastik sınırları içinde, enindeki birim uzamanın boyundaki birim uzamaya oranına poisson oranı denir.

Gerdiren bir lastik şeridin boyunun uzamasına karşılık eninin incilmesi gibi, bir yönde şekil değiştirmeye maruz kalan cisim, diğer yönde de şekil değişikliği gösterir (Shigley ve Mischke, 1989; Chapter 2).

$V$  (Poisson oranı) =  $\epsilon$  enine /  $\epsilon$  boyuna

### **f) İzotropi ve Anizotropi**

Üç asal eksen yönünde farklı elastik özellikleri gösteren malzemelere anizotropik, benzer özellik gösterenlere ise izotropik denilir. İzotrop cisimler farklı doğrultulardan uygulanan kuvvetlerle oluşan çekme, sıkışma ve makaslama gerilme streslerinde aynı sabit elastik modülüne sahiptirler. Anizotrop cisimler ise farklı doğrultularda farklı elastik modülüne sahiptirler (Detolla ve ark., 2000).

### **g) Homojen Cisim**

Elastik özelliklerin cisim içerisinde noktadan noktaya değişmediğinin kabul edilmesidir (Hancı ve ark., 2000).

### **h) Lineer Elastik Cisim**

Gerilim ile birim uzamanın doğru orantılı olduğunun varsayılması ve aradaki ilişkinin ifadesidir.

Çalışmamızda kullanılan tüm malzemeler homojen, izotropik ve lineer elastik kabul edilmiştir.

## **1.14. Stres Analiz Yöntemleri**

Diş hekimliğinde kullanılan materyallerin mekanik dayanıklılıklarının artırılması ve dental yapılarda oluşan gerilmelerin belirlenmesi amacıyla, bu yapıların stres analizlerinin yapılması son yıllarda oldukça önem kazanmıştır. Başarılı bir restorasyon için diş hekimliğinde kullanılan materyallerin mekanik özelliklerinin, çiğneme kuvvetleri karşısındaki stres ve gerilmelerinin iyi bir şekilde anlaşılması gerekmektedir.

Natali (2003), implant etkinliğini ve başarısızlığa neden olabilecek hataları açıklamak için kemik-implant mekanik etkileşimlerinin stres analizinin önemli olduğunu belirtmiştir.

#### **1.14.1. Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi**

Kuvvet analizi çalışmalarında kullanılan diğer yöntemlere nazaran bütün modeldeki iç baskıların doğrudan gözlemlenmesine imkan vermesi bakımından tercih edilmektedir. Söz konusu yöntem karışık yapılar içinde oluşan mekanik iç baskı ve gerilimleri gözle görülebilir ışık taslakları haline dönüştürme tekniğidir. Bu yöntem iki fiziksel tekniğe dayanır. Birincisi ışığın bazı ortamların altında çift kırıcılık göstermesi, ikincisi ışığın polarizasyonudur.

Işık bir Nicol plazmasından geçince polarize olur. Polarizasyon ışık dalga hareketlerindeki titreşimlerin belirli bir yol çizmesiyle meydana gelen bir olaydır. Polarize ışık huzmesi, yüklenmiş fotoelastik bir materyalden geçtiğinde maddeyi farklı hızlarda kateden dikey titreşimlere dönüşür. Bu faz farkı polarize filtre veya polarizkop yardımıyla gözlenir.

Araştırılacak konunun faotoelastik materyalden üç boyutlu benzer bir modeli hazırlanır. Bu model özel şartlarda yüklenir ve oluşan kuvvetler tespit edilir. Kesitler alınıp polariskopta incelenir, fotoğrafları çekilir. Kuvvetlerin dondurulması esasına dayanan bu teknik ‘üç boyutlu fotoelastik analiz yöntemi’ adını alır. Eğer kuvvet analizi istenen konu iki boyutlu veya düzlemsel ise 3-5 mm’lik kalınlığa sahip fotoelastik maddeden oluşan levhalardan o cismin modeli hazırlanır ve polariskop üzerindeyken yükleme yapılır incelenir, fotoğrafları çekilir. Ayrıca kuvvet analizi yapılacak modelin üzerine yumuşak fotoelastik özellikte levhalar yapıştırıldıktan sonra kuvvet uygulanır ve oluşan kuvvet çizgilerinin yansıma polariskoplarıyla incelenmesi yapılabilir (Ulusoy ve Aydın, 2003).

Yöntemin avantajları; ucuz ve kullanımı kolay olması, mekanik problemler hakkında genel bilgi vermesi ve obje içerisindeki yükleme koşullarını sergilemesidir. Dezavantajları ise; in vivo çalışmalarda kullanılamaması, fotoelastik rezin kullanımı gerekliliği, internal streslerin ölçüm sonuçlarında hataya neden olabilmesi ve nicel ölçümler için kullanımının zor olmasıdır (Karl ve ark., 2009).

#### **1.14.2. Gerinim Ölçer (Strain Gauge) Stres Analiz Yöntemi**

Gerinim ölçer denildiğinde yük altındaki yapıların gövdesinde oluşan doğrusal şekil değişikliklerinin saptanmasında kullanılan aygıtlar anlaşılmaktadır. İlk defa Lord Kelvin tarafından 1856 yılında ortaya konulmuştur ve bir iletkenin kesit alanındaki değişimin, iletkenin direncinde değişiklik meydana getirmesi prensibine dayanır. İnce plastik bir filmin üzerine ızgara şeklinde ince metalik bir direnç folyosu yerleştirilip ince bir film tabakasıyla kaplanarak oluşturulmuş gerinim ölçerler kullanılır.

Yöntemin avantajları; nicel değerlendirme yapabilmesi, verilerin matematiksel prosedürler için kullanılabilmesi ve in vivo uygulamalarda kullanılabilmesidir. Dezavantajları ise; gerinim ölçerlerin boyutlarından ötürü küçük objelerde kullanımı sınırlıdır ve farklı güçlerin benzer tek yönlü gerinim ölçümleri sonuçlarına yol açabilmesidir (Karl ve ark., 2009).

#### **1.14.3. Kırılğan Vernik (Brittle Lacquer) Stres Analiz Yöntemi**

Bu yöntemle analizi yapılacak modelin üzerine özel bir vernik sürülüp fırımlandıktan sonra yüklemesi sağlanır. Kuvvetlerin yoğun olduğu bölgede izlenen çatlaklar, kuvvet hatlarının doğrultusunu gösterirler (Ulusoy ve Aydın, 2003).

#### **1.14.4. Termografik Stres Analiz Yöntemi**

Bu yöntem Lord Kelvin tarafından bulunan bir prensibi esas almaktadır. Bu prensibe göre, homojen, izotropik bir materyal periyodik olarak yüklendiğinde ısıda oluşan periyodik değişiklikler materyalin ilgili noktasındaki asal streslerin toplamı ile doğrudan orantılıdır. Çiğneme sırasında bu yöntem için gerekli olan periyodik yükleme frekansına ulaşmak mümkün olmakla beraber, dental implantların statik yüklenmesi gibi diğer ilgi alanları, bu yöntemin yüklenme frekansı gereksinimlerini karşılamamaktadır (Ulusoy ve Aydın, 2003).

#### **1.14.5. Radiotelemetri ile Stres Analizi Yöntemi**

Bu yöntem birleşik bir donanım ve yazılım yardımı ile elde edilen verilerin, herhangi bir materyale bağlantısı olmadan transferi üzerine kuruludur. Teknikte, bir güç kaynağı, radiotransmitter, bir alıcı, örneğe yapıştırılmış bir gerilim ölçerle, gerilim ölçer yükselticisi, anten ve bir veri kayıt edici mevcuttur. Gerilim ölçerde oluşan direnç farklılıkları voltaj düşmelerine sebebiyet vermekte ve bu da radyotelemetrenin frekansını etkileyip sonuçları oluşturmaktadır. Bu yöntemin en büyük avantajı veri iletiminde kablo kullanılmamasıdır (Ulusoy ve Aydın, 2003).

#### **1.14.6. Üç Boyutlu Deformasyon Analizi (Fotometrik Analiz)**

Bu sistem yüksek çözünürlüklü dijital kameralar ile bilgisayarları birleştirerek, endüstriyel ve medikal uygulamalarda stres ölçmek için kullanılır. Homojen olmayan ve anizotropik cisimlerin kullanıldığı biyomekanik testlerde, tek noktadan alınan stres değeri, streste meydana gelen değişimleri (yükselme veya düşme) göstermez. Fakat, fotometrik analizin sağladığı üç boyutlu görüntü korelasyonu, her boyutta gerilim ölçümlerinin elde edilmesini sağlar. Bu optik ölçümler sonlu eleman analizi yazılımıyla uyumludur ve modellerin incelenmesine ve yinelenmesine olanak sağlar.



Sistemin avantajları; herhangi bir temas olmadan, modellerin tüm kısımlarının incelenebilmesine olanak sağlaması, rijit gövde hareketlerinden bağımsız olması, üç boyutlu detayları ve gerinim değişimlerini göstermesi, homojen olmayan ve anizotropik materyallerin incelenmesini sağlaması, in vivo veya in vitro olarak doku ve organ incelenmesi, sonlu eleman modellerinin incelenmesini ve yinelenmesini sağlamasıdır. Dezavantajları ise, sadece yüzey şeklini inceleyip ölçüm yapması ve ilgili bölgenin kameranın görüş açısında olma gerekliliğidir (Karl ve ark., 2009).

#### **1.14.7. Sonlu Eleman Stres Analiz Yöntemi**

1960’larda havacılık ve uzay sanayinde yapısal problemlerin çözümü için geliştirilen bu yöntem daha sonra medikal ve dental alanlarda da yaygın olarak kullanılmaya başlamıştır (Karl ve ark., 2009).

Bilgisayar uygulamaları ve sonlu eleman stres analiz çalışmaları, implantoloji alanında implant tasarımı, materyal içeriği, yük etkileri ve arayüz problemlerini incelemede kullanılmaktadır (Yurdukoru ve Eskitaşçıoğlu, 1988).

Genel anlamda bütün halindeki problemin, daha küçük, basit alt problemlere ayrılarak her birinin kendi içinde çözümünün sağlanması ile bütünün çözümlendiği matematiksel analizdir.

Bu yöntemin avantajları; yüksek derecede doğruluk, farklı stres durumlarını göstermesi, farklı mekanik parametrelere sahip objelerin incelenebilmesi ve etik olmayan deneylerin simule edilebilmesidir (Karl ve ark., 2009).

Dezavantajları ise; cisimlerin geometrisinin matematiksel modele çevirme gerekliliği, yüksek kapasiteli bilgisayara ihtiyaç duyulması ve malzeme parametreleri (izotropi, young modulu ) ile ilgili varsayım yapılması gerekliliğidir.

Sonlu eleman analizinin diğer analiz yöntemlerinden üstün olan özellikleri;

1. Kullanılan sonlu elemanların boyutlarının ve şekillerinin değişkenliği nedeniyle ele alınan bir cismin geometrisi tam olarak temsil edilebilmektedir.
2. Bir veya birden çok delik veya köşeleri olan bölgeler kolaylıkla incelenebilmektedir.
3. Değişik malzeme ve geometrik özellikleri bulunan cisimler incelenebilmektedir.
4. Sebep ve sonuç ilişkisine ait problemler, genel direngenlik matrisi ile birbirine bağlanan genelleştirilmiş kuvvetler ve yer değiştirmeler cinsinden formüle edilebilmektedir. Sonlu eleman yönteminin bu özelliği problemlerin anlaşılmasını ve çözülmesini hem mümkün kılabilen hem de basitleştirmektedir.
5. Sınır şartları kolayca uygulanabilmektedir (Adıgüzel, 2010).

#### **1.14.7.1. Sonlu Eleman Stres Analizi Çalışma Prensi**

Bu yöntemin prensibi, komplike geometriler ve basit analitik sonuçlar ile çözümlenemeyen durumlar içeren sistemlerin daha küçük ve daha basit alanlara bölünmesidir.

İlk adım analizi yapılacak canlı veya cansız yapıların bilgisayar ortamına aktararak gerçeğe en yakın şekilde üç boyutlu çalışma modelinin elde edilmesidir. Bunun için bilgisayar destekli tasarım yazılımlarından, manyetik rezonans ve/veya bilgisayarlı tomografi cihazlarından elde edilen verilerden ve koordinat belirleme cihazlarından yararlanılır.

Sonrasında, bu komplike geometrideki modeller küçük parçalara bölünür. Bu küçük parçalara eleman adı verilir. Elemanlar ana yapının geometrisi ile özdeşir ve ana yapının her bölgesinde belirlenen mekaniksel özellikleri gösterirler. Yapının, boyut ve geometrisine uygun seçilen elemanlara bölünmüş haline ise matematiksel model denilir. Yapısal bir modelin küçük parçalara, yani elemanlara, bölünme işlemine ‘ağ yapısı oluşturulması’, ‘mesh generation’ denilir.

Sonlu eleman analizinde kullanılan eleman çeşitleri;

**Çizgisel Elemanlar (Line elements):** Düğüm noktasından oluşan elemanlardır. Bu tip elemanlar ucuca eklenerek daha fazla düğüm noktasından da oluşabilirler.

**2 Boyutlu Katı Elemanlar (2-D Solid Elements):** Yassı yüzeylerden oluşan geometriye sahip elemanlardır. Bu tip elemanlar yüzey elemanlarıdır ve kalınlıkları sabittir. Genelde üçgen veya eşkenar yamuk şeklinde, 3 veya 4 düğüm noktasından oluşan elemanlardır.

**3 Boyutlu Katı Elemanlar (3-D Solid Elements):** Temel üç boyutlu elemanlar dört yüzeyli veya altı yüzeyli şekillerdedir.

İyi sonuçların elde edilebilmesi için eleman boyutunun olabildiğince küçük fakat hesaplamaların bilgisayar tarafından yapılabilmesi için de eleman sayısının optimum büyüklükte olması gerekir. Elemanların küçük aynı zamanda çok sayıda olması, sonuçların bir bölgeden diğerine hızlı bir değişim göstereceği modellerde avantaj sağlar.

Elemanları birleştiren köşe noktalarına ‘düğüm noktaları’ denir. Düğümler vasıtasıyla bir elemandaki fiziksel değişiklik diğer elemanlara da yansır.

#### 1.14.7.2. Sonlu Eleman Stres Analizi Yönteminin Çalışma Aşamaları

**1. Pre-processing:** Bu aşamada analizi yapılacak cismin modellenmesi ve bilgisayara aktarılması gerçekleştirilir. Bu amaçla bir CAD (Bilgisayar destekli dizayn) programı kullanılabilir. Bir sonlu eleman modeli sınırlı sayıda elemandan oluşur. Elemanlar düğüm noktalarında birleşirler ve bu yapıya ‘mesh’ denir. Her bir eleman ana yapıyı mekanik özellik açısından taklit eder. Yapının eleman sayısı o yapının komplikeliğiyle doğru orantılıdır. Bu aşamada, yapının geometrisinin tanımlanmasından başka, sınır koşullarının, yüklerin ve yapının mekanik özelliklerinin de tanımlaması yapılır.

**2. Analiz:** Bilgisayarda oluşturulan yapının her elemanın mekanik özellikleri ve yükleme koşulları tanımlanır. Modeldeki her eleman ana yapının tüm özelliklerini taşıdığı için bu elemanların yüklemeler altında göstermiş olduğu tepkilerin bütünlüğü yapıyı taklit eder. Daha sonra bu çözümler defleksiyonlar içinde yapılır. Defleksiyon verileri strain, stres ve reaksiyonların hesaplanmasında kullanılır. Son olarak bu veriler depolanır ve analizler sonrası grafik ve tablolar oluşturmak için kullanılır.

**3. Post-processing:** Analizlerin tüm verileri ikinci aşamada elde edilir. Ancak elde edilen veriler tablo ve grafik halindeki sayısal ve teorik değerler şeklindedir. Dolayısıyla verilerin bu şekliyle yorumu zordur. Bu son aşamada bilgisayar ortamında yapının kuvvetler altındaki şekilsel defleksiyonu, streslerin dağılımı ve farklı veriler hakkında imajlar elde edilir.

Sonlu eleman analizinde denklemlerin çözülebilmesi için bilgisayara aktarılması gereken bilgiler:

1. İncelenecek yapının geometrisini oluşturan koordinatlar
2. Yapının geometrisine uygun eleman tipi
3. Elemanların poisson oranları ve elastisite modül değerleri
4. Sınır koşullar
5. Yükleme koşulları
6. Yapılacak olan analiz tipidir (Shigley ve Mischke, 1989).

Çalışmamızda implant, abutment, kemik ve üst yapıların geometrik modellenmesi için Rhinoceros 4.0 yazılımından (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) ve Activity 880 (Smart Optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcısı ve 3 boyutlu tarama cihazından yararlanılmıştır.

Sonlu eleman analizi çalışmamızda geometrik modellerin matematiksel modellere çevrilmesinde Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburg, PA 15238-2932 USA) yazılımı kullanılmıştır. Bu yazılım, aynı anda oluşan 25 farklı stres

değerini verebilmektedir. Burada önemli olan, hangi stres değerlerine bakılacağı ve bu değerlerin hangi kriterlerle karşılaştırılacağıın bilinmesidir.

Uygulanan kuvvetler sonucunda oluşan stresler iki ana grupta toplanabilir:

1. Normal stresler
2. Kesme stresleri

Sıkışma tipi kuvvetler cisimleri birbirlerine doğru iterken, germe tipi kuvvetler uzaklaştırır. Kesme kuvvetleri ise makaslama tipi kuvvetlerdir. Sıkışma tipi kuvvetler kemik-implant ara yüzeyinde sıkı bir ilişki sağlarlar. Fakat, germe ve kesme tipi kuvvetler kemik-implant ara yüzeyinde nesnelere birbirinden uzaklaştırmaya sebep olup yıkıcı etki gösterirler.

Bir üç boyutlu stres elemanının x, y, z düzlemlerine bir normal, iki makaslama tipi stres etki eder. Dolayısıyla, herhangi bir üç boyutlu elemanın stres durumu, tamamen üç normal ve üç kesme stres komponenti ile tanımlanır. Üç boyutlu bir elemanda en büyük stres değeri, bütün kesme stres bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşur. Bir eleman bu konumda olduğunda, normal streslere ‘Asal Gerilme (Principal Stress)’ denir. Principal stres üç çeşittir:

1. Maksimum Principal Stress (Maks. PS): Pozitif değerdir ve en yüksek gerilme stresini (tensile stress) ifade eder.
2. Intermediate Principal Stress (Int. PS): Ara değeri ifade eder.
3. Minimum Principal Stress (Min. PS): Negatif değerdir ve en yüksek sıkışma stresini (compressive stress) ifade eder.

Bu değerler  $\text{Maks. PS} > \text{Int. PS} > \text{Min. PS}$  şeklinde sıraya koyulabilir.

Analiz sonucu elde edilen verilerde pozitif değerler gerilme tipi stresleri, negatif değerler ise sıkışma tipi stresleri ifade eder. Bir stres elemanında belirgin ölçüde hangi stres tipi daha büyük mutlak değere sahipse, o stres elemanı daha büyük olan

stres tipinin etkisi altındadır. Örneğin bir düğüm noktasında gerilme stres değeri -200 MPa, sıkışma değeri 50 MPa ise, o düğüm noktasında gerilme stres tipi daha etkilidir ve değerlendirilmesi gereken ana stres değeridir.

Kırılgan materyaller için (kemik gibi) principal stres değerleri önemlidir. Çünkü maksimum principal stres, en yüksek gerilme dayanıklılığına eşit veya daha büyük değerde olduğunda veya minimum principal stresin mutlak değeri en yüksek sıkışma dayanıklılığına eşit veya daha büyük olduğunda başarısızlık oluşur.

Sonlu eleman analizinde elde edilen diğer bir veri ise, Von Mises gerilme değerleridir. Bu, çekilebilir materyallerin (titanyum gibi) germe dayanıklılığını belirlemek için kullanılır. İki veya üç boyutta oluşan streslerin kombinasyonlarının bileşkesinin, materyalin bir boyutta gösterdiği germe dayanıklılığı ile karşılaştırılmasıdır. Von Mises stres değerleri çekilebilir materyaller için deformasyonun başlangıcı olarak tanımlanır.

### **1.15. Yorulma Deneyleri**

Yorulma deneyleri, sürekli tekrar eden mekanik, kimyasal ve termal siklusların meydana getirdiği etkileri invitro koşullarda taklit eden deneysel yöntemlerdir. Klinik çalışmalara kıyasla kontrol edilemeyen değişkenlerin sayısında azalma sağlanması yorulma deneylerinin avantajlarındanır.

Yorulma deneyi çalışmalarında kullanılan ilk cihazlarla, çiğneme gerilimleri ve temosiklus uygulamaları yapılmıştır. Bu uygulamalara ek olarak günümüzde bazı kimyasal ve aşınma olguları da uygulamalarda test edilebilmektedir.

## 2. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu çalışma, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ve Ay Tasarım Ltd. Şti. laboratuvarında gerçekleştirilmiştir.

Çalışmamızda, üç boyutlu sonlu eleman stres analizi (SESA) yöntemi kullanılarak statik lineer ve dinamik yorulma analizi gerçekleştirilmiştir.

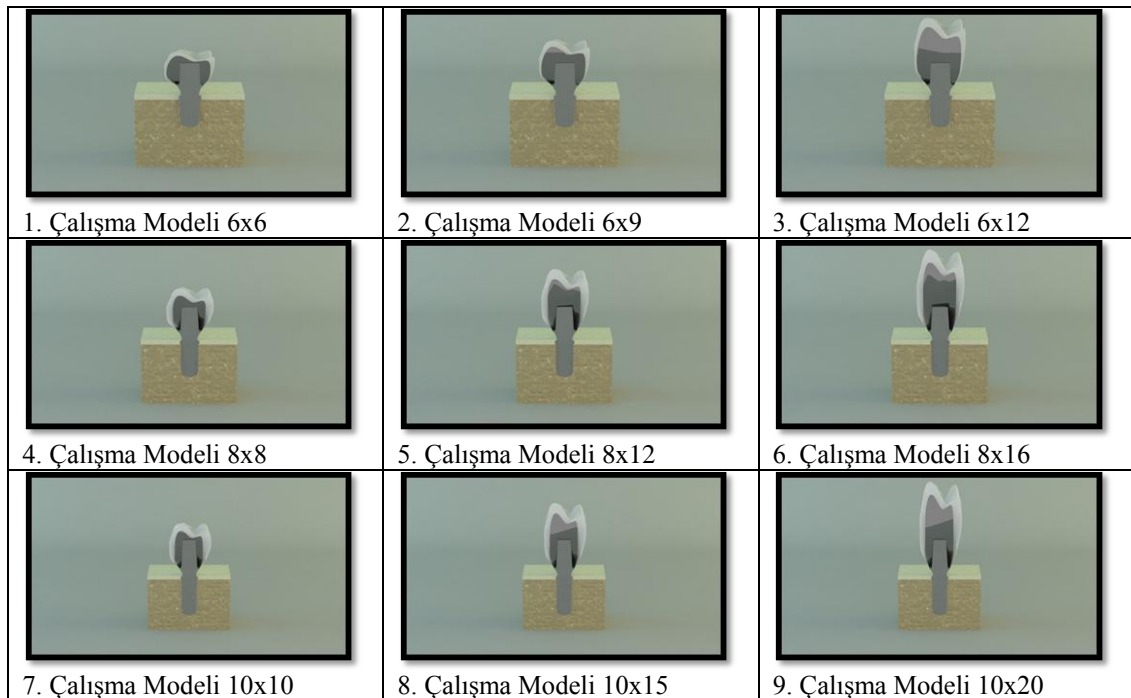
Tıp ve diş hekimliğinde, sonuçları güvenilir dayanaklarla sunabilmek için biyolojinin konusu olan varlıkların davranışlarının incelenmesinde, mekanik yöntemler kullanılarak yapılan bütün stres analiz çalışmaları içerisinde sonlu eleman stres analiz yöntemi avantajları nedeniyle tercih edilmektedir. Yöntem matematiksel bir yöntemdir ve temelinde herhangi bir şekle sahip yapıyı daha basit geometrik şekillere ve elemanlara bölmek vardır.

Çalışmamızda, 4,1 mm çapında ve üç farklı uzunlukta (6 mm, 8 mm ve 10 mm) toplam 3 adet dental implant seçilmiştir. Bu üç implantın üzerine kron/implant oranı 1/1, 1,5/1 ve 2/1 olacak şekilde üçer adet alt birinci molar metal destekli seramik kron tasarlanmış ve bu modeller mandibula modeline yerleştirilerek toplam 9 adet çalışma modeli elde edilmiştir. Elde edilen bu modellere, vertikal ve oblik fonksiyonel kuvvetler uygulanarak, kortikal ve spongios kemikte oluşan maksimum ve minimum asal gerilme değerlerine, implantta oluşan Von Mises gerilme değerlerine, implantlarda meydana gelen yorulma değerlerine kron/implant oranının etkisi üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemiyle incelenmiştir.

**Çizelge 2.1.** Çalışmada modellenen implant, kron ve abutment uzunlukları ile metal ve porselen kalınlıkları.

Model	İmplant (mm)	Kron (mm)	Abutment (mm)	Metal (mm)	Porselen (mm)
1	6	6	4	0,5	1,5
2	6	9	4	3,5	1,5
3	6	12	4	6,5	1,5
4	8	8	5,5	1	1,5
5	8	12	5,5	5	1,5
6	8	16	5,5	9	1,5
7	10	10	7	1,5	1,5
8	10	15	7	6,5	1,5
9	10	20	7	11,5	1,5

**Çizelge 2.2.** Çalışma modelleri.



3 boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için Intel Xeon® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500 GB Hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayardan, Activity 880 (Smart OpticsSensortechnikGmbH,Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcısı ile 3 boyutlu tarama cihazından, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park AveN.Seattle, WA 98103 USA) 3 boyutlu modelleme yazılımından, VRMeshStudio (VirtualGridInc, Bellevue City, WA, USA) ve AlgorFempro

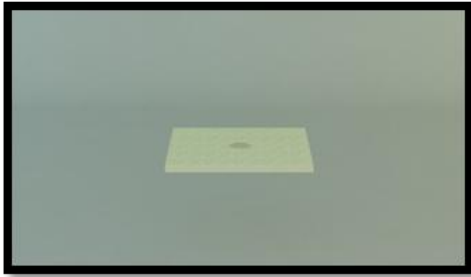


(ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) analiz programından yararlanılmıştır.

## 2.1. Sonlu Eleman Stres Analizinde Kullanılacak Modellerin Hazırlanması

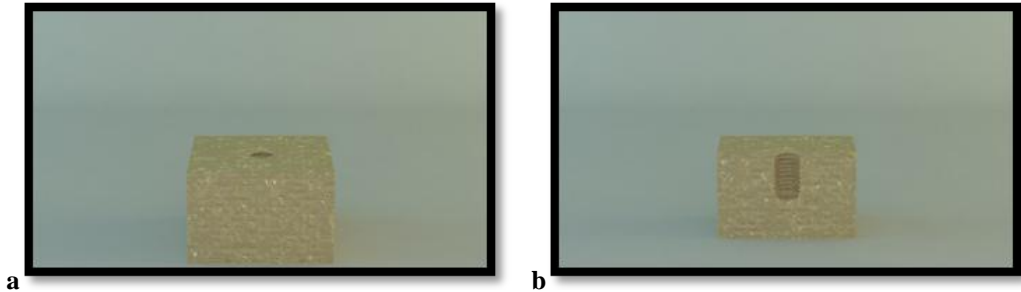
### 2.1.1. Kortikal ve Spongioz Kemik Modellenmesi

Kortikal kemik modellemesi için, Rhinoceros yazılımında önce 20x20x1 mm boyutlarında bir kutu modellenmiştir. Arkasından implantın bu kutudan Boolean yöntemi ile çıkartılmasıyla implant ve kortikal kemik uyumu sağlanmıştır.



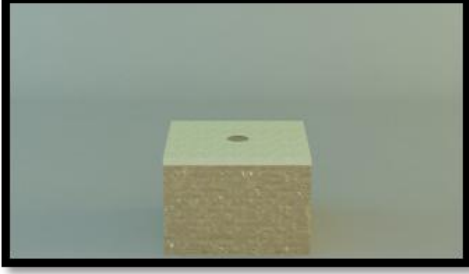
Şekil 2.1. Kortikal kemik modeli.

Spongioz kemik modellemesi için, Rhinoceros yazılımında önce 20x20x14 mm boyutlarında bir kutu modellenmiştir. Modellenen implantın Boolean yöntemi ile spongioz kemikten çıkartılması ile implant ve spongioz kemik uyumu sağlanmıştır.



Şekil 2.2. a) Spongioz kemik modeli. b) Spongioz kemiğin kesit modeli.

Modellenen kutunun koronel yüzeyi ile daha önce modellenen kortikal kemigin apikal yüzeyi arasında Rhinoceros yazılımında uyumlama yapılmıştır.



**Şekil 2.3.** Kortikal ve spongiöz kemik uyumu.

### 2.1.2. İmplant ve Abutment Modellenmesi

Çalışmada Straumann firmasının 3 farklı boyuttaki bone level implantı kullanılmıştır. Kullanılan implantlar 6 mm, 8 mm, 10 mm uzunluğunda ve 4,1 mm çapındadır.



**Şekil 2.4.** Çalışmada kullanılan implant ve abutmentler.

Bu 3 adet implant smartOptics tarayıcısında 3 boyutlu tarama işleminden geçirilmiştir. Elde edilen nokta bulutu .stl formatında kaydedilmiştir. Bu formattaki dosyalar Rhinoceros yazılımında açılmış ve burada implantların diğer setlerle uyumu sağlanmıştır.

Çalışmada 6 mm'lik implant için 4 mm, 8 mm'lik implant için 5,5 mm ve 10 mm'lik implant için 7 mm'lik standart solid abutmentler kullanılmıştır.



Şekil 2.5. Optik tarayıcı.

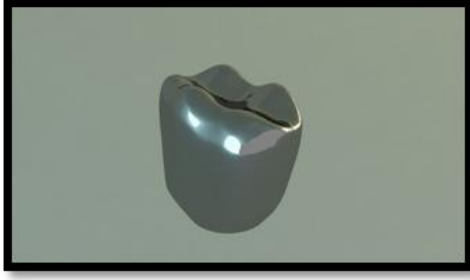
### 2.1.3. Protetik Üstyapıların Modellenmesi

Çalışmamızda kullandığımız implantlar üstüne mandibular 6 numaralı diş morfolojisinde metal destekli seramik kronlar modellenmiştir. Bu amaçla ilgili dişin ön, yan, üst ve alt görüntüleri ve dış boyutları Wheeler Diş Anatomisi Atlası'ndan (1984) alınmıştır.



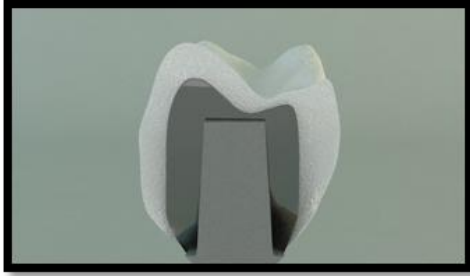
Şekil 2.6. Kron modeli.

Elde edilen kron modelinin offset yöntemi ile küçültülmesi ve alttaki implant ile uyumlanması ile metal alt yapı modellenmiş oldu.



**Şekil 2.7.** Metal altyapı modeli.

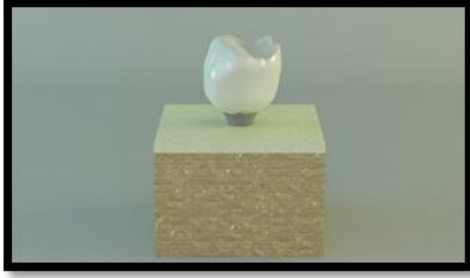
Alt yapı olarak krom-kobalt alaşımı (Wiron 99; Bego, Bremen, Almanya), üst yapı olarak ise feldspatik porselen (Ceramco II; Dentsply, Burlington, ABD) kullanılmıştır.



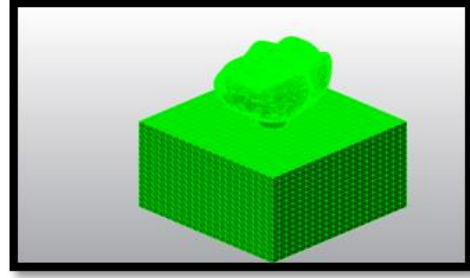
**Şekil 2.8.** Porselen-metal altyapı uyumu.

## 2.2. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi

Matematiksel model, geometrik model yüzeyinin ‘mesh’ olarak adlandırılan basit küçük parçalara bölünmesiyle oluşmaktadır. İlk mesh uygulamasından sonra (mesh generetaion), dik açılı ve dar yüzeyler gibi riskli bölgelerdeki elemanlar kontrol edilir ve bu bölgeler çizgisel elemanlardan arındırılarak (mesh simplification) düzenli hale getirilir.



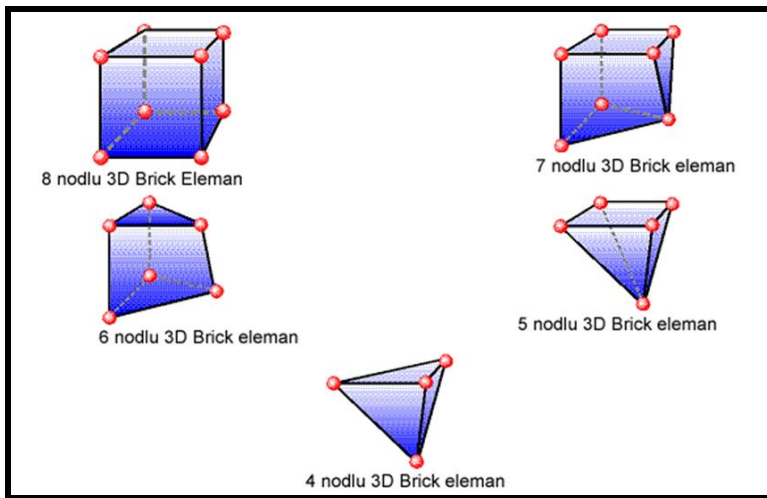
Şekil 2.9. Geometrik model.



Şekil 2.10. Meshli model.

Modeller, VRMesh yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, stl formatında Algor Fempro (Algor Inc.,USA) yazılımına aktarılmıştır. Stl formatı 3D modelleme programları için evrensel değer taşımaktadır. Stl formatında düğümlerin koordinat bilgileri de saklanması sayesinde programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı olmamaktadır.

Matematiksel modellerde bricks ve tetrahedral elemanlar kullanılmıştır. Bricks ve tetrahedral katı modelleme sisteminde, Algor Fempro, modelde oluşturabildiği kadar 8 nodlu elemanlar kullanmıştır. Modellerdeki yapıların merkezine yakın bölgelerde gerektiğinde yapının tamamlanabilmesi için 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar kullanılmıştır. Bu modelleme tekniği sayesinde hesaplamayı kolaylaştırmak üzere mümkün olan en yüksek düğüm noktalı elemanlar ile en yüksek kalitede ağ yapısı oluşturulması amaçlanmıştır.



Şekil 2.11. Eleman çeşitleri.

Tüm modeller lineer, homojen ve izotropik materyaller olarak kabul edilmiştir. Bir materyalin homojen olması, mekanik özelliklerinin yapısal her elemanda benzer olduğunu gösterir. İzotropik ise, yapısal elemanın her yönde materyal özelliklerinin aynı olduğu durumu tanımlamaktadır. Linear elastisite; yapının deformasyon veya geriniminin uygulanan kuvvetler altında oransal olarak değişkenlik göstermesidir.

Çalışmamızda kullandığımız 9 adet matematiksel modelin hazırlanması sırasında kullanılan eleman ve düğüm sayıları çizelge 2.3'te verilmiştir.

**Çizelge 2.3.** Çalışmada kullanılan modellerin eleman ve düğüm sayıları.

Model no	Eleman Sayısı	Düğüm Sayısı
1	125485	22283
2	140601	24872
3	155716	27461
4	148998	26310
5	173937	30369
6	198875	34427
7	177054	30876
8	219042	38067
9	261029	45258

### 2.3. Materyal Özelliklerinin Tanıtılması

Matematiksel modellerin, analiz programında çalışabilmesi ve sonuçların doğru olarak elde edilebilmesi için, sistem elemanlarının programa tanıtılması gerekmektedir. Çalışmamızda kortikal kemik, spongios kemik, titanyum implant ve abutment ile metal destekli seramik kron kullanılmıştır. Ağız mukozasının elastisite modülü ve poisson oranının çok düşük değerlerde olması nedeniyle mukoza modellere dahil edilmemiştir.

Çalışmamızda kullandığımız modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal değerleri (elastiklik modülü ve poisson oranı) verilmiştir.

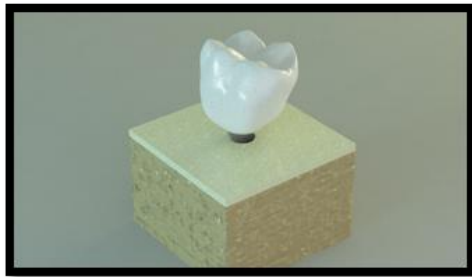
**Çizelge 2.4.** Çalışmada kullanılan setler ve setlerde kullanılan malzemelerin elastisite modülleri ve poisson oranları.

Set Adı	Malzeme	Elastisite Modülü (Gpa)	Poisson Oranı
Kortikal Kemik	Kortikal D2 kemik	13,7	0,3
Spongioz Kemik	Spongioz Kemik	1,00	0,3
İmplant ve Abutment	Titanyum	110	0,3
Metal Altyapı	Krom Kobalt Alaşımı	218	0,33
Kron	Felspatik Porselen	82,8	0,35

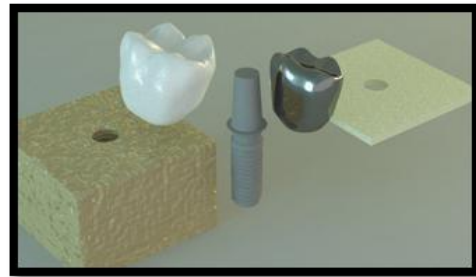
## 2.4. Sistemin Birleştirilmesi

Çalışmamızda incelediğimiz tüm modellerde, kortikal kemik ile spongioz kemiğin kendi iç özelliklerine uygun olarak yük aktarımı yaptıkları ve birlikte çalıştıkları kabul edilmiştir. Aynı şekilde, implant ile kemik yapısı, implant ile abutment ve abutment ile metal destekli seramik kron arasındaki bağlantı, basıncı kesintisiz olarak iletecek şekilde sağlanmıştır. İmplantların mandibulaya %100 osseointegre olduğu varsayılmıştır.

Sistem birleştirilirken ilk olarak kutu formundaki kemik modelinin eksen takımları (x, y, z) üzerine yerleştirilmesi yapılmıştır. Seçilen eksen takımı üzerine, oluşturulan model referans alınarak diğer parçaların eksen takımları seçilerek sıfır hata ile yerleşim sağlanmıştır. Kullandığımız implantlar ve abutmentler, modelin tam ortasına ve 0° açı ile yerleştirilmiştir. Son olarak da metal destekli seramik kronlar abutmentlerin üzerine yerleştirilmiştir.



Şekil 2.12. Birleştirilmiş model.

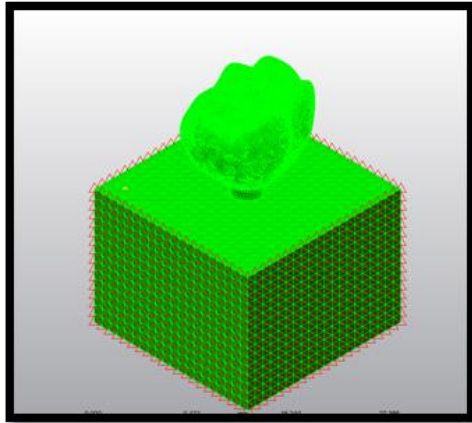


Şekil 2.13. Patlatılmış model.

## 2.5. Modellere Uygulanan Etken ve Sınır Koşulları

Birleştirilen model uzayda serbest konumdadır. Analiz yapılabilmesi için boşluktaki modelin periferik noktalardan bağlanması ve sınırlarının tanımlanması gerekir. Bu sınır koşulları sayesinde, problem tanımlanan bölge içinde çözümlenebilmektedir.

Çalışmamızda kullandığımız modeller kemiğin alt ve yan taraflarından DOF'da (Degree of freedom) sıfır harekete sahip olacak şekilde sabitlenmiştir. Modele kuvvet uygulandığında destek bu bölgelerden alınmaktadır. Seçtiğimiz destek düzlemleri analiz yaptığımız bölgelerden uzakta seçilmiştir. Eğer destek düzlemler analizin yapılacağı bölgeye yakın seçilirse, destek düzlemlerde de stres oluşmakta ve sonuçların yanlış yorumlanmasına sebep olabilmektedir.



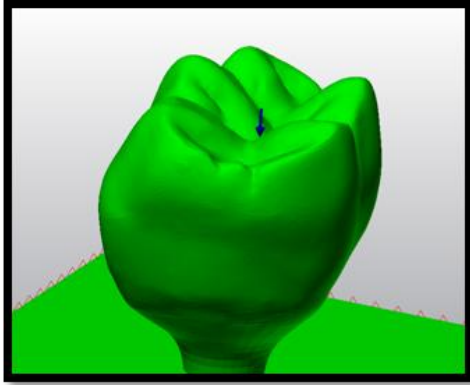
Şekil 2.14. Sabitlenmiş model.

## 2.6. Yükleme Koşulları

Çalışmamızda, statik yükleme için 2 farklı senaryoda kuvvet uygulaması yapılmıştır.

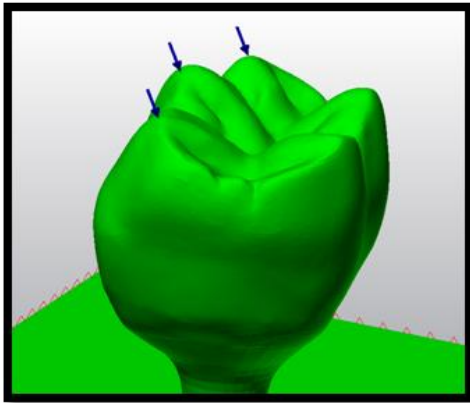
Birinci senaryoda; her bir implantın abutmentinin üzerine yerleştirilen metal destekli seramik restorasyonların oklüzal tablasının santral fossasından 300 N kuvvet dik yönde uygulanmıştır.





**Şekil 2.15.** Dik yükleme yapılan nokta.

İkinci senaryoda ise; her bir krona mesiobukkal, bukkal ve distobukkal tüberkül tepelerinden 100'er Newton olmak üzere toplam 300 N kuvvet 45°'lik açı ile bukkolingual yönde uygulanmıştır.

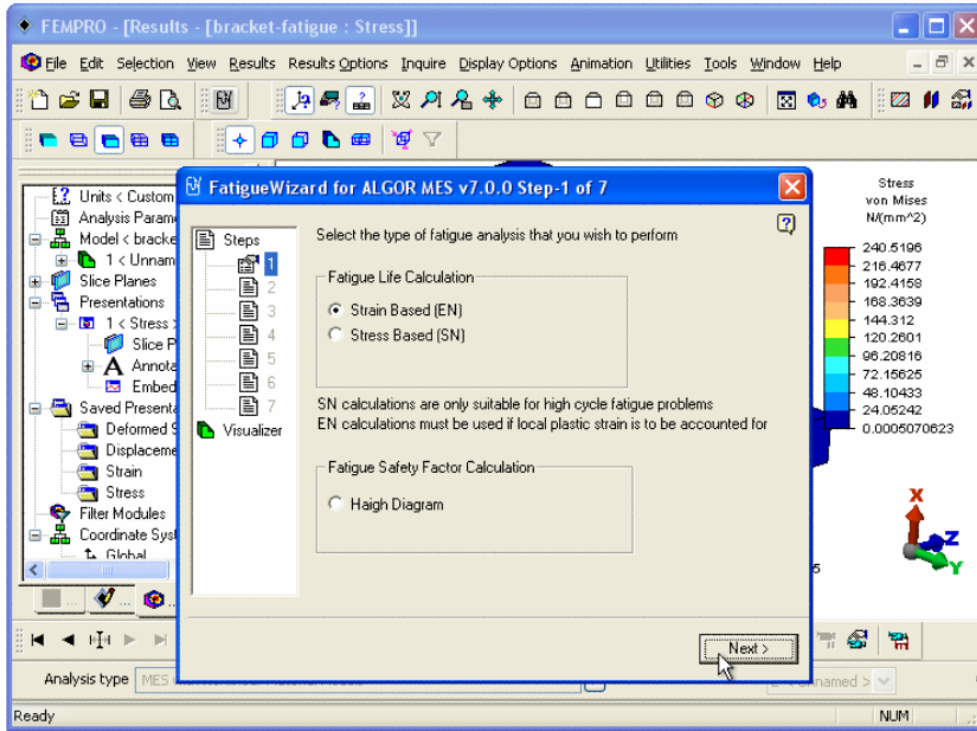


**Şekil 2.16.** Oblik yükleme yapılan noktalar.

Dinamik yükleme için elde edilen statik yükleme analiz sonuçlarını referans alarak, titanyum modeller üzerinde yorulma analizi yapılmıştır. Yorulma analizi, implantın üretildiği “Grade IV titanyum” malzeme değerlerine göre gerçekleştirilmiştir.

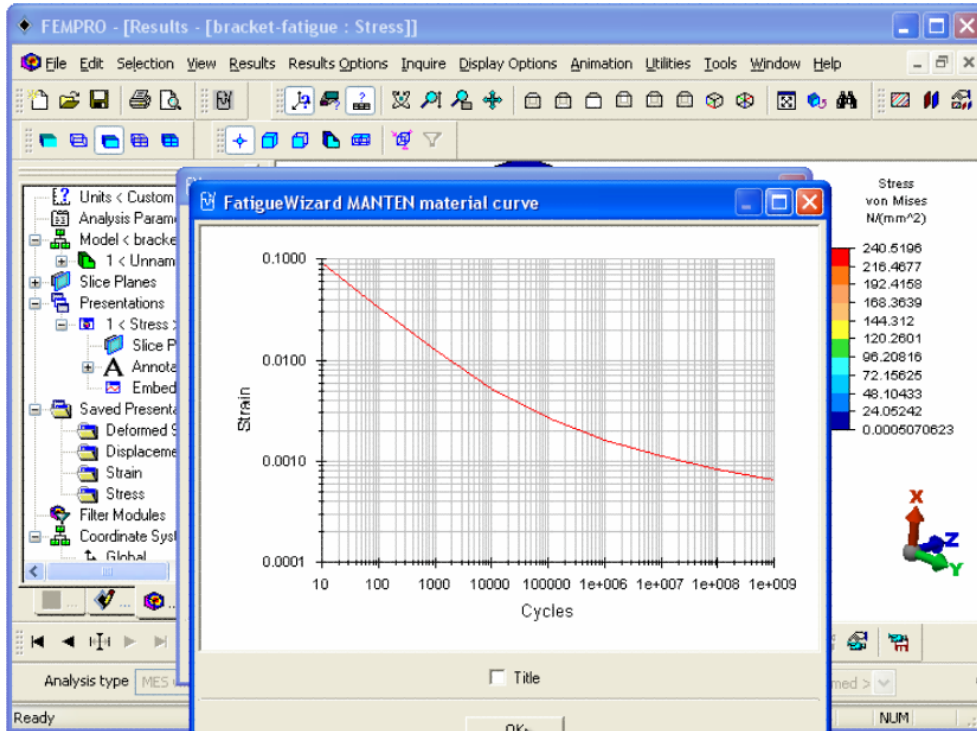
Dinamik yük uygulamalarında; statik yükleme için kullanılan kuvvet değerleri aynı oranda ve aynı açıda belirlenen bölgelere 1 Hz frekansta uygulanmıştır. Bu uygulama toplam 7 siklуста gerçekleştirilmiştir.

Yorulma deneylerinin gerçekleştirilmesinde ilk olarak hazırlanan modellere Algor Fempro yazılımında dinamik yük uygulaması ve stres analizleri yapılmıştır. Stres analizlerini takiben implantlar tek tek 'Algor Fatigue Wizard' yazılımına yüklenmiştir. Bu yazılımda, yorulma deneyleri için Stain Based analiz uygulaması seçilmiştir.

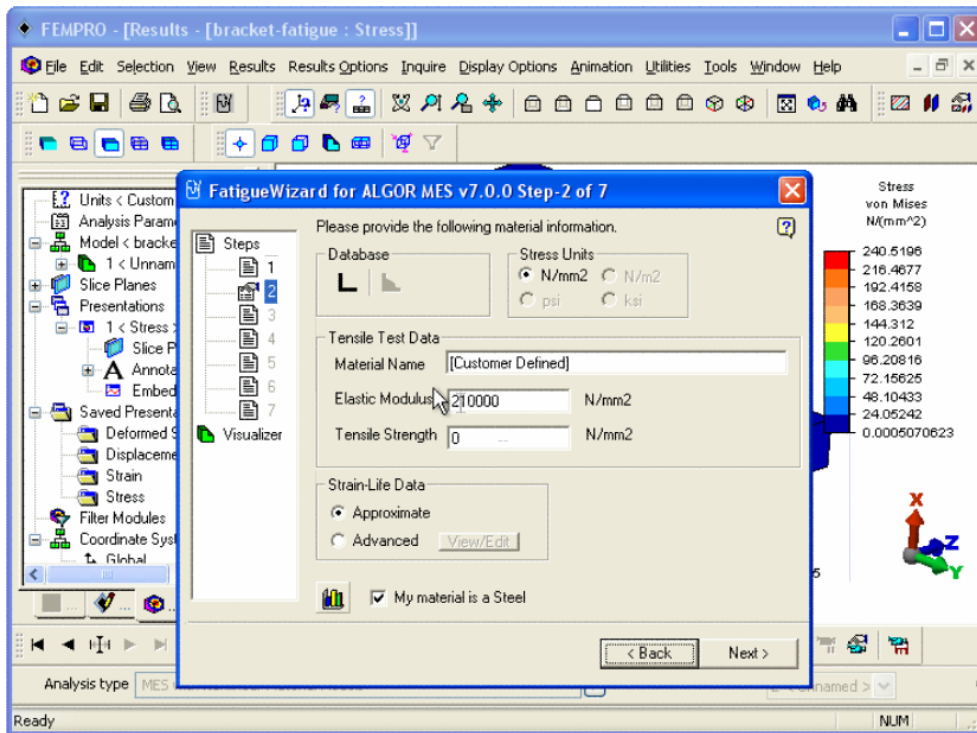


Şekil 2.17. Yorulma deneyleri için uygulanan bilgisayar uygulama aşaması -1.

İkinci aşamada, titanyum implantlar için malzeme değerleri S-N eğrisinden yararlanılarak tekrar Algor Fatigue Wizard programına girilmiştir.

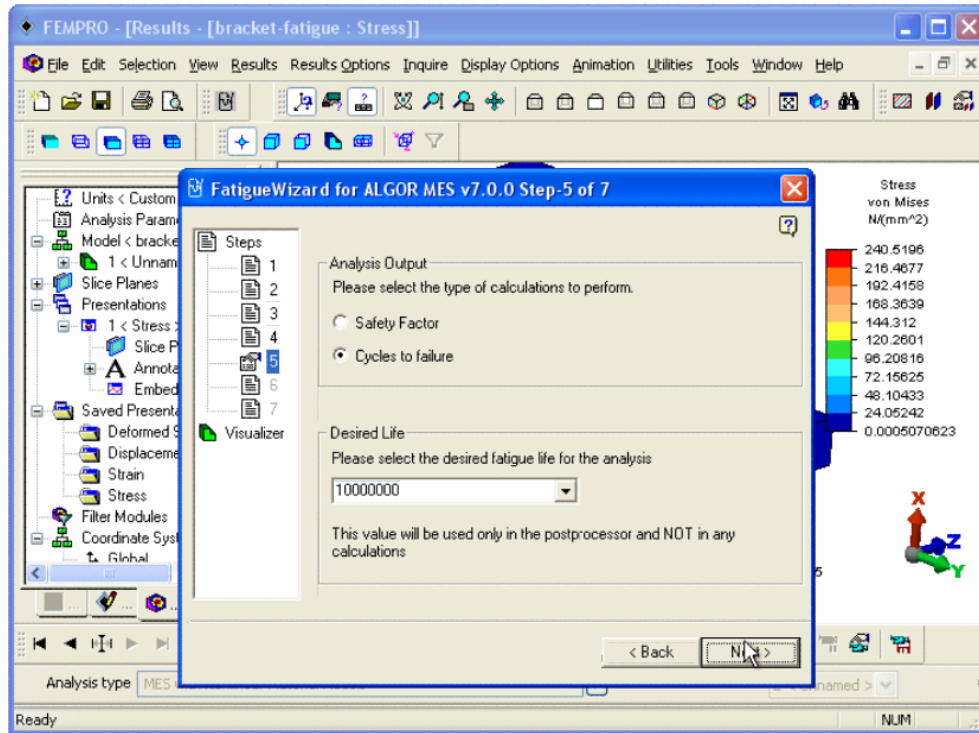


Şekil 2.18. S-N eğrisi.



Şekil 2.19. Yorulma deneyleri için uygulanan bilgisayar uygulama aşaması -2.

Son aşamada 'Trasient Stress' uygulaması seçilerek tüm kuvvet adımları yorulma deneyleri uygulamasına katılmıştır. Yorulma deneyleri uygulamasında, analiz miktarı olarak 10.000.000 siklus seçilmiş ve deneyler gerçekleştirilmiştir. Deneylerin sonucunda logaritma 10 tabanında veriler elde edilmiştir.



Şekil 2.20. Yorulma deneyleri için uygulanan bilgisayar uygulama aşaması -3.

## 2.7. Sonuçların Alınması

Sonlu eleman stres analiz sonuçlarında elde edilen stres değerleri, varyansız olmayan matematiksel hesaplamalar sonucunda olduğundan istatistiksel analiz yapılamamaktadır. Analizler, kesit imajlarının ve düğümlerdeki stres miktarları ve dağılımlarının dikkatli bir şekilde değerlendirilmesi ve yorumlanmasıyla yapılmaktadır.

Çalışmamızda iki farklı senaryoda uygulanan kuvvetler sonucunda kortikal ve spongios kemikte meydana gelen maksimum ve minimum asal gerilme değerleri ve implantlarda oluşan Von Mises gerilme değerleri incelenmiştir. Ayrıca yapılan

dinamik yükleme sonucu implantta meydana gelen yorulma değerleri Goodman, Soderberg, Gerber ve ortalama stres yorulma teorisine dayanarak, Fatigue Wizard yazılımıyla hesaplanmıştır.

### **3. BULGULAR**

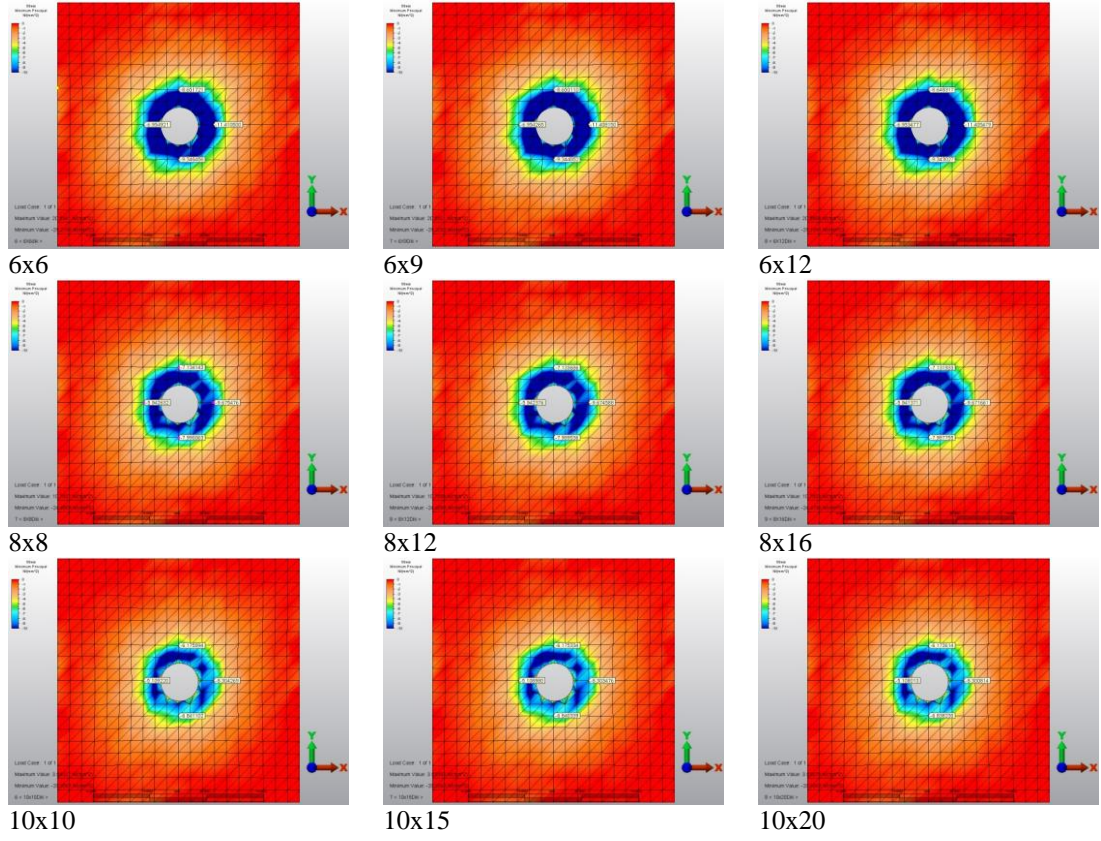
#### **3.1. Dik ve Oblik Kuvvet Uygulanan 9 Adet Modelin Kortikal ve Spongioz Kemik Minimum ve Maksimum Asal Gerilme Değerlerinin ve İmplant Von Misses Gerilme Değerlerinin İncelenmesi**

##### **3.1.1. Dik Kuvvet Uygulanan Modeller**

Bu modellere, metal destekli seramik kronların santral fossalarından 300 N kuvvet dik yönde uygulanmıştır. Uygulanan kuvvetin kortikal ve spongioz kemikte oluşturduğu maksimum asal gerilme (gerilme stresi), minimum asal gerilme (sıkışma stresi) ve implantlarda oluşan Von Misses gerilme değerleri incelenmiştir.

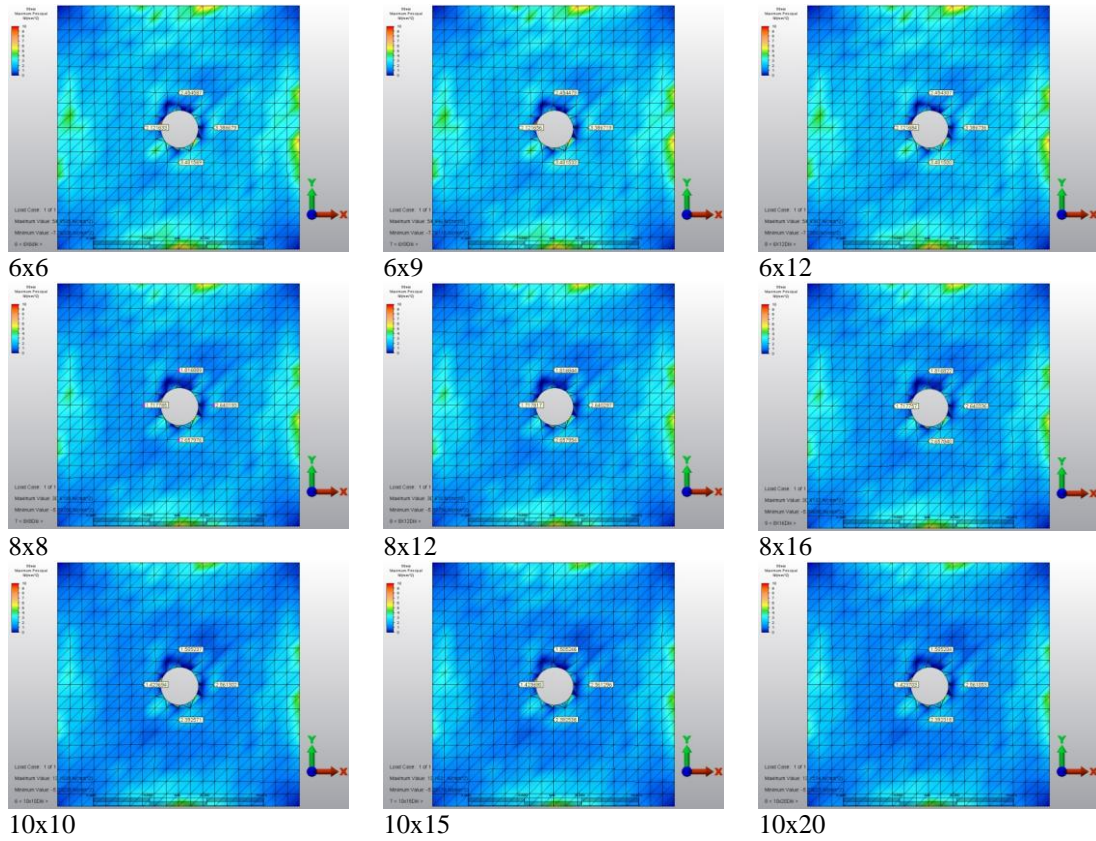
##### **3.1.1.1. Kortikal ve Spongioz Kemik Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Değerleri**

Bu gruptaki modellerin kortikal kemik asal gerilme değerleri incelendiğinde, streslerin implantların boyun bölgesini çevreleyen kortikal kemiğin etrafında neredeyse homojen dağıldığı, implantların boyun bölgesindeki kemiğin mesialinde minimum asal gerilme değerlerinin en yüksek olduğu görülmüştür. En yüksek minimum asal gerilme değeri -11,41 MPa ile 2/1 kron/implant oranına sahip 6 mm'lik implantı çevreleyen kortikal kemikte, en düşük değer ise -8,3 MPa ile 1/1 kron/implant oranına sahip 10 mm'lik implantı çevreleyen kortikal kemikte elde edilmiştir. Aynı bölgelerin maksimum asal gerilme değerleri incelendiğinde her bölgede olduğu gibi düşük seviyelerde gözlemlenmiştir.

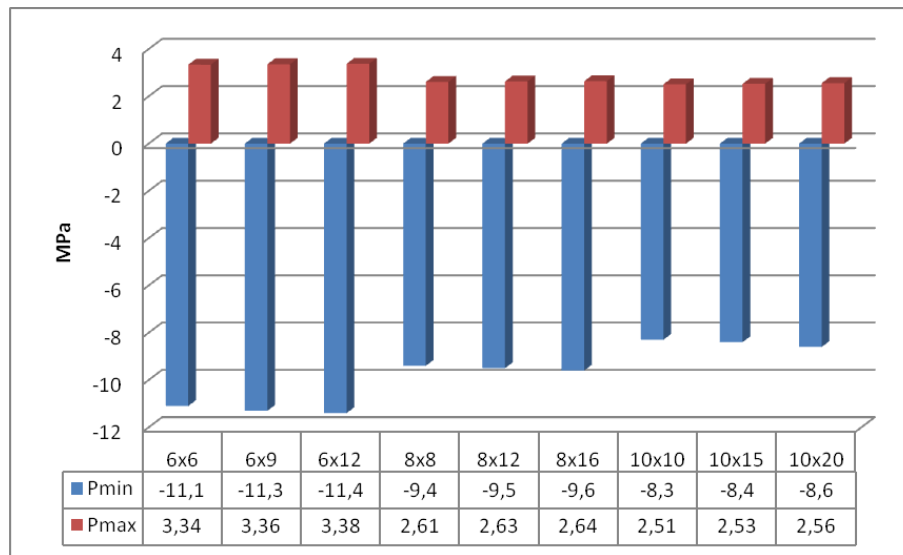


**Şekil 3.1.** Dik kuvvet uygulanan dokuz adet modelin kotikal kemik minimum asal gerilme değerleri.

Kortikal kemikteki minimum asal gerilme değerleri incelendiğinde, implant uzunluğu azaldıkça bu değer arttı, kron/implant oranındaki değişimden ise çok fazla etkilenmediği gözlemlenmiştir.



**Şekil 3.2.** Dik kuvvet uygulanan dokuz adet modelin kortikal kemik maksimum asal gerilme değerleri.

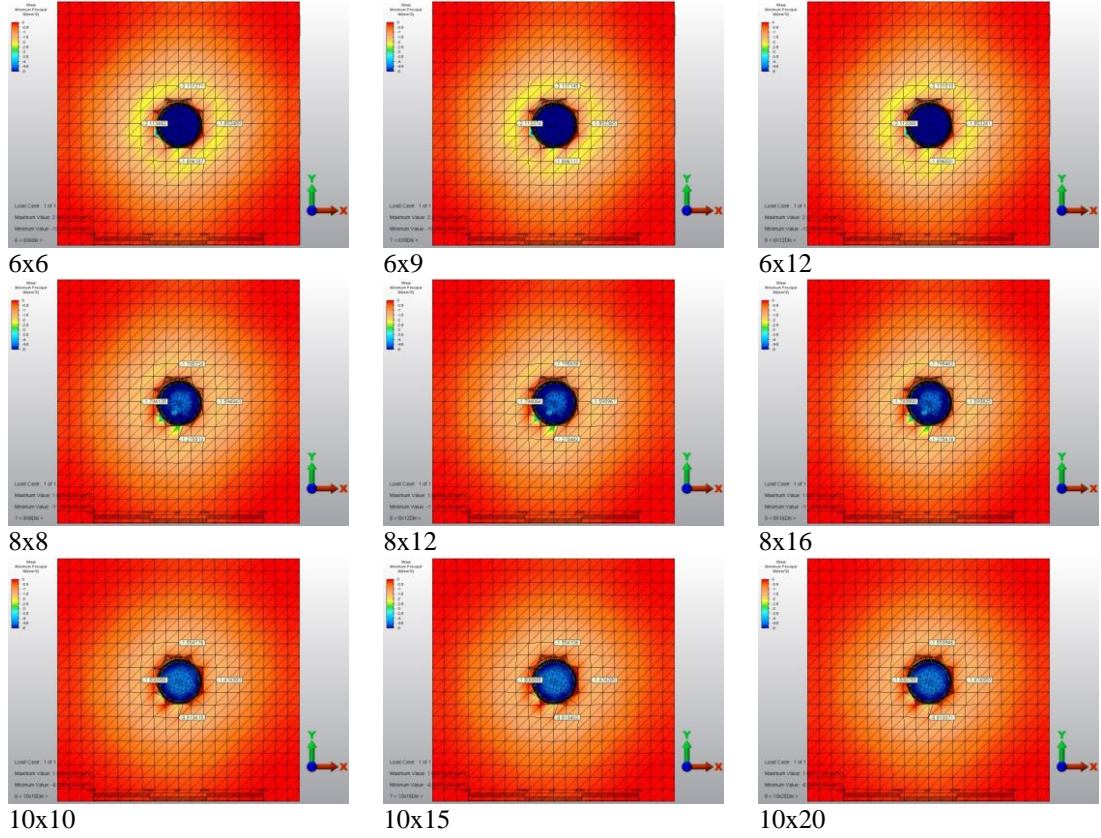


**Şekil 3.3.** Dik kuvvet uygulanan dokuz adet modelin kortikal kemik en yüksek minimum ve maksimum asal gerilme değerleri.

İmplant uzunluğu 6 mm'den 8 mm'ye çıkartıldığında oluşan streslerde %15, 10 mm'ye çıkartıldığında ise yaklaşık %28'lik bir azalma meydana geldiği görülmüştür.



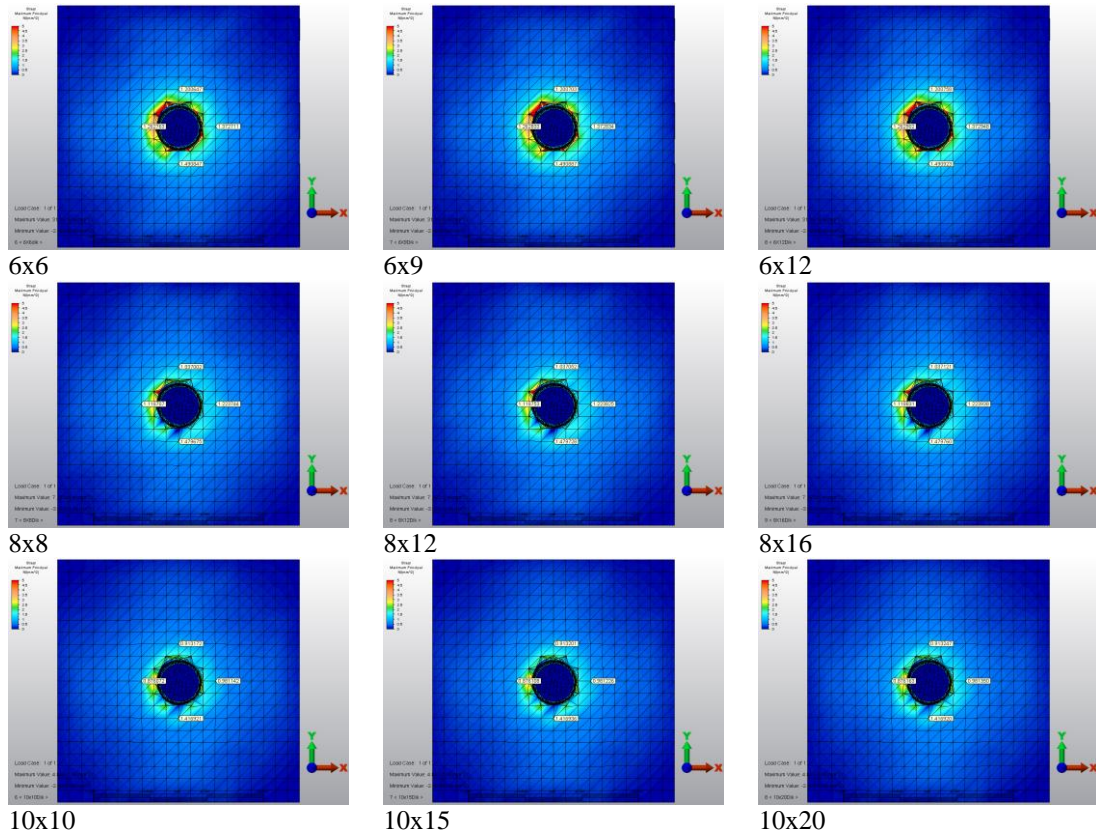
Bu gruptaki modellerin spongiöz kemik asal gerilme değerleri incelendiğinde; implantların apikal ve boyun bölgesindeki spongiöz kemikte minimum asal gerilme değerlerinin en yüksek olduğu görülmüştür. Yine bu bölgelerdeki maksimum asal gerilme değerleri ise düşük seviyelerdedir.



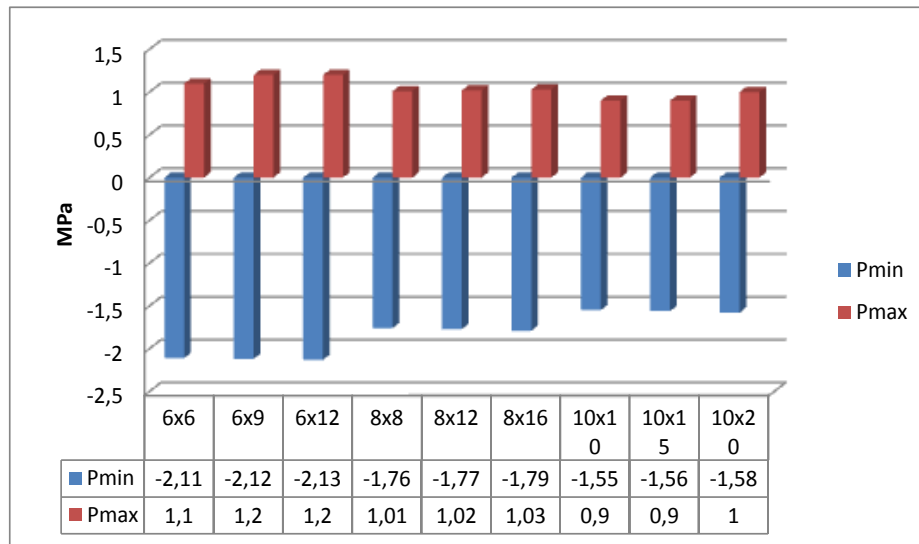
**Şekil 3.4.** Dik kuvvet uygulanan dokuz adet modelin spongiöz kemik minimum asal gerilme değerleri.

Spongiöz kemikteki en yüksek minimum asal gerilme değeri -2,13 MPa ile 2/1 kron implant oranına sahip 6 mm'lik implantın apikalinde, en düşük değer ise -1,55 MPa ile 1/1 kron/implant oranına sahip 10 mm'lik implantın apikalinde tespit edilmiştir.

İmplant boyundaki artış minimum ve maksimum asal gerilme değerlerinin azalmasına neden olurken, kron/implant oranındaki artışın belirgin bir değişikliğe neden olmadığı izlenmiştir.

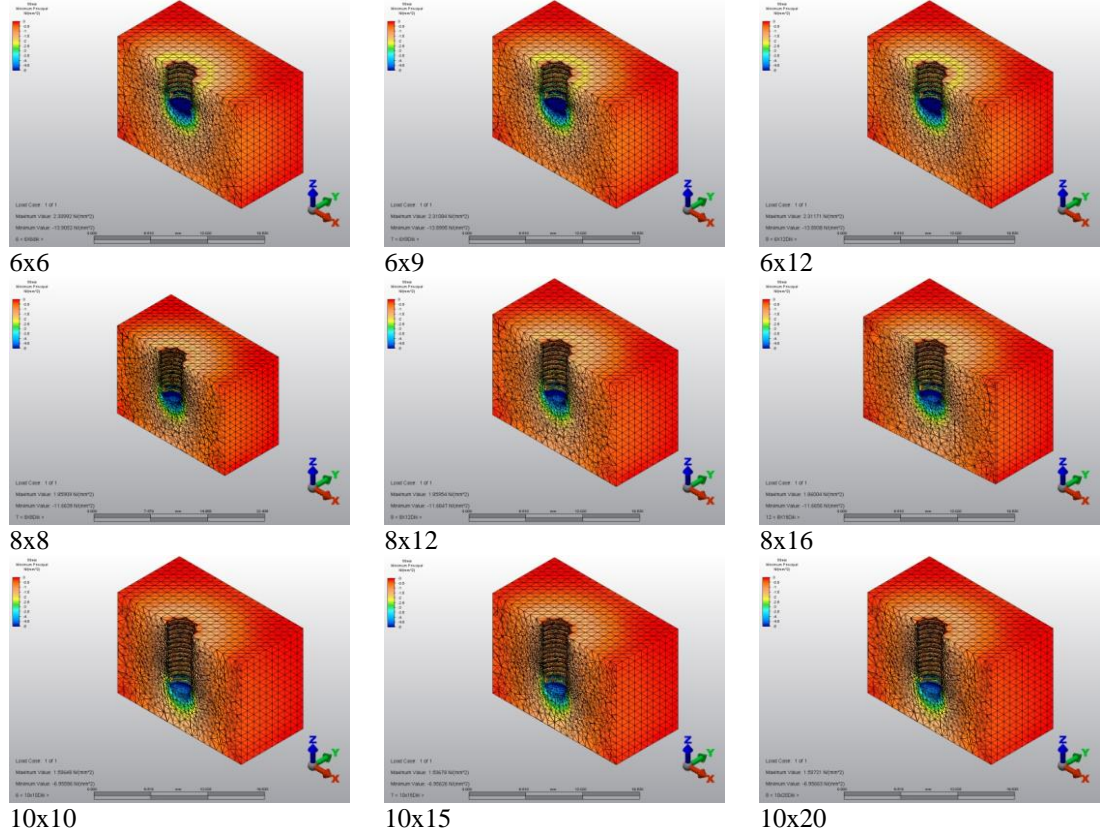


**Şekil 3.5.** Dik kuvvet uygulanan dokuz adet modelin spongiöz kemik maksimum asal gerilme değerleri.

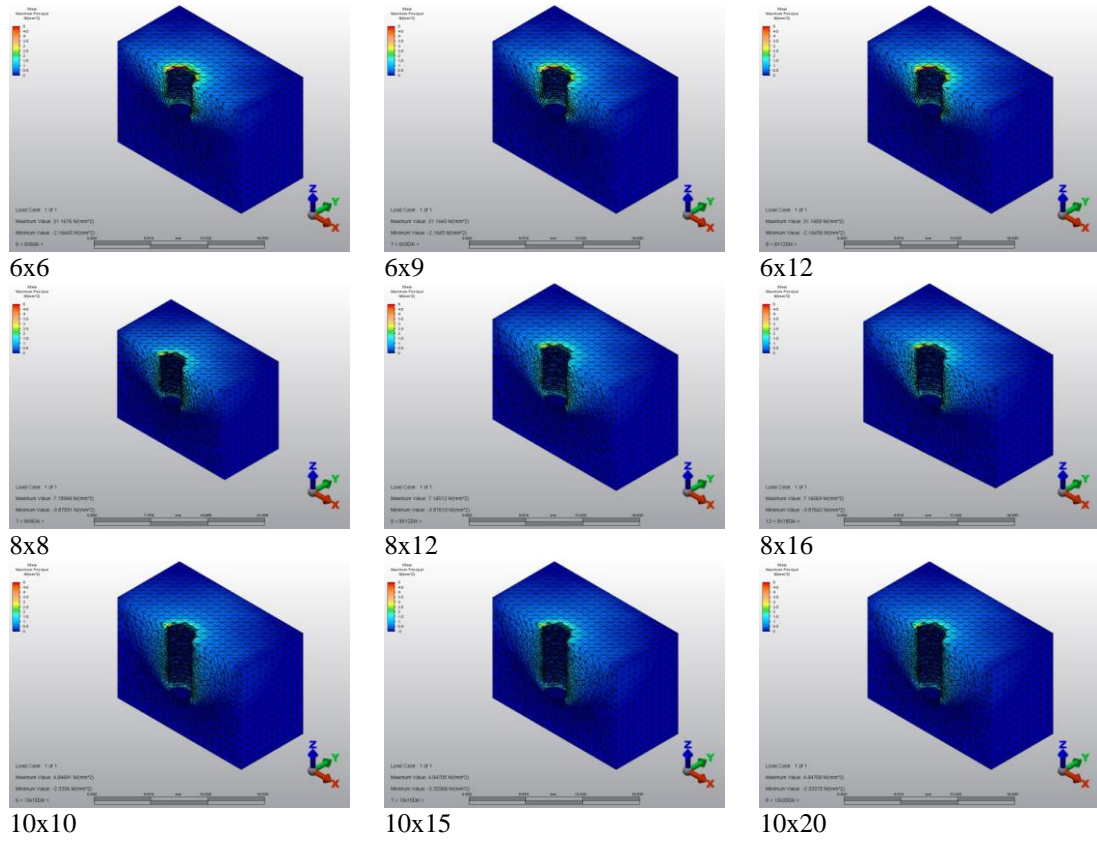


**Şekil 3.6.** Dik kuvvet uygulanan dokuz adet modelin spongiöz kemik en yüksek maksimum ve minimum asal gerilme değerleri.

İmplant uzunluğu 6 mm'den 8 mm'ye çıkartıldığında spongiöz kemikte oluşan stres değerlerinde %16, 10 mm'ye çıkartıldığında ise yaklaşık %27'lik bir azalma meydana geldiği gözlemlenmiştir.

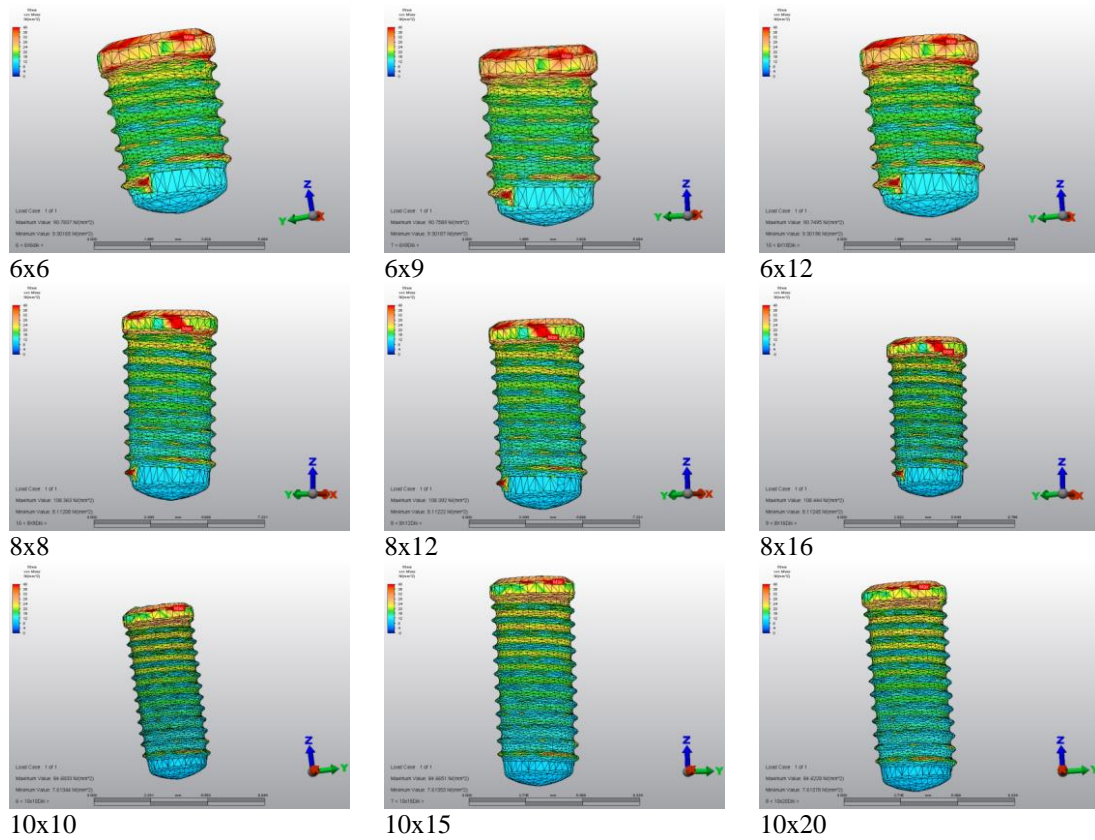


**Şekil 3.7.** Dik kuvvet uygulanan dokuz adet modelin spongiöz kemik minimum asal gerilme değerlerinin kesit görüntüsü.



**Şekil 3.8.** Dik kuvvet uygulanan dokuz adet modelin spongioz kemik maksimum asal gerilme değerleri kesit görüntüsü.

### 3.1.1.2. İmplant Von Mises Gerilme Değerleri



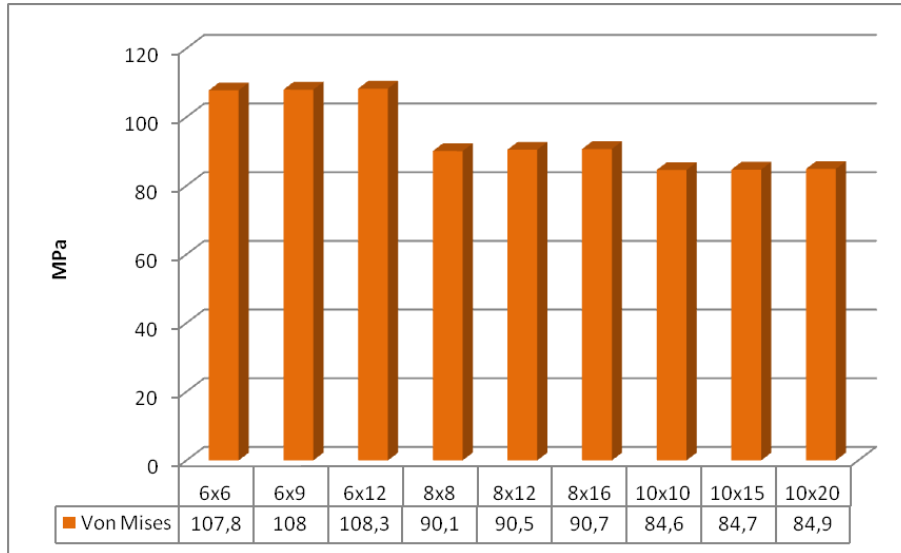
Şekil 3.9. Dik kuvvet uygulanan dokuz adet modelin implant Von Mises gerilme değerleri.

Bu gruptaki implantlarda meydana gelen Von Mises gerilme değerlerine bakıldığında, tüm implantların boyun kısmında ve en üst yivlerde en yüksek değerler elde edilmiştir.

İmplantlarda elde edilen en yüksek Von Mises gerilme değerleri karşılaştırıldığında en yüksek değer ortalama 108 MPa ile 6 mm'lik implantlarda, en düşük değer ise ortalama 84 MPa ile 10 mm'lik implantlarda tespit edilmiştir.

Dik kuvvet uygulanan bu gruptaki implantlarda meydana gelen Von Mises gerilme değerlerinin implant uzunluğu arttıkça azaldığı tespit edilmiştir. İmplant uzunluğu 6 mm'den 8 mm'ye çıkartıldığında oluşan stres değerlerinde %16, 10 mm'ye çıkartıldığında ise yaklaşık %22 oranında bir azalmanın olduğu gözlemlenmiştir.

Kron/implant oranındaki değişikliğin, dik kuvvet uygulanan bu grupta, implantlarda meydana gelen Von Mises gerilme değerlerini çok fazla etkilemediği tespit edilmiştir.



**şekil 3.10.** Dik kuvvet uygulanan dokuz adet modelin en yüksek implant Von Mises gerilme değerleri.

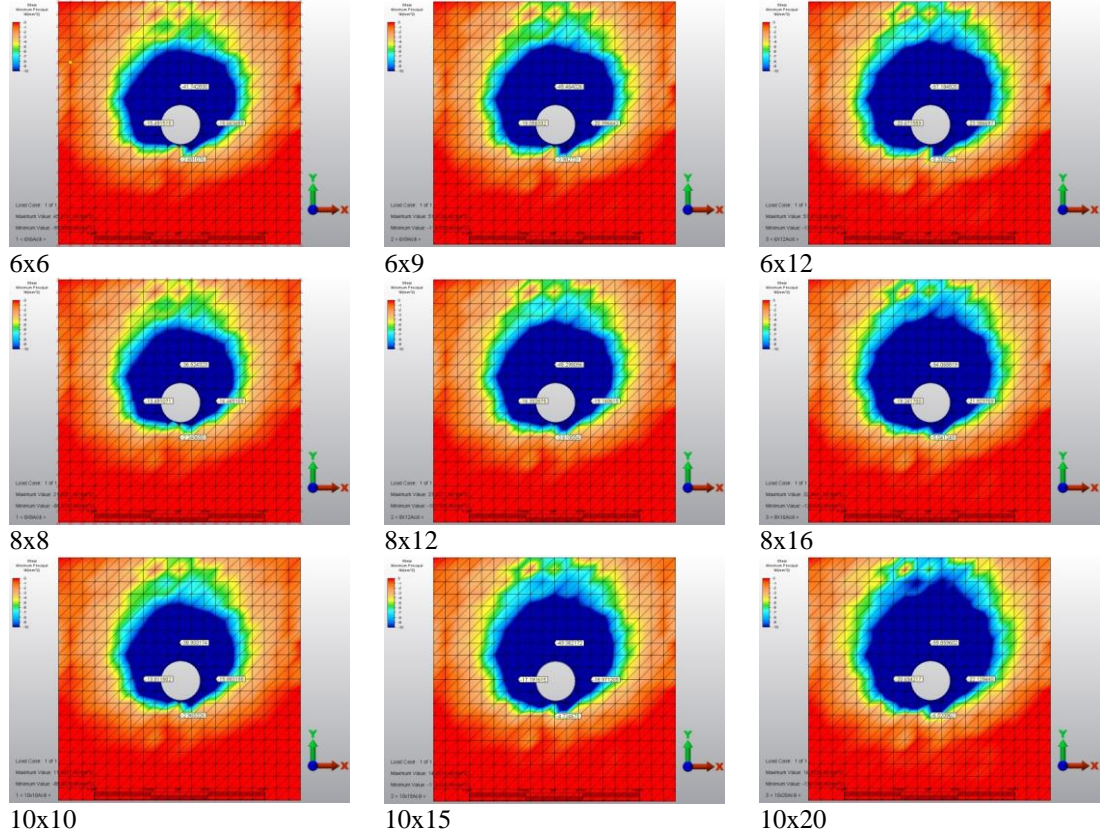
### 3.1.2. Oblik Kuvvet Uygulanan Modeller

Bu modellerde, implant üzeri metal destekli seramik kronlara mesiobukkal, bukkal ve distobukkal tüberkül tepelerinden yüzer olmak üzere toplam 300 N kuvvet 45°'lik açıyla bukkolingual yönde uygulanmıştır. Sonuçta kortikal ve spongioz kemikte oluşan minimum ve maksimum asal gerilme değerleri ile implantlarda meydana gelen Von Mises gerilme değerleri incelenmiştir.

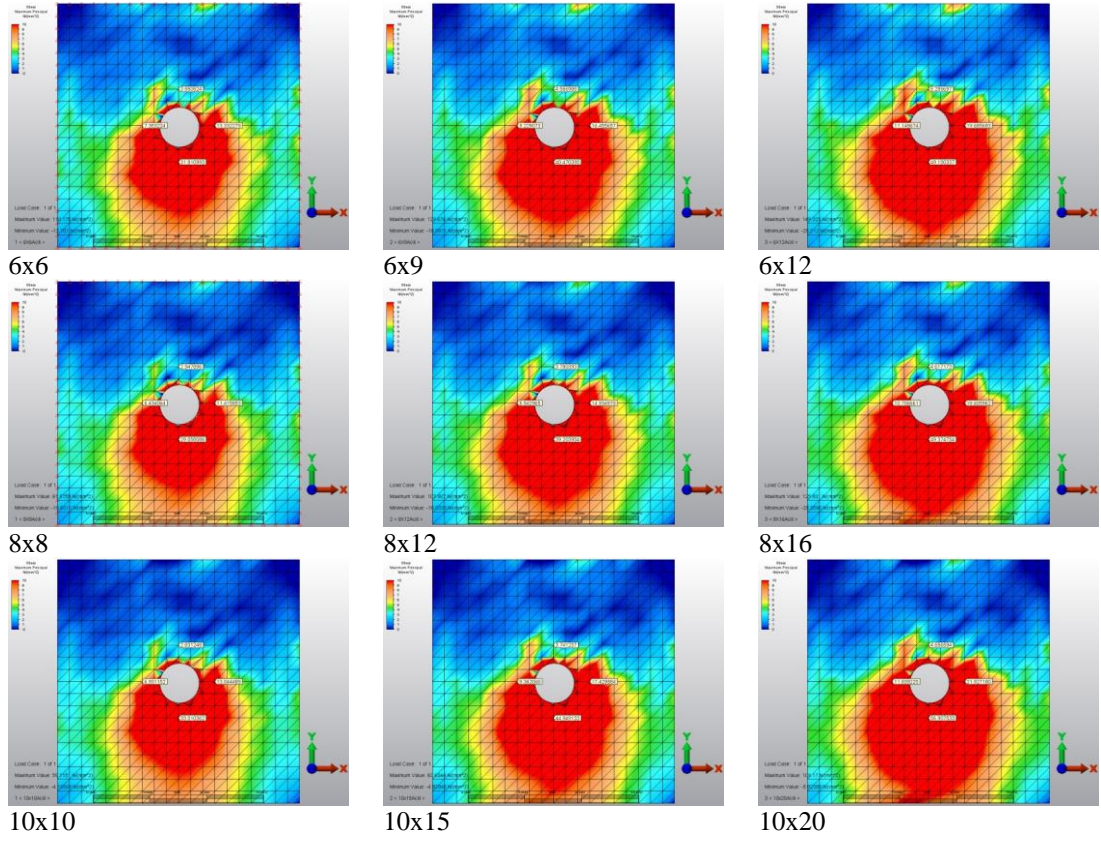
#### 3.1.2.1. Kortikal ve Spongioz Kemik Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Değerleri

Bu gruptaki modellerde kortikal kemikteki değerler incelendiğinde, implantların boyun kısmını çevreleyen kortikal kemiğin lingual kısmında minimum asal gerilme değerlerinin en yüksek olduğu izlenmiştir.

En yüksek minimum asal gerilme değeri, -59,85 MPa ile 2/1 kron/implant oranına sahip 10 mm'lik implantı çevreleyen kortikal kemiğin lingualinde, en düşük değer ise -36,52 MPa ile 1/1 kron/implant oranına sahip 8 mm'lik implantı çevreleyen kortikal kemiğin lingualinde izlenmiştir.



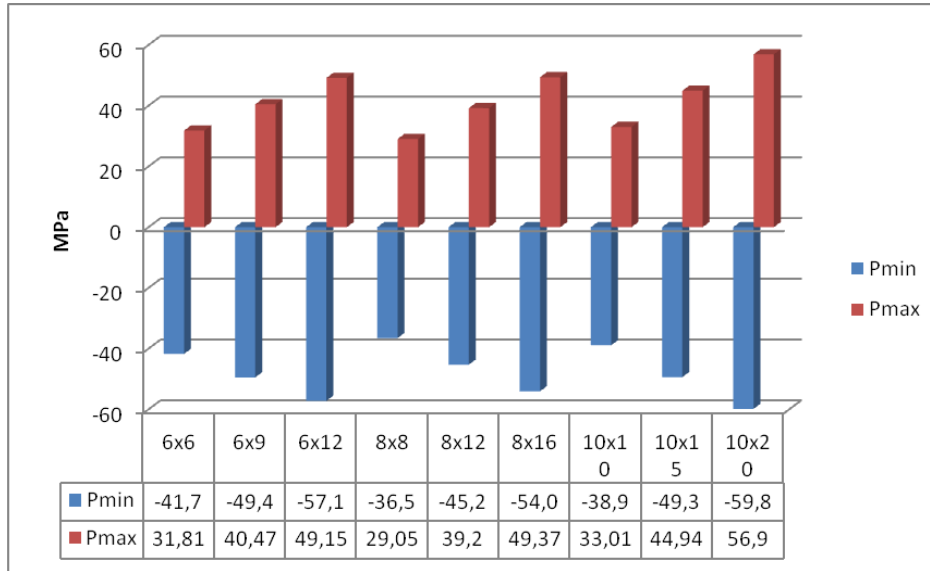
**Şekil 3.11.** Oblik kuvvet uygulanan dokuz adet modelin kortikal kemik minimum asal gerilme değerleri.



**Şekil 3.12.** Oblik kuvvet uygulanan dokuz adet modelin kortikal kemik maksimum asal gerilme değerleri.

Maksimum asal gerilme değerleri incelenecek olursa, en yüksek değer 56,9 MPa ile 2/1 kron/implant oranına sahip 10 mm'lik implantı çevreleyen kortikal kemiğin bukkalinde, en düşük değer ise 29,05 MPa ile 1/1 kron/implant oranına sahip 8 mm'lik implantı çevreleyen kortikal kemiğin bukklinde tespit edilmiştir.





**Şekil 3.13.** Oblik kuvvet uygulanan dokuz adet modelin kortikal kemik en yüksek minimum ve maksimum asal gerilme değerleri.

6 mm'lik implantlarda kron/implant oranı 1/1'den 1,5/1'e çıkartıldığında kortikal kemikte oluşan stres değeri 41,7 MPa'dan 49,4 MPa'ya çıkmış, yani %19 artmıştır. Aynı oran 1/1'den 2/1'e çıkartıldığında ise oluşan stres 41,7 MPa'dan 57,1 MPa'ya çıkmış, yani %37 artmıştır.

8 mm'lik implantlarda oran 1/1'den 1,5/1'e çıkartıldığında kortikal kemikte oluşan stres değeri 36,5 MPa'dan 45,3 MPa'ya çıkmış, yani %24 artmıştır. Aynı oran 1/1'den 2/1'e çıkartıldığında ise oluşan stres 36,5 MPa'dan 54 MPa'ya çıkmış, yani %47 artmıştır.

10 mm'lik implantlarda oran 1/1'den 1,5/1'e çıkartıldığında kortikal kemikte oluşan stres değeri 38,9 MPa'dan 49,3 MPa'ya çıkmış, yani %27 artmıştır. Aynı oran 1/1'den 2/1'e çıkartıldığında ise oluşan stres 38,9 MPa'dan 59,8 MPa'ya çıkmış, yani %54 artmıştır.

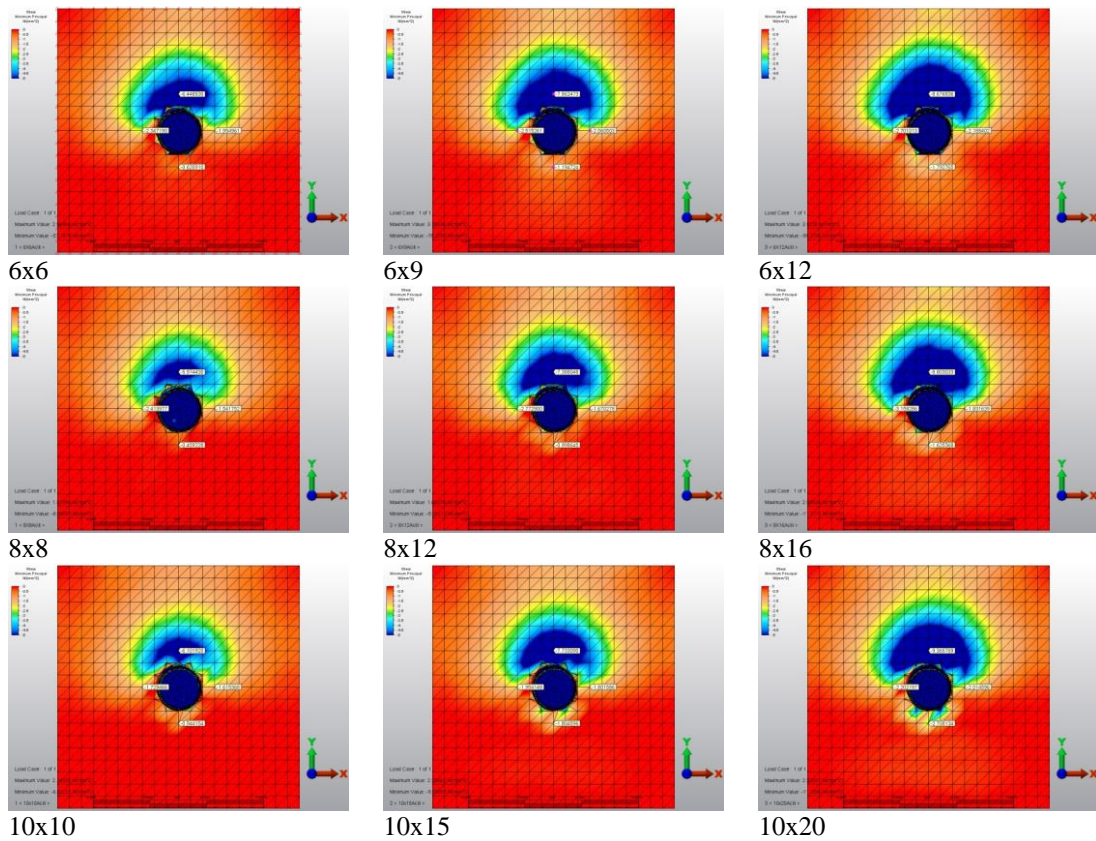
1/1 kron implant oranında sahip 6 mm, 8 mm ve 10 mm uzunluğundaki implantların kortikal kemikte oluşturdukları stres değerleri sırasıyla 41,7 MPa, 36,5 MPa ve 38,9 MPa'dır.

1,5/1 oranındaki stres değerleri ise 49,4 MPa, 45,3MPa ve 49,3 MPa'dır.

2/1 oranındaki stres değerleri ise 57,1 MPa, 54 MPa ve 59,8 MPa'dır.

Bu değerlerden de görüldüğü gibi kron/implant oranı arttıkça kortikal kemikte oluşan stres değerleri artma göstermiştir. Ayrıca en yüksek stres değerleri her oranda 6 mm'lik implantlarda diğerlerine oranla daha fazla çıkmıştır.

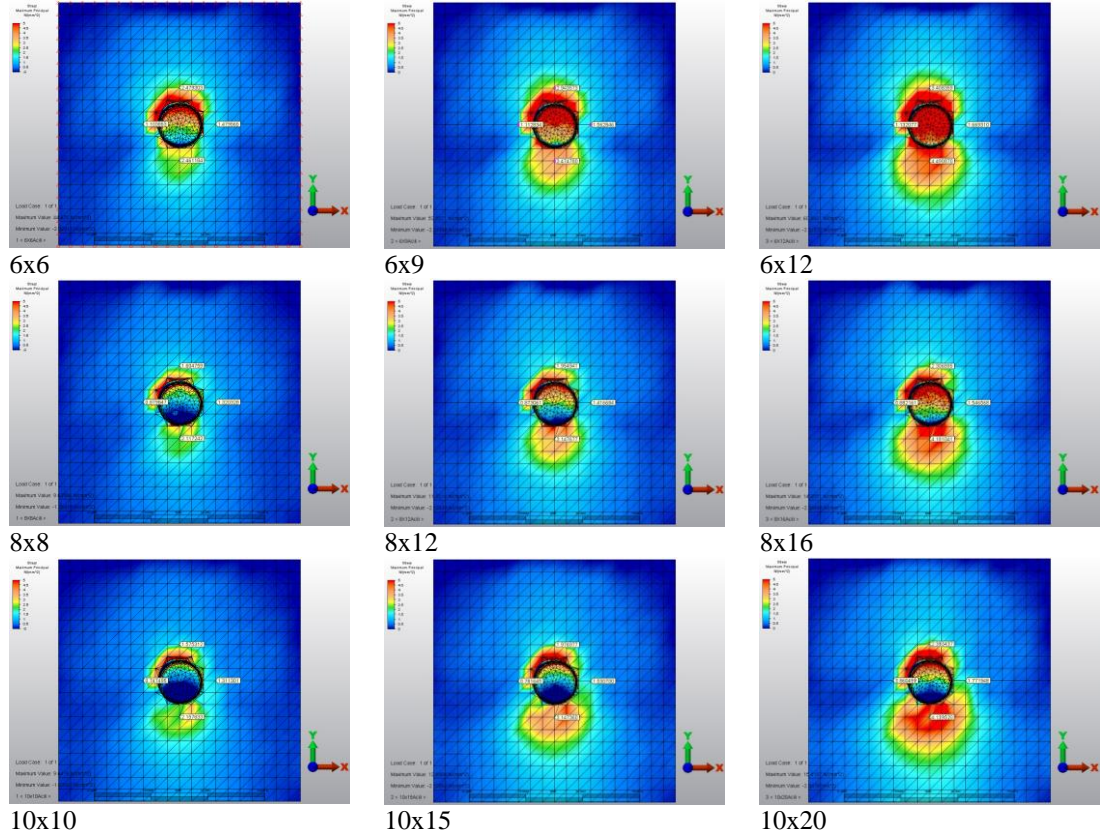
Bu gruptaki spongios kemikteki asal gerilme değerleri incelendiğinde ise streslerin implantı çevreleyen spongios kemiğin boyun ve apikal kısmında yoğunlaştığı izlenmiştir.



**Şekil 3.14.** Oblik kuvvet uygulanan dokuz adet modelin spongios kemik minimum asal gerilme değerleri.

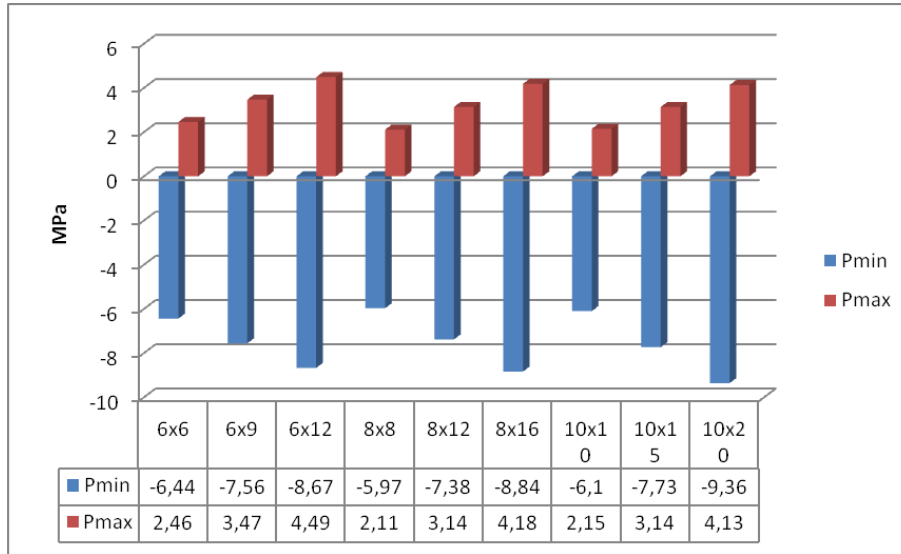
En yüksek minimum asal gerilme değeri, -9,36 MPa ile 2/1 kron/implant oranına sahip 10 mm'lik implantı çevreleyen spongios kemiğin lingual boyun ve apikal

bölgelerinde, en düşük değer ise -5,97 MPa ile 1/1 kron/implant oranına sahip 8 mm'lik implantı çevreleyen spongiöz kemiğin lingual boyun ve apikal bölgelerinde izlenmiştir.



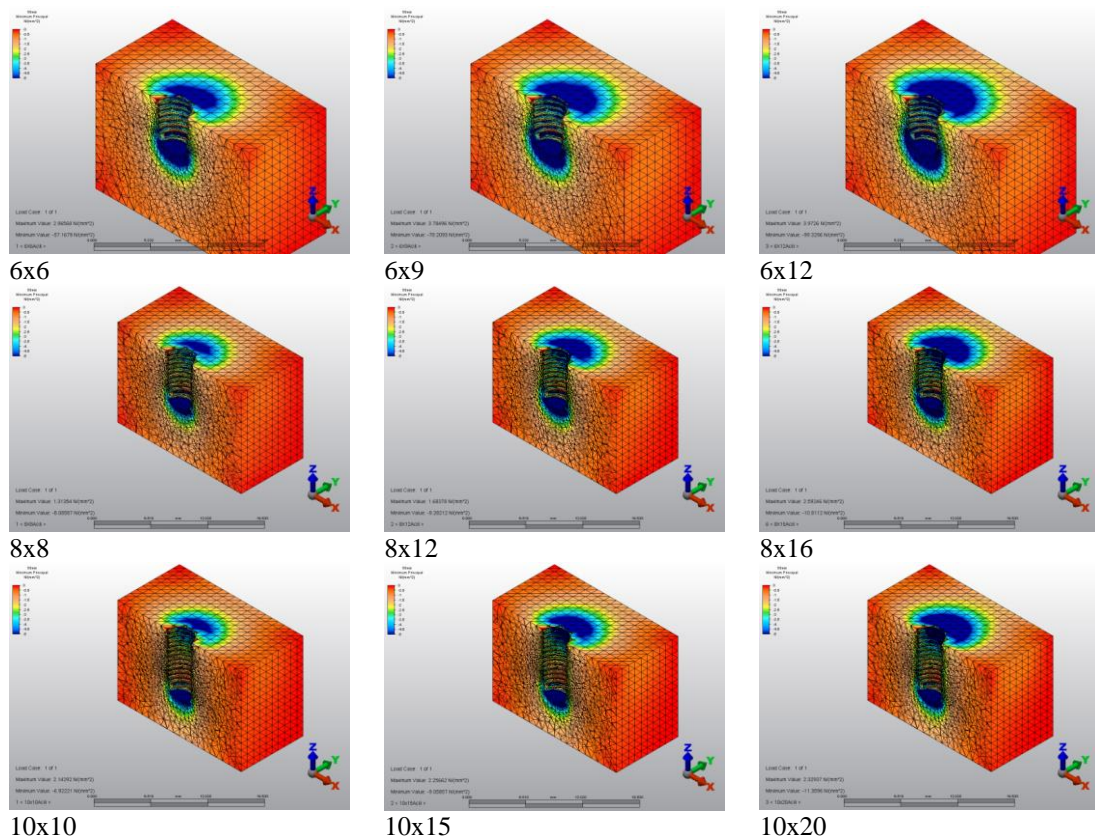
**Şekil 3.15.** Oblik kuvvet uygulanan dokuz adet modelin spongiöz kemik maksimum asal gerilme değerleri.

Maksimum asal gerilme değerlerine bakılacak olursa, en yüksek değer 4,49 MPa ile 2/1 kron/implant oranına sahip 6 mm'lik implantı çevreleyen spongiöz kemiğin bukkal boyun ve apikal bölgelerinde, en düşük değer ise 2,11 MPa ile 1/1 kron/implant oranına sahip 8 mm'lik implantı çevreleyen spongiöz kemiğin bukkal boyun ve apikal bölgelerinde izlenmiştir.

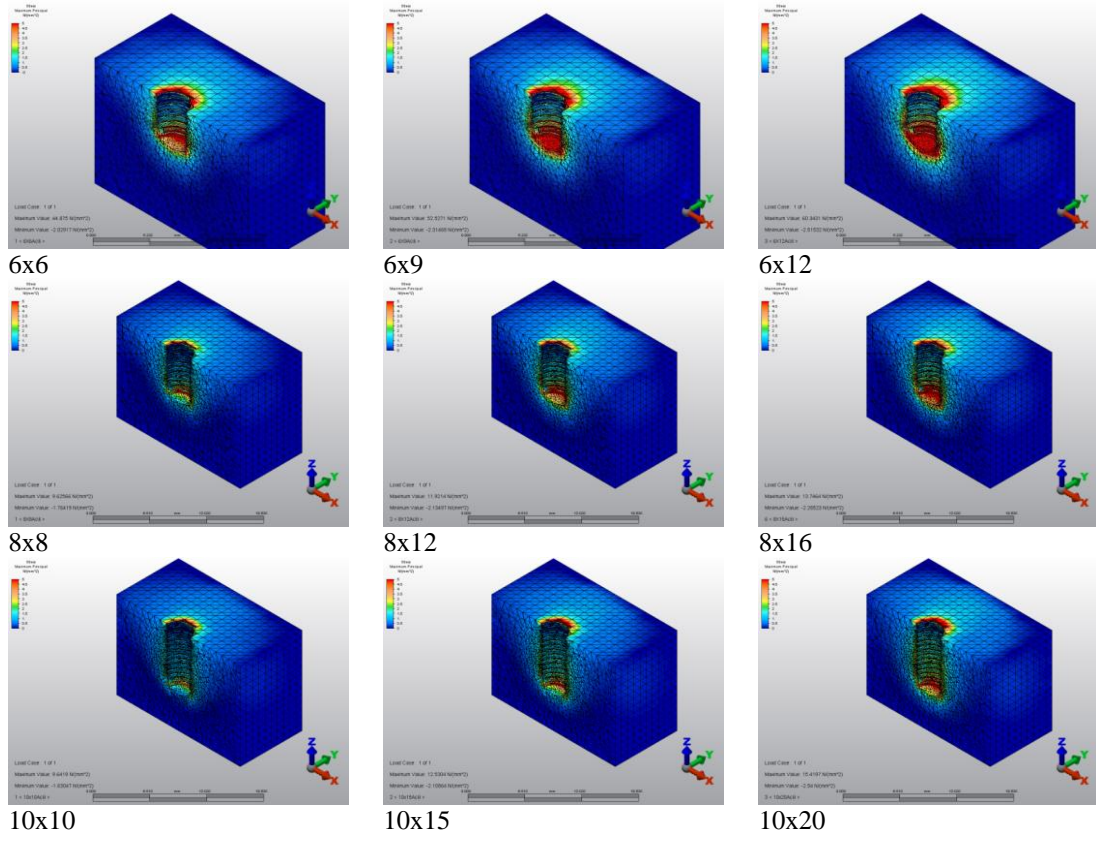


**Şekil 3.16.** Oblik kuvvet uygulanan dokuz adet modelin spongiöz kemik en yüksek minimum ve maksimum asal gerilme değerleri.

Spongiöz kemikte oluşan stres değerleri incelendiğinde bu değerlerin kron/implant oranındaki artışla doğru orantılı şekilde arttığı tespit edilmiştir.



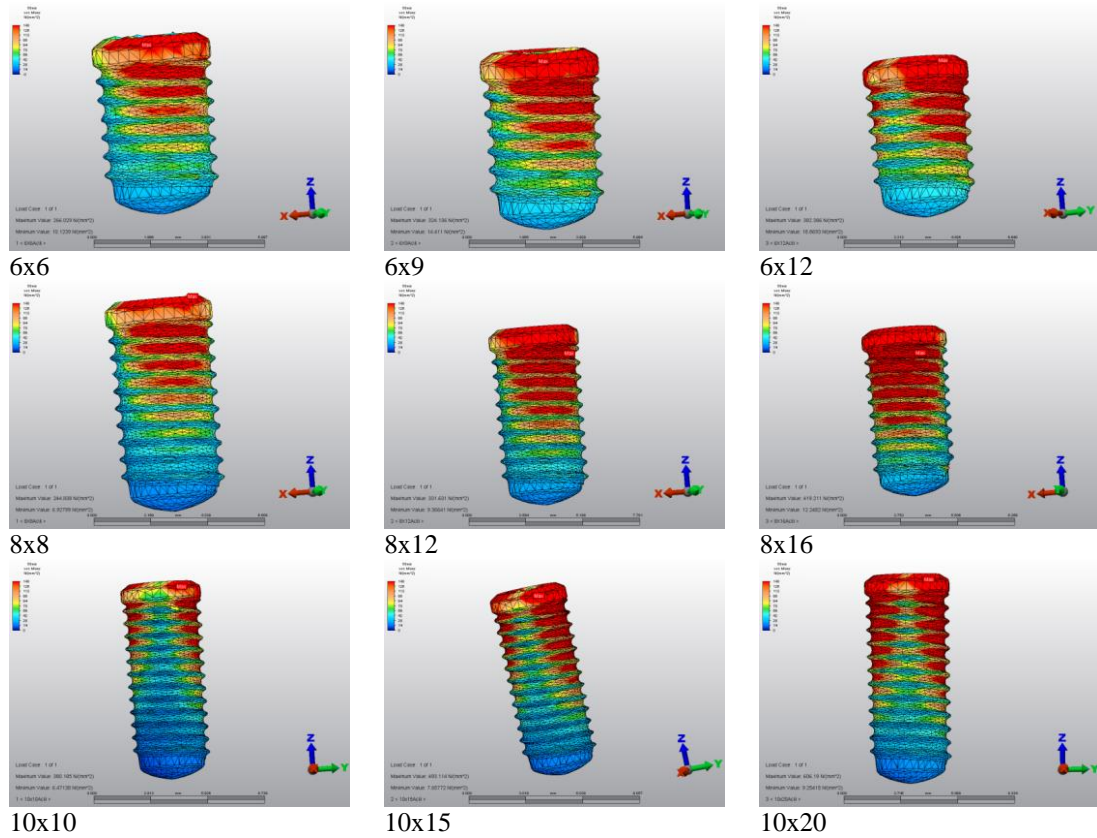
**Şekil 3.17.** Oblik kuvvet uygulanan dokuz adet modelin spongiöz kemik minimum asal gerilme değerleri kesit görüntüsü.



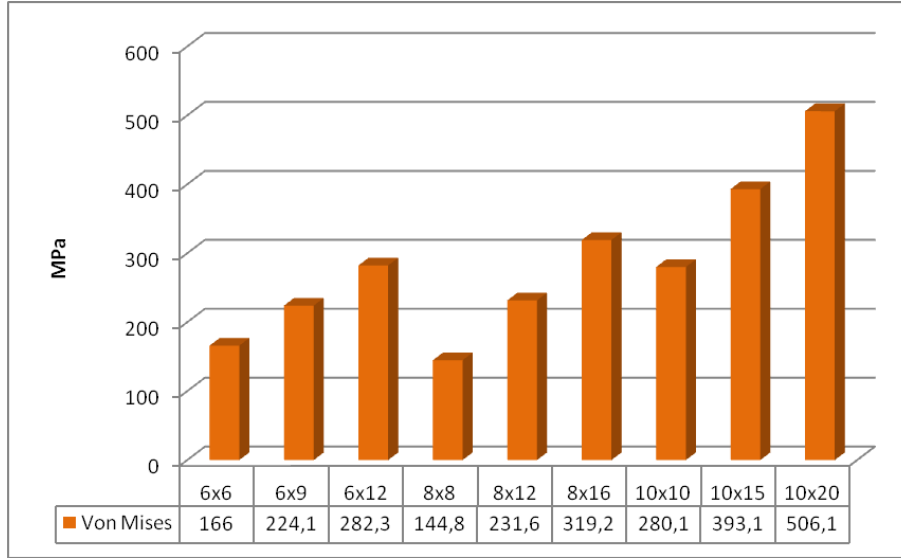
**Şekil 3.18.** Oblik kuvvet uygulanan dokuz adet modelin spongiöz kemik maksimum asal gerilme değerleri kesit görüntüsü.

### 3.1.2.2. İmplant Von Mises Gerilme Değerleri

Bu gruptaki implantlardan elde edilen Von Mises gerilme değerleri incelendiğinde; en yüksek değerlerin bütün implantların boyun bölgesinde ve kortikal kemiğe komşu yivlerde tespit edilmiştir. İmplantların Von Mises değerlerinin özellikle lingual ve bukkal kısımda yoğunlaştığı gözlenmiştir. En yüksek Von Mises değeri 506,1 MPa ile 2/1 kron/implant oranına sahip 10 mm'lik implantta tespit edilmiştir. Bu değer bu implantta bu kadar yüksek olmasının nedeni üst yapı olarak modellenen kronun uzunluğunun 20 mm olması olarak yorumlanabilir. En düşük değer ise 1/1 kron/implant oranına sahip 8 mm'lik implantta tespit edilmiştir.



Şekil 3.19. Oblik kuvvet uygulanan dokuz adet modelin implant Von Mises gerilme değerleri.



**Şekil 3.20.** Oblik kuvvet uygulanan dokuz adet modelin en yüksek implant Von Mises gerilme değerleri.

Aynı uzunluğa sahip implantlarda kron/implant oranındaki artışın Von Mises stres değerlerini de arttırdığı tespit edilmiştir.

6 mm'lik implantlarda kron/implant oranı 1/1'den 1,5/1'e çıkartıldığında Von Mises stres değerlerinde yaklaşık %34'lük, 2/1'e çıkartıldığında ise yaklaşık %70 oranında bir artış meydana gelmiştir.

8 mm'lik implantlarda kron/implant oranı 1/1'den 1,5/1'e çıkartıldığında Von Mises stres değerlerinde yaklaşık %60, 2/1'e çıkartıldığında ise yaklaşık %121 oranında bir artış meydana gelmiştir.

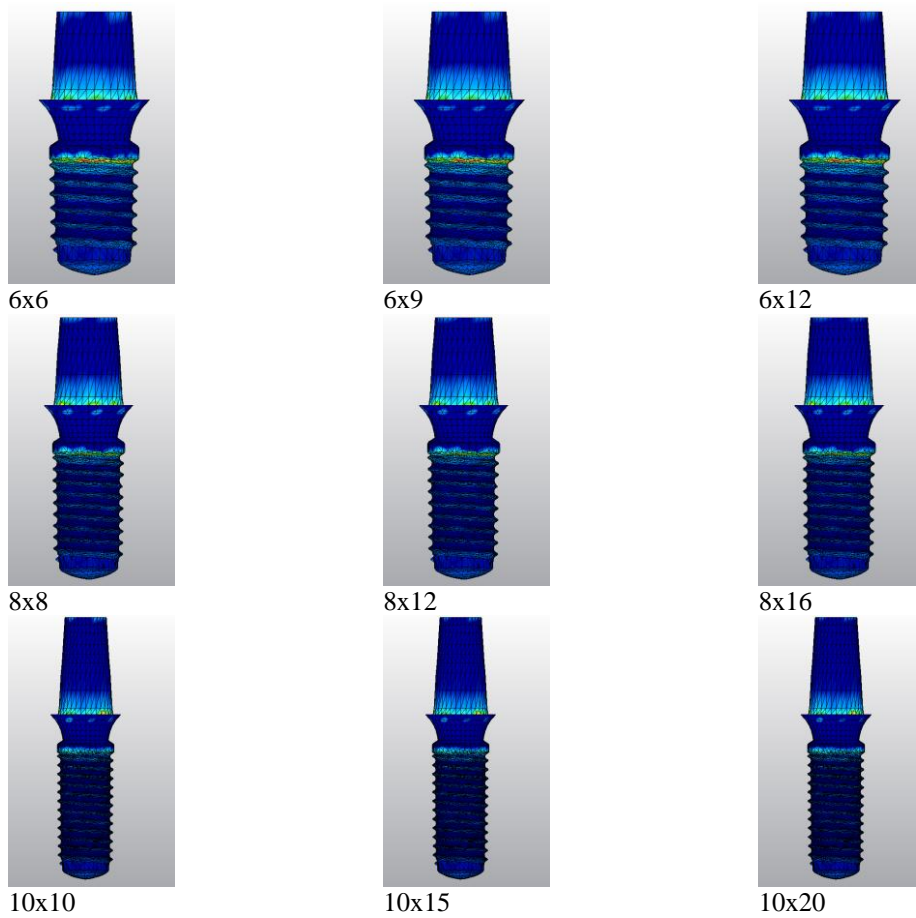
10 mm'lik implantlarda kron/implant oranı 1/1'den 1,5/1'e çıkartıldığında Von Mises stres değerlerinde yaklaşık %40, 2/1'e çıkartıldığında ise yaklaşık %81 oranında bir artış meydana gelmiştir.

### 3.2. Dik ve Oblik Kuvvet Uygulanan 9 Adet Modelin Dinamik Yükleme Değerlerinin İncelenmesi

Farklı kron/implant oranlarına sahip 6 mm, 8 mm ve 10 mm'lik implantlar için oluşturulan 9 adet modele ayrı ayrı yorulma testi uygulanmıştır. Deney sonuçları, farklı kron/implant oranlarıyla restore edilmiş farklı uzunluktaki tek diş implant üstü restorasyonların klinik başarısızlığın görüldüğü yükleme siklusu sayısını (KBSS) göstermektedir.

#### 3.2.1. Dik Kuvvet Uygulanan Modeller

Bu gruptaki dokuz adet modele, implant üstü kronun santral fossasından 300 N'luk kuvvet 1 Hz frekansta dik olarak uygulanmıştır.



Şekil 3.21. Dik kuvvet uygulanan dokuz adet modelin yorulma deneyleri sonuçları.



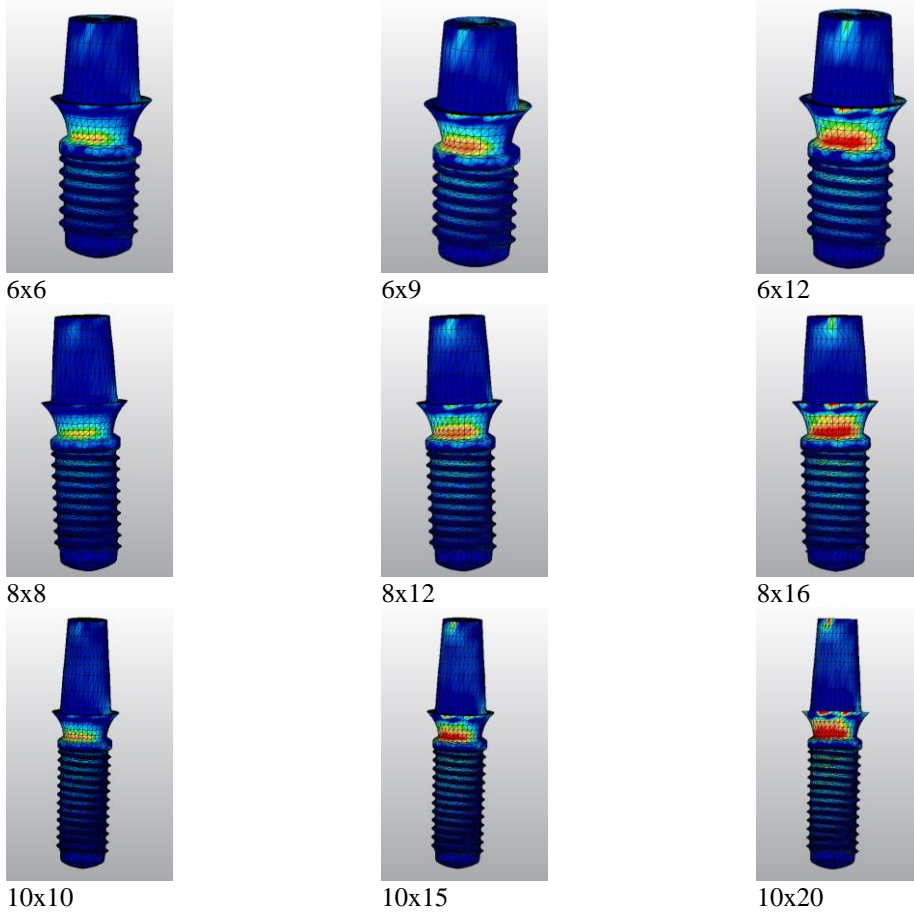
Bu grupta tespit edilen en yüksek KBSS değeri, 1/1 kron/implant oranına sahip 10 mm'lik implantta 9,4 milyon siklustur. En düşük değer ise 6,8 milyon siklus ile 2/1 kron/implant oranına sahip 6 mm'lik implantta tespit edilmiştir. Aşağıdaki tabloda, farklı kron/implant oranlarına sahip, farklı uzunluktaki implantlara dik kuvvet uygulanması sonucu elde edilen yorulma analiz sonuçları gösterilmiştir. Tabloda ayrıca KBSS değerleri yıllık çiğneme sayısına bölünerek yaklaşık klinik başarı süreleri öngörülmüştür.

**Çizelge 3.1.** Dik kuvvet uygulanan dokuz adet modelin yorulma deneyi sayısal sonuçları.

<b>İmplant</b>	<b>KBSS Değeri (milyon siklus)</b>	<b>Yaklaşık Klinik Başarı Süresi (yıl)</b>
6x6	7,5	18,7
6x9	7,1	17,7
6x12	6,8	17
8x8	8,8	22
8x12	8,4	21
8x16	8,2	20,5
10x10	9,4	23,5
10x15	9,2	23
10x20	8,9	22,2

### **3.2.2. Oblik Kuvvet Uygulanan Modeller**

Bu gruptaki 9 adet modele, implant üstü krona mesiobukkal, bukkal ve distobukkal tüberkül tepelerinden 100'er Newton olmak üzere toplam 300 N kuvvet 1 Hz frekansta 45°'lik açı ile bukkolingual yönde uygulanmıştır.

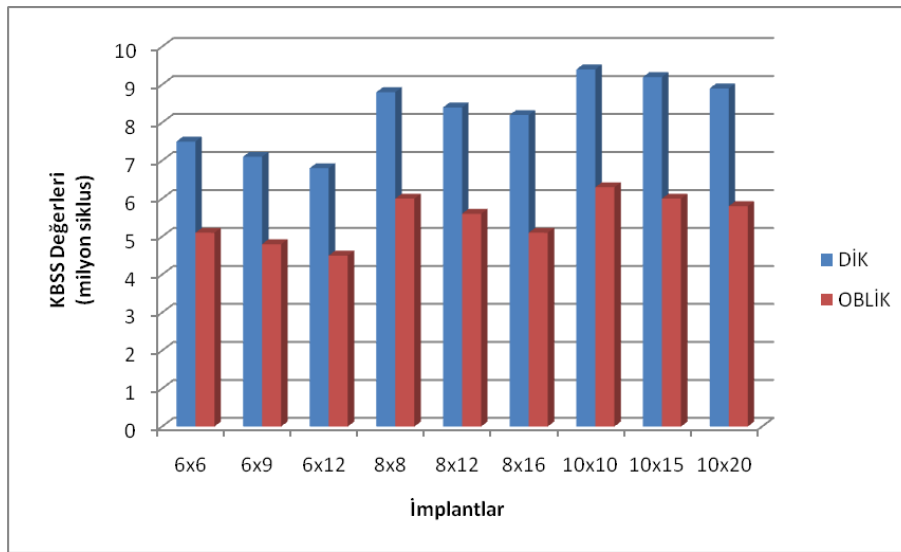


**Şekil 3.22.** Oblik kuvvet uygulanan dokuz adet modelin yorulma deneyi sonuçları.

Bu grupta tespit edilen en yüksek KBSS değeri, 1/1 kron/implant oranına sahip 10 mm'lik implantta 6,3 milyon siklustur. En düşük değer ise 4,5 milyon siklus ile 2/1 kron/implant oranına sahip 6 mm'lik implantta tespit edilmiştir. Aşağıdaki tabloda, farklı kron/implant oranlarına sahip, farklı uzunluktaki implantlara oblik kuvvet uygulanması sonucu elde edilen yorulma analiz sonuçları gösterilmiştir. Tabloda ayrıca KBSS değerleri yıllık çiğneme sayısına bölünerek yaklaşık klinik başarı süreleri öngörülmüştür.

**Çizelge 3.2.** Oblik kuvvet uygulanan dokuz adet modelin yorulma deneyi sayısal sonuçları.

İmplant	KBSS Değeri (milyon siklus)	Yaklaşık Klinik Başarı Süresi (yıl)
6x6	5,1	12,7
6x9	4,8	12
6x12	4,5	11,2
8x8	6	15
8x12	5,9	14,75
8x16	5,6	14
10x10	6,3	15,7
10x15	6	15
10x20	5,8	14,5



**Şekil 3.23.** Dik ve oblik kuvvet uygulanan dokuz adet modelin yorulma deneyi KBSS sonuçları.

#### 4. TARTIŞMA

Çalışmamızda, aynı çapta (4,1 mm) ve üç farklı uzunlukta (6 mm, 8 mm ve 10 mm) üç adet implant kullanılmıştır. Bu farklı boydaki implantlar üzerine kron/implant oranları 1/1, 1,5/1 ve 2/1 olacak şekilde üçer adet metal destekli seramik kron tasarlanmış ve toplam 9 adet çalışma modeli oluşturulmuştur. Bu modeller mandibular molar bölgeye yerleştirilerek belirli noktalardan dik ve oblik kuvvet ayrı ayrı uygulanmıştır. Uygulanan kuvvetler sonucunda, kortikal ve spongios kemikte meydana gelen maksimum ve minimum asal gerilme değerlerine, lokalizasyon ve dağılımlarına, implantlarda meydana gelen Von Mises gerilme değerlerine, lokalizasyon ve dağılımlarına ayrıca implant sisteminde meydana gelen metal yorgunluğuna kron/implant oranının etkisi 3 boyutlu sonlu eleman analiz yöntemi kullanılarak incelenmiştir.

Kemikle titanyum arasındaki osseointegrasyon kavramının Brenemark tarafından ortaya konulmasından bugüne kadar, implantlar ve klinik uygulamaları hakkında çok sayıda çalışma yapılmış, bu araştırmalar olumlu sonuçlar ortaya koymuş ve bunun paralelinde implantların klinik kullanımı yaygın bir hal almıştır.

Dental restorasyonların uzun dönem başarılarını etkileyen en önemli faktörlerin başında biyomekanik etkileşimler gelmektedir. Bu nedenle, restorasyonların daha uzun ömürlü olabilmeleri için en uygun biyomekanik koşullar sağlanmalıdır (Misch, 2005).

İn vivo ve in vitro çalışma yöntemleri kullanılarak implant ve çevresindeki dokuların stres analizini yapmak oldukça güçtür. Kırılgan vernik yönteminde numerik değerlerin elde edilememesi, gerinim ölçer yönteminde sadece ölçeklerin yapıştırıldığı bölgede ölçüm yapılması, fotoelastik analizde incelenecek modellerin epoksirezin materyalinden yapılmış olması ve dolayısıyla materyalin gerçeğe uygun olmaması bu metotların başlıca dezavantajlarıdır (Karl ve ark., 2009).

Literatürde stres değerlerinin incelendiği ve üç boyutlu sonlu eleman stres analizi yöntemi ve strain gauge ve fotoelastik stres analiz yöntemlerinin karşılaştırıldığı çalışmalarda, sonlu eleman stres analiz yönteminin daha başarılı olduğu belirtilmiştir (İplikçioğlu ve ark., 2003; Assuncao ve ark., 2009; Eser ve ark., 2009). Ayrıca bu yöntemle, sayısal sonuçların elde edilebilmesine ilave olarak, streslerin hangi bölgelerde ne kadar oluşacağı konusunda da ayrıntılı fikir alınabilmektedir (Karl ve ark., 2009).

Sonlu eleman stres analiz yöntemi (SESA), dental implant ve çevresindeki kemik dokunun biyomekanik incelemesi için kullanılan etkili yöntemlerden biridir. Bu yöntem, farklı implant ve protez tasarımlarının oluşturulması, yüklemenin büyüklüğü ve yönünün isteğe göre yapılması ve çeşitli klinik senaryoların modellenmesine olanak sağlayabildiği için çalışmalarda yaygın olarak kullanılmaktadır.

İki ve üç boyutlu sonlu eleman analizlerinin karşılaştırıldığı çalışmalarda, iki boyutlu analizlerin gerilme dağılımlarını yeterince detaylı yansıtmadığı, buna karşın üç boyutlu analizlerin hem geometri hem de yükleme koşulları açısından gerçeğe daha yakın olduğu bildirilmiştir ve üç boyutlu analiz kullanılması gerektiği vurgulanmıştır (İsmail ve ark., 1990; Darbar ve ark., 1994). Bu bilgiler doğrultusunda çalışmamızda üç boyutlu analiz metodu kullanılmıştır.

Daha çok mühendislik alanında kullanılan ve teorik bir yöntem olarak kabul gören üç boyutlu SESA, klinik durumların karmaşıklığı göz önünde bulundurulduğunda diğer stres analiz yöntemlerine oranla birçok avantaja sahiptir.

1. Düzenli bir geometriye sahip olmayan katılar ve farklı özelliklere sahip karmaşık yapılara uygulanabilirliği
2. Gerçek yapıya çok daha yakın bir model hazırlanabilmesi

3. İstenilen sayıda malzeme kullanılabilmesinin yanında araya yapay bir model materyali veya malzeme girmeden yapının mekanik özellikleri ile uygunluğunun mümkün olan en iyi şekilde elde edilebilmesi
4. Gerilme dağılımının çok hassas olarak elde edilebilmesi
5. Deneysel aracın kolaylıkla kontrol edilebilmesi ve sınır koşullarının değiştirilebilmesi (Eskitaşcıoğlu ve ark., 1996).

Sonlu eleman stres analizinde asıl modelden elde edilen bir matematiksel model kullanılır ve bu modelin doğal tamamıyla aynen yansıtamadığı belirtilmiştir. Yöntemde analizler matematiksel denklemlerin çözümüyle oluşturulduğundan, kullanılan bilgisayar programı ve bu programı kullanarak analizi yapan bireye bağlı faktörler sebebiyle de, elde edilen sonuçların yaklaşık sonuçlar olduğu gözardı edilmemelidir. Bu nedenle sonuçların diğer testler ve klinik çalışmalarla tamamlanması faydalı olacaktır (Şimşek ve ark., 2006).

Sonlu eleman stres analiz yönteminde matematik modelin eleman sayısı ve bu elemanların şekli, sonuçlar ve durumun gerçeğe en yakın haliyle bilgisayarda simüle edilmesi için dikkat edilmesi gereken önemli faktörlerdendir. Eleman ve düğüm sayısı arttıkça gerçek modele en yakın matematiksel model elde edilir (Akagawa ve ark., 2003). Çalışmamızda, modellerde mümkün olduğu kadar 8 nodlu elemanlar, modellerdeki yapıların merkezine yakın bölgelerde ise yapının tamamlanabilmesi için 7, 6, 5 ve 4 nodlu elemanlar kullanılmıştır. Bu sayede, en yüksek düğüm noktalı elemanlar ile en yüksek kalitede ağ yapısı oluşturulmaya çalışılmıştır.

Matematiksel modellerde kullanılan setlere verilen elastisite modülü, setler arasındaki esas farklılığı oluşturmaktadır. Elastisite modülündeki değişiklikler analiz sonuçlarını da etkiler. Bu sebeple çalışmada kullanılan elastisite modül değerlerinin canlı dokuların elastisite modüllerine benzer olması sonuçların doğruluğu açısından çok önemlidir (Baggi ve ark., 2008). Çalışmamızda implantların, kortikal ve

spongioz kemiğin, metal altyapının, porselenin elastik modülleri ve poisson oranları literatürdeki çalışmalarda en çok kullanılan değerler dikkate alınarak belirlenmiştir.

Klinik uygulamalar ve literatür bilgilerinin ışığında çalışmamızda üst yapı olarak Cr-Co alaşımı ve feldspatik porselen kullanılmıştır. Cr-Co alaşımı yüksek çekme direnci ve yüksek elastisite modülüne sahiptir. Yüksek elastisite modülü esnemeyi azaltıp, streslerin daha uygun dağıtılmasına ve daha dengeli bir yük transferine olanak sağlar. Sertgöz (1997), implant üstü restorasyonların komplikasyonlarının önlenmesi için rijit malzemelerin kullanımının önemli olduğunu belirtmiş, biyomekanik açısından en uygun malzemelerin altyapı için Cr-Co, oklüzal yüzeyler için porselen olduğunu bildirmiştir.

Literatürde, sonlu eleman stres analiz çalışmalarında implantların anatomik olmayan çene modelleri, yani kutu veya silindir şeklindeki modellere yerleştirildiği çalışmalar mevcuttur. Akça ve Çehreli (2006), yaptıkları çalışmada, implantları silindirik kemik modeline yerleştirmişler, böylece kemiğin bölgesel anatomik değişkenlere bağlı etkilerinin ortadan kaldırıldığını belirtmişlerdir. Anatomik olarak çene kemiğinin modellenmesine gerek olmadığı, oluşan streslerin daha doğru bir biçimde incelenebilmesi için implant çevresinde daha küçük fakat detaylı bir çene modelinin daha uygun olacağını belirten çalışmalar sayesinde, daha küçük modellemelerle elde edilen elementler ile daha uygun bir eleman ağının olduğu vurgulanmıştır. Bu nedenle çalışmamızda mandibular molar bölgeyi temsil etmesi için kutu şeklinde kemik modellemesi yapılmıştır.

İncelenen sonlu eleman stres analizi çalışmalarında stresin kortikal kemikte yoğunlaştığı vurgulanmaktadır. Bu nedenle bazı çalışmalarda sadece kortikal kemik modellemesi yapılmıştır (Mammadzade, 2009). Diğer taraftan kortikal kemiğin spongioz kemikle birlikte modellendiği çalışmalar da mevcuttur. Literatürde kortikal kemik kalınlığı değişiklik göstermekle birlikte, kısa implantların uygulandığı yetersiz kemik bölgelerindeki anatomik durum da göz önüne alınarak, çalışmamızda kortikal kemik kalınlığı 1 mm olarak modellenmiştir.

Mandibular molar bölgede hazırladığımız kemik modeli, klinikte yaygın rastlanan durum ve literatür incelemesi sonucu D2 tip kemik olarak modellenmiştir. Mandibula ve maksillanın değişik bölgelerindeki kemiğin kalite ve miktarı farklılıklar göstermektedir. Mandibulada posteriora doğru gidildikçe kortikal kemik kalınlığı azalırken, spongioz kemiğin pörözitesi artar (Sevimay ve ark., 2005).

Diğer sonlu eleman stres analizi çalışmalarına paralel olarak çalışmamızda, kemiğin homojen, lineer ve izotropik olduğu ve implantların kemiğe %100 oranında osseointegre olduğu kabul edilmiştir. Klinik incelemelerde bu durumun mümkün olmadığı bilinmesine rağmen, stres analizlerinde yeterli bir analiz ortamı oluşturmaktadır (Degidi ve ark., 2003). Piatelli ve ark. (1996), çalışmalarında, implant-kemik temasını %60 olarak bildirmişlerdir. Degidi ve ark. (2003), ise bu oranın asitle pürüzlendirilmiş yüzeye sahip implantlarda %61,3 olduğunu bildirmişlerdir.

Çalışmamızın gereç ve yöntemi, kullanılan materyallerin özellikleri incelenen literatürlerde belirlenen değerlerin doğru olduğu varsayımına dayanılarak oluşturulmuştur. Çalışmada modellediğimiz yapıların hepsi homojen, izotropik ve lineer elastik olarak kabul edilmiştir. Fakat, çalışmamızda modellediğimiz yapıların canlı dokular olduğu düşünülecek olursa, yapıların özelliklerinin belirttiğimiz özelliklerden farklı olacağı bilinmelidir. Literatürde kortikal kemik için sadece transvers yönde izotropik olduğu ve yapısının homojen olmadığı belirtilmektedir (Baggi ve ark., 2008). Çalışmamızda kullandığımız bütün materyallerin tüm yüzeylerinin temasta oldukları ve osseointegrasyonun %100 olduğu kabul edilmiştir. Literatür incelendiğinde sonlu eleman stres analizi çalışmalarında bu durum aynı şekilde kabul edilmektedir. Buna bağlı olarak, stres dağılımının canlı dokulardakilere göre farklılık gösterebilme ihtimali unutulmamalıdır. Bu durum, çalışmamızın yönteminin en önemli kısıtlamalarındandır.

Stern ve ark. (1995), molar bölgede oklüzal kuvveti 130-395 N olarak bildirmiştir. Stern ve Zarb (1996), ise maksimum ısırma kuvvetini bu bölgede yaklaşık olarak 275 N olarak belirtmiştir. Ferrario ve ark. (2004), çalışmalarında yine bu bölgedeki



ısıрма kuvvetini bayanlarda ortalama 235 N, erkeklerde ise 306 N olduğunu belirtmiştir. Bu konuda yapılmış benzer çalışmalarda molar bölgedeki ısırma kuvvetleri 200-890 N arasında değişmektedir.

Tek implantlarla yapılan sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarında farklı büyüklükteki kuvvetlerin dikey ve oblik uygulandığı görülmektedir. Farklı büyüklükteki oblik kuvvetlerin 15, 30, 45, 60 ve 75 derece açılarla uygulandığı çalışmalar mevcuttur (Morneburg ve Pröschel, 2002; Ikebe ve ark., 2005).

Bu bilgiler doğrultusunda, çalışmamızda 300 N'lik kuvvet, alt altı numaralı implant üstü krona bukkalden linguale doğru 45<sup>0</sup> açıyla oblik olarak ve yine aynı kuvvet kronun santral fossasına dik olarak uygulanmıştır. Dik ve oblik kuvvetlerin uygulama noktaları Okeson'un bildirmiş olduğu oklüzyon temas noktalarıdır (Okeson, 2008). Bu durum klinik uygulamaları en doğru şekilde yansıtmaktadır. Ayrıca dinamik yükleme sonuçlarını değerlendirebilmek için aynı büyüklükteki kuvvet aynı açılarla implantlarda yorgunluk oluşuncaya kadar uygulanmıştır.

Diş çekimlerini takiben alveolar krette yıkımlar meydana gelir. Bu nedenle, özellikle posterior bölgelerde, kron uzunluğu artmış restorasyonların yapılması zorunluluğu ortaya çıkmaktadır. Kret rezorbsiyonu ve mandibular sinirin varlığı nedeniyle yeterli kemik hacminin mevcut olmaması sonucu bu bölgelerde kısa implantların kullanımını endike hale gelir. Bu klinik durumda ise kron/implant oranı, biyomekanik olarak en fazla dikkat edilmesi gereken konuyu oluşturur.

Kron boyu, implant-kron birleşimindeki yük dağılımlarını etkilemektedir. Kron boyu dikey kaldıraç olarak etki gösterdiğinden, kron boyu arttıkça oblik kuvvetlerin oluşturduğu moment etkisi de artar. Kron yüksekliğindeki 1 mm'lik artış sonucu oluşan kuvvetin %20 kadar artacağı bildirilmiştir (Misch, 2005).

Doğal dişlerdeki kron/kök oranı ideal olarak 2/3, minimum ise 1/1'dir (Shillinburg ve ark., 1997). İmplant üstü kronların uzunluğu, kemik rezorpsiyonu nedeniyle doğal anatomik kron boyundan daha fazla olacaktır.

İmplant destekli protezlere gelen aşırı yükler, kemik yapıda rezorpsiyonlara, implantlarda kırılmalara, implant abutment bağlantılarında problemlere veya üst yapıda kırılmalara neden olabilir. Bu stres dağılımını dengelemek için kron/implant oranı, implant geometrisi, implant materyali, üst yapı materyali, implantı çevreleyen kemik dokusu ve implantın yerleştirme açısına dikkat edilmelidir.

Literatürde başarısız olarak kabul edilen implantların çoğunda implantın boyun bölgesini çevreleyen kemikte yıkım olduğu, kaybedilen bu implantların uygun olmayan yüklemeler sonucu meydana geldiği bildirilmiştir (Okumora ve ark., 2010). Yapılan diğer çalışmalarla paralel olarak çalışmamızda da stresleri en çok karşılayan ve absorbe eden kemik tabakasının boyun bölgesindeki kortikal kemik tabakası olduğu gözlemlenmiştir.

Osseointegre olmuş implantların kemiğe doğrudan temasları nedeniyle, üst yapılarına gelen kuvvetler çevre kemik dokusuna doğrudan iletilmektedir. Doğal dişler sahip oldukları periodontal ligament sayesinde gelen kuvvetleri dengeleyebilme özelliğine sahipken, osseointegre olmuş implantlarda bu mekanizma mevcut değildir. Bu nedenle, implant uygulanacak bölge iyi değerlendirilmeli, bölgeye uygun tasarımdaki implantlar tercih edilmeli ve stresleri dengeli bir şekilde dağıtacak üst yapı tasarımları uygulanmalıdır.

Kemik gibi kırılğan özelliğe sahip dokuların stres değerleri için daha güvenilir sonuçlar veren principle stres değerlerinden yararlanılırken, titanyum gibi materyallerde ise Von Mises stres değerlerinden faydalanılmıştır. Von Mises gerilme değerleri meydana gelen streslerin dağılımı ve yoğunluğu hakkında fikir verirken tipi hakkında fikir vermez. Streslerin sıkışma veya çekme şeklinde olup olmadığı ve hangisinin daha etkin olduğu hakkındaki bilgiler principle stres değerleri ile anlaşılmaktadır. Bu değerlerin pozitif olanları gerilme tipi kuvvetleri, negatif olanları

ise sıkışma tipi kuvvetleri ifade etmektedir. Mutlak değer olarak büyük olan stres değeri ise hangi tip kuvvetin daha etkin olduğunu göstermektedir (İplikçioğlu ve Akça, 2002).

Çalışmamızda Straumann firmasına ait tissue level implantlardan aynı çapta (4,1 mm), üç farklı uzunlukta (6 mm, 8 mm ve 10 mm) üç implantı modellenmiştir. Bu implantların üzerlerine kron implant oranı 1/1, 1,5/1 ve 2/1 olacak şekilde üçer adet kron modellenerek toplam dokuz adet çalışma grubu oluşturulmuştur.

Yapılan literatür taraması sonucunda 10 mm'lik ve 4,1 mm çapındaki implantın standart implant olduğu, bu uzunluktan daha kısa uzunluktaki implantların kısa implant olarak nitelendirildiği belirtilmiştir (Anibaldi ve ark., 2012; Rainer ve ark., 2012). Bu nedenle çalışmamızda 6 mm ve 8 mm uzunluğundaki kısa implantlardaki sonuçlar 10 mm uzunluğundaki standart implantın sonuçlarıyla ve ayrıca kendi aralarında kıyaslanmıştır.

Uygulanan yükleme şekillerine göre iki tür sonlu eleman stres analizi vardır. Bunlar; statik ve dinamik analizlerdir. Hızlı mandibular hareketler söz konusu olduğunda dinamik analizler; diş sıkma ve gıcırdatma hareketleri gibi yavaş hareketler söz konusu olduğunda ise statik analizler uygulanır (Khani ve ark., 2009). Çalışmamızda kısa implantlar için hem statik hem de dinamik analizler kullanılmıştır.

Dik ve oblik kuvvet uygulanan dokuz adet modelin statik yükleme sonuçları karşılaştırıldığında; oblik kuvvet uygulanan modellerde, dik kuvvet uygulanan modellere oranla kemik yapıda daha yüksek minimum ve maksimum asal gerilme değerleri ve implantlarda da daha yüksek Von Mises değerleri elde edilmiştir. Hem dik hem de oblik kuvvet uygulamalarında, modellerdeki spongiöz kemikte meydana gelen stres değerleri kortikal kemikte meydana gelenlerden düşük olduğu tespit edilmiştir. En yüksek stres değerleri implantlarda meydana gelmiştir.

Dik kuvvet uygulanan modellerde kortikal kemikte tespit edilen en yüksek minimum asal gerilme değeri 2/1 kron/implant oranına sahip 6 mm'lik implantı çevreleyen kemikte tespit edilmiştir. 11,4 MPa olarak tespit edilen bu değer, kron/implant oranının azalmasından çok fazla etkilenmemiştir. En düşük değer ise 8,3 MPa ile 1/1 oranındaki 10 mm'lik implantı çevreleyen kemikte tespit edilmiştir. Maksimum asal gerilme değerleri ise oldukça düşük izlenmekle birlikte en yüksek değer 3,3 MPa ile 2/1 oranındaki 6 mm'lik implantı çevreleyen kemikte, en düşük değer ise 2,5 MPa ile 1/1 oranındaki 10 mm'lik implantı çevreleyen kemikte tespit edilmiştir.

Spongios kemikten elde edilen stres değerleri ise kortikal kemikteki değerlere oranla oldukça düşük seviyelerde izlenmiştir.

Kron/implant oranındaki artış kemikte meydana gelen stres değerlerini oldukça düşük oranda etkilerken implant uzunluğundaki artış streslerin azalmasına neden olmuştur. Aynı kron/implant oranına sahip implantlarda implant uzunluğunun 6 mm'den 8 mm'ye çıkması meydana gelen stresleri yaklaşık %15 azaltırken, 10 mm'ye çıkması ise stresleri yaklaşık %28 azaltmıştır.

İmplant Von Mises değerlerine baktığımızda; en yüksek değer 2/1 kron/implant uzunluğuna sahip 6 mm'lik implantta elde edilmiştir. 108,3 MPa olarak tespit edilen bu değer, 550 MPa olan titanyumun tolere edebildiği stres değerinden oldukça düşüktür. En düşük değer ise, 84,6 MPa ile 1/1 kron/implant oranına sahip 10 mm'lik implantta tespit edilmiştir.

Çalışmamızın asıl sonuçlarını belirleyecek olan yükleme koşulunun oblik yükleme koşulu olduğu düşünülmüştür. Bu düşüncenin sebebi, esas yıkıcı kuvvetlerin yatay kuvvetlerin olması ve dik yükleme koşulunda çok belirgin olmayan asıl yıkıcı stres birikimlerinin oblik yükleme koşulunda daha belirgin bir şekilde meydana gelmesidir (Holmgren ve ark. 1998).

Çalışmalarda, stres analizleri incelendiğinde oblik yapılan yüklemelerin, oklüzal kuvvetleri daha gerçekçi temsil ettiği, daha gerçekçi sonuçlar oluşturduğu ve kortikal kemikte daha yüksek stres oluşturduğu bildirilmiştir (Chun ve ark., 2006; Canay ve Akça, 2009). Çiğneme sırasında meydana gelen kuvvetler dinamiktir ve oklüzal yüzeylere oblik gelir. Bu nedenle oblik uygulanan yükler oklüzal çiğneme kuvvetlerini daha iyi taklit ederler. Çalışmamızda da bu bulgulara paralel olarak oblik yüklemeler sonucu kemik ve implantlarda daha fazla stres olduğu gözlenmiştir.

Ağız ortamındaki çiğneme kuvvetlerini daha etkin taklit eden oblik kuvvet uygulanan modellerde meydana gelen stres değerleri incelendiğinde, kemikte meydana gelen streslerin daha çok implantların boyun bölgesine komşu olan kortikal kemikte yoğunlaştığı izlenmiştir. Himmlova ve ark.'nın (2004) yaptıkları SESA çalışmalarında da bütün implant çap ve boylarında streslerin implantın boyun bölgesinde lokalize olduğunu belirtmişlerdir.

Bu grupta kortikal kemikte tespit edilen en yüksek minimum asal gerilme değeri 2/1 kron/implant oranındaki 10 mm'lik implantı çevreleyen kortikal kemiğin lingalinde 59,85 MPa olarak tespit edilmiştir. Bu sonuç, üstyapı olarak tasarlanan kronun 20 mm olmasından kaynaklanmaktadır. Klinikte çok yaygın olmayan bu durumu gözardı ettiğimizde en yüksek ikinci değerin, 57,18 MPa ile, 2/1 kron/implant oranına sahip 6 mm'lik implantı çevreleyen kortikal kemiğin lingualinde meydana geldiği izlenmektedir. En düşük değer ise, 36,52 MPa ile 1/1 kron/implant oranına sahip 8 mm'lik implantı çevreleyen kortikal kemiğin lingualinde tespit edilmiştir.

Kron/implant oranındaki artış, kortikal kemikte meydana gelen stres değerlerinde belirgin bir artışa neden olmuştur.

6 mm'lik implantlarda kron/implant oranı 1/1'den 1,5/1'e çıkartıldığında kortikal kemikte meydana gelen stres değerlerindeki artma %19, 2/1'e çıkartıldığında ise %37 olarak tespit edilmiştir.

8 mm'lik implantlarda kron/implant oranı 1/1'den 1,5/1'e çıkartıldığında kortikal kemikte meydana gelen stres değerlerindeki artma %24, 2/1'e çıkartıldığında ise %47 olarak tespit edilmiştir.

10 mm'lik implantlarda kron/implant oranı 1/1'den 1,5/1'e çıkartıldığında kortikal kemikte meydana gelen stres değerlerindeki artma %27, 2/1'e çıkartıldığında ise %54 olarak tespit edilmiştir.

Oblik kuvvet uygulanan modellerde spongioz kemikte meydana gelen stres değerleri incelendiğinde en yüksek değer 9,36 MPa ile 2/1 kron/implant oranına sahip 10 mm'lik implantı çevreleyen spongioz kemikte elde edildiği görülmüştür. En düşük değer ise, 5,97 MPa ile 1/1 kron implant oranına sahip 8 mm'lik implantı çevreleyen spongioz kemikten elde edilmiştir.

Kemik-implant arayüzündeki kemik rezorbsiyonunun en önemli nedenlerinden biri oluşan asal stres değerleridir. Kortikal kemikte minimum asal gerilme değeri 170-190 MPa'yı, maksimum asal gerilme değeri ise 100-130 MPa'yı geçtiği zaman kemikte aşırı yükleme meydana gelir (Natali, 2003; Baggi ve ark., 2008). Çalışmamızda kortikal kemikten elde edilen minimum asal gerilme değerleri incelendiği zaman en yüksek değerlerin oblik yükleme koşullarında 2/1 kron/implant oranına sahip 10 mm'lik ve 6 mm'lik implantların çevresinde sırasıyla 59,8 MPa ve 57,1 MPa olarak tespit edildiği görülmüştür. En yüksek maximum asal gerilme değeri ise yine oblik yükleme koşulunda 56,9 MPa ile 2/1 kron/implant oranına sahip 10 mm'lik implantın çevresinde elde edilmiştir. Elde ettiğimiz bu değerler kortikal kemiğin belirtilen maksimum değerlerinin çok altında kalmıştır.

İmplantlarda meydana gelen en yüksek Von Mises gerilme değeri 506 MPa ile 2/1 kron/implant oranına sahip 10 mm'lik implantta elde edilmiştir. Bu değer titanyumun tolere edebileceği stres değeri olan 550 MPa'ya oldukça yakındır. Bu durum, implantta, implant vidasında ve abutmentta çeşitli komplikasyonlara yol açabilmektedir. En düşük Von Mises gerilme değeri ise 144 MPa ile 1/1 kron/implant oranındaki 8 mm'lik implantta tespit edilmiştir.

Kron/implant oranındaki artış, implantlarda meydana gelen Von Mises stres değerlerini de arttırmıştır. Çalışmamızda, kron/implant oranının 1/1'den 1/5'e çıkartılması 6 mm'lik implantlarda %35, 8 mm'lik implantlarda %60, 10 mm'lik implantlarda ise %40'lik bir stres artışına neden olmuştur. Aynı oranın 1/1'den 2/1'e çıkartılması sonucunda ise implantlarda meydana gelen Von Mises stres değerleri sırasıyla %69, %121 ve %81 oranında artmıştır. Kron/implant oranındaki artışın implant sisteminde ciddi bir stres artışına neden olduğu gözlemlenmiştir.

Bu sayısal değerler ışığında, kortikal ve spongios kemikte oluşan asal gerilme değerleri ve implantlarda oluşan Von Mises stres değerleri incelendiğinde en uygun stres değerlerinin 1/1 kron/implant oranına sahip 8 mm'lik implantta meydana geldiği tespit edilmiştir. Aynı kron/implant oranına sahip modellerde implant uzunluğunun 6 mm'ye düşürülmesi veya 10 mm'ye çıkartılması bütün bu stres değerlerinde artmaya neden olmuştur.

Çalışmamızda, klinik koşulları daha iyi yansıtabilmek için, statik yük uygulamasına ilave olarak dinamik yük uygulaması da yapılmıştır. Isırma eylemi, zaman içinde değişkenlik gösteren dinamik bir eylemdir. Mandibulanın en yüksek kapanma hızı maksilla rehber alındığında yaklaşık 140 mm/sn'dir. Bir öğün sırasında geçen çiğneme süresi 450 saniyedir. Çiğnemenin 1 Hz'lik frekansla yapıldığı ve mandibulanın kapanış hızıyla hesaplandığında, her çiğneme darbesinde 0,3 sn dişin temasta bulunduğu düşünüldüğünde, çiğneme kuvvetleri dişler üzerinde günde 9 dakika süreyle etkili olmaktadır. Buna, yutkunma gibi aktiviteler de ilave edildiğinde dişler günde yaklaşık 17,5 dakika temasta kalmaktadır (Laurell ve Lundgren, 1984). Bu bilgilere göre, literatürde 1 yıllık çiğneme sayısı yaklaşık 383250 siklustur (Kharisat ve ark., 2002).

Yorulma testi sonuçları ışığında, her bir model için kullanılan implant ve abutment materyalinin, uzun dönem başarısının değerlendirilmesi yapılmıştır. Bütün modeller için, farklı kron/implant uzunluğunun kısa implantların yorulma özelliği üzerine etkileri incelenmiştir. Elde edilen sonuçlar, 1 yıllık çiğneme sayısı olan 383250'ye bölünerek implantların ortalama klinik başarı yılı hesaplanmıştır.

Yorulma çalışmaları, in vitro ortamda uzun süren testlerdir. Bu nedenle çalışma süresinin kısaltılması için çiğneme frekansları arttırılmaktadır. Çalışmamızın sonuçlarının gerçeğe daha yakın olması için, normal çiğneme frekansı olan 1 Hz tercih edilmiştir. Çalışmamız bilgisayar ortamında gerçekleştirildiği için, çiğneme frekansının arttırılmasına gerek kalmamıştır. Bu durum, yorulma deneylerinin gerçekleştirilmesinde sonlu elemanlar stres analiz yönteminin bir avantajı olarak değerlendirilebilir.

Yapılan yorulma deneyleri sonucunda, dik kuvvet uygulanan modellerde, en yüksek KBSS değeri 9,4 milyon siklusla 1/1 kron/implant oranına sahip 10 mm'lik implantta elde edilmiştir. En düşük değer ise, 6,8 milyon siklusla 2/1 kron/implant oranına sahip 6 mm'lik implantta elde edilmiştir.

Oblik kuvvet uygulanan modellerde, en yüksek KBSS değeri 6,3 milyon siklusla 1/1 kron/implant oranına sahip 10 mm'lik implantta, en düşük değer ise, 4,5 milyon siklusla 2/1 kron/implant oranına sahip 6 mm'lik implantta elde edilmiştir.

Elde edilen KBSS değerleri, yıllık çiğneme sayısına bölüldüğünde implant-abutment sisteminin yaklaşık klinik başarı süreleri öngörülelebilmektedir. Bu durumda kron/implant oranındaki artışın implantların klinik başarı sürelerini azalttığı görülmüştür. Elde edilen veriler ışığında kron/implant oranının 1/1'den 2/1'e çıkması durumunda 6 mm'lik implantın klinik başarı süresinin yaklaşık 1,5 yıl azaldığı görülmüştür. Aynı azalma 8 mm'lik implantlarda 1, 10 mm'lik implantlarda ise 1,2 yıl olarak tespit edilmiştir.

Dinamik yükleme sonucu implant sistemindeki metal yorgunluğu implant-abutment bağlantısına yakın bölgelerde oluşmuştur. Çehreli ve ark.(2004) farklı implant ve abutment bağlantı tasarımlarının dinamik yükleme sonucu yorulma direncini incelediği çalışmalarında, bulgularımıza paralel olarak, implant-abutment sisteminde meydana gelen metal yorgunluğunun bağlantı bölgesinde oluştuğunu bildirmişlerdir.



Rainer ve ark. (2012) çalışmalarında, 6 mm'lik implantlarla 8 mm'lik implantların aynı klinik başarı sürelerine sahip olduğunu bildirmişlerdir. Annibalive ark. (2012) da kısa implantlar için yüksek başarı oranlarının bulunduğunu bildirmişlerdir.

Kron/implant oranının implant başarısına olan etkisini yaptığı derlemede inceleyen Blanes (2009), bu oranın kemik kaybına neden olmadığını ve implantların klinik başarı sürelerini etkilemediğini bildirmiştir. Birdi ve ark. (2010) ise, bu durumun ancak 2/1 kron/implant oranına kadar kabul edilebileceğini belirtmiştir.

Bu çalışmaların sonuçlarına bakılarak, implantların uzunluğunu arttırarak kron/implant oranının azaltılmasının destek kemikte meydana gelen stresi azaltmayacağı yorumuna varılabilir. Fakat, incelenen çalışmalarda takip süreleri ortalama olarak beş yıldır. Ayrıca, yüklemeye bağlı olarak çiğneme kuvvetlerine en fazla maruz kalacak yapı kronudur. Dolayısıyla implant-kron sisteminde oluşan stresin azaltılabilmesi için kron boyunun kısaltılması gereklidir. Carvalho ve ark. (2012) çalışmalarında 7 mm ve 15 mm'lik implantları karşılaştırdıkları çalışmalarında, uzun implantların kemik dokusunda daha az stres oluşturduğunu, bu nedenle mümkün olduğu durumlarda uzun implantların kullanımının klinikte daha uzun ömürlü restorasyonlar sağlayacağını bildirmişlerdir.

Chang ve ark. (2012) kısa implantların kullanılacağı vakalarda hasta seçiminde dikkatli olunması gerektiğini, kemik yoğunluk ve hacminin arttırılması gerektiğini tavsiye etmişlerdir. Lateral oklüzal kuvvetlerin kemikte ve implantta oluşturacağı stresi azaltmak için kron/implant oranına dikkat edilmesi gerektiğini bildirmişlerdir.

Demenko ve ark.'ın (2011), implant uzunluğu ve çapındaki artışın kortikal kemikte oluşan stres değerlerini azalttığını bildirdiği çalışmalarında, kortikal kemiğin aşırı yüklenmesi sonucu, oblik oklüzal yükler altında implant-kron sisteminin boyun bölgesinde sorunlar oluşabileceğini öngörmüşlerdir.

Maier ve ark.'ın 2012 yılında yaptıkları çalışmada da posterior mandibulaya yerleştirilen 5 mm'lik kısa implantların sahip oldukları yüksek kron/implant oranlarından dolayı stres oluşumunda önemli bir artışa neden olduklarını belirtmişlerdir.

Gross (2008), implant destekli protezlerde oklüzyonu değerlendirdiği derlemede gerek tek diş implant destekli restorasyonlarda, gerekse posterior implant destekli sabit köprü restorasyonlarında biyomekanik açıdan avantaj elde etmek için minimum implant uzunluğunun 10 mm ve minimum çapın 3,75 mm olması gerektiğini bildirmiştir. Aynı çalışmada kron/implant oranının 1/1'den fazla olduğu durumlarda klinik olarak başarısızlık görülebileceği belirtilmiştir.

Çalışmamızdan elde ettiğimiz sayısal değerler bu literatür bilgilerini destekleyici niteliktedir.

## 5. SONUÇ ve ÖNERİLER

1. Tüm modellerde her yükleme koşulunda en yüksek stres değerleri implantta, en düşük stres değerleri spongioz kemikte tespit edilmiştir.
2. Dik yükleme yapılan modellerde, hem implant sistemini oluşturan parçalarda hem de kemik dokuda çevresel homojen bir stres dağılımı tespit edilmiştir.
3. Oblik yükleme yapılan modellerde, kemik dokuda lingual bölgede sıkışma, bukkal bölgede ise çekme gerilmesi meydana geldiği tespit edilmiştir.
4. Aynı miktarda kuvvet uygulanmasına rağmen, oblik yükleme yapılan modellerde dik yükleme yapılan modellere oranla implant sistemini oluşturan parçalarda ve kemik dokuda stres seviyelerinde belirgin bir artış olmuştur.
5. Tüm modellerde, kron/implant oranındaki artış implant sistemini oluşturan parçalarda ve kemik dokuda stres seviyelerinde belirgin bir artışa neden olmuştur.
6. Oblik kuvvet uygulanan modellerde, aynı kron/implant oranına sahip modellerde kortikal kemikte oluşan en düşük stres değerleri 8 mm'lik implantların olduğu modellerde, en yüksek stres değerleri ise 6 mm'lik implantların olduğu modellerde tespit edilmiştir. 8 mm'lik implantların olduğu modellerdeki stres değerlerinin 10 mm'lik implantların olduğu modellerdeki stres değerlerinden daha düşük olmasının nedeninin 10 mm'lik implantların bulunduğu modellerdeki kron uzunluklarının çok fazla olmasından kaynaklanmıştır.
7. İmplantlarda oluşan Von Mises stres değerleri incelendiğinde, en düşük değer 1/1 kron/implant oranına sahip implantlarda, en yüksek değer ise 2/1 kron/implant oranına sahip implantlarda elde edilmiştir.

8. Dik kuvvet uygulanarak yapılan dinamik yükleme sonuçlarında en yüksek klinik başarı süresi 1/1 kron/implant oranına sahip 10 mm'lik implantlarda, en düşük klinik başarı süresi ise 2/1 kron implant oranına sahip 6 mm'lik implantlarda tespit edilmiştir. Aynı sonuç oblik kuvvet uygulanarak yapılan dinamik yükleme sonuçlarında da tespit edilmiştir.
9. Oblik kuvvet uygulanarak yapılan dinamik yükleme sonuçlarından elde edilen klinik başarı sürelerinin dik kuvvet uygulanarak yapılan dinamik yükleme sonuçlarından elde edilen klinik başarı sürelerinden daha az olduğu tespit edilmiştir.
10. Dinamik yükleme yapılan tüm modellerde, kron/implant oranındaki artış klinik başarı sürelerinin kısalmasına neden olmuştur.
11. Dinamik yükleme yapılan tüm modellerde, implant uzunluğunun artışı klinik başarı sürelerinin de artışına neden olmuştur.
12. Dinamik yükleme sonucu implant sistemindeki metal yorgunluğu implant-abutment bağlantısına yakın bölgelerde oluşmuştur.

Çalışmamızın sınırları içerisinde elde ettiğimiz sayısal değerler, kron/implant oranının yük transfer mekanizmalarını ve implantların klinik başarı sürelerini etkilediğini göstermiştir. Mandibular molar bölgede tek diş eksikliklerinde uygulanacak implant tedavisinde 1/1 kron/implant oranının diğer oranlara göre daha iyi sonuçlar verdiği tespit edilmiştir. Kron/implant oranındaki artış stres miktarlarının artmasına ve implantların klinik başarı sürelerinin kısalmasına neden olmuştur.

Kısa implant endikasyonu konmuş vakalarda, daha düşük kron/implant oranının sağlanması, kuvvetlerin implantların uzun aksı boyunca yönlendirilmesi, protezi destekleyen implantların sayısının artırılması, daha geniş çaplı implantların tercih edilmesi, restorasyonun oklüzal yüzeyinin daraltılması, tüberkül eğimlerinin

düzleştirilmesi hem biyomekanik açıdan avantaj, hem de implant tedavisinin uzun dönem başarısını sağlayacaktır. Ayrıca hastaların brüksizm ve benzeri parafonksiyonel alışkanlıkları da dikkatlice değerlendirilmelidir.

İmplant biyomekaniği ile ilgili yapılan sonlu eleman stres analizlerinin hiçbiri kemik doku ve implant sistemlerinde meydana gelen streslerin değerlendirilmesinde tam olarak yol gösterici olamamıştır. Bu nedenle, elde edilen verilerin klinik araştırmalarla desteklenmesi gerekmektedir.

## ÖZET

### **Dinamik Yükleme Yapılan Kısa İmplantlarda Kron/İmplant Oranının Stres Dağılımına Etkisinin İncelenmesi**

Günümüz modern diş hekimliğinde, protetik diş tedavisi, hastaların çeşitli nedenler sonucu kaybettiği diş ve çevre dokuları yerine koymanın yanı sıra hastanın rahatı, estetiği ve konuşmasının da rehabilite edilmesini hedeflemektedir. Brenemark'ın 1969 yılında osseointegrasyon kavramını ortaya koymasının ardından, dentalimplantlar, özellikle parsiyel ve total protez kullanan ve bu protezlerden memnun olmayan hastalar için başarılı bir tedavi seçeneği olmuştur.

Kemik rezorbsiyonunun fazla olduğu posterior dişsiz bölgelerde kısa implantların kullanımının birçok avantajı vardır. Birçok vakada, maksillada sinüs lift uygulamasından, mandibulada ise sinir repozisyonu ve vertikal ogmentasyon uygulamalarından ve bu uygulamaların güçlükleri ve komplikasyonlarından korunulmasını sağlar. Genel olarak bu avantajlar, hastaların motivasyonunu ve implant destekli protez planlamalarının kabul edilirlirliğini artırır.

Kısa implant kullanımının bu avantajlarının yanında en büyük dezavantajı kron/implant oranının artmasıdır. Artan kron/implant oranı sonucu lateral yükler altında, kron boyu dikey kaldıraç olarak etki gösterir ve kemik-implant ara yüzeyinde oluşan stresi artırır.

Çalışmamızda, 4,1 mm çapında ve üç farklı uzunlukta (6 mm, 8 mm ve 10 mm) toplam 3 adet dental implant seçilmiştir. Bu üç implantın üzerine kron/implant oranı 1/1, 1,5/1 ve 2/1 olacak şekilde üçer adet alt birinci molar metal destekli seramik kron tasarlanmış ve bu implant destekli kronlar mandibula modeline yerleştirilerek toplam 9 adet çalışma modeli elde edilmiştir. Elde edilen bu modellere, vertikal ve oblik fonksiyonel kuvvetler uygulanarak, kortikal ve spongioz kemikte oluşan maksimum ve minimum asal gerilme değerlerine, implantta oluşan Von Mises gerilme değerlerine, implantlarda meydana gelen yorulma değerlerine kron/implant oranının etkisi üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemiyle incelenmiştir.

Çalışmamızın sınırları içerisinde elde ettiğimiz sayısal değerler, kron/implant oranının yük transfer mekanizmalarını ve implantların klinik başarı sürelerini etkilediğini göstermiştir. Mandibular molar bölgede tek diş eksikliklerinde uygulanacak implant tedavisinde 1/1 kron/implant oranının diğer oranlara göre daha iyi sonuçlar verdiği tespit edilmiştir. Kron/implant oranındaki artış stres miktarlarının artmasına ve implantların klinik başarı sürelerinin kılmasına neden olmuştur.

Kısa implant endikasyonu konmuş vakalarda, daha düşük kron/implant oranının sağlanması, kuvvetlerin implantların uzun aksı boyunca yönlendirilmesi, protezi destekleyen implantların sayısının artırılması, daha geniş çaplı implantların tercih edilmesi, restorasyonun oklüzal yüzeyinin daraltılması, tüberkül eğimlerinin düzleştirilmesi hem biyomekanik açıdan avantaj, hem de implant tedavisinin uzun

dönem başarısını sağlayacaktır. Ayrıca hastaların bruksizm ve benzeri parafonksiyonel alışkanlıkları da dikkatlice değerlendirilmelidir.

İmplant biyomekaniği ile ilgili yapılan sonlu eleman stres analizlerinin hiçbiri kemik doku ve implant sistemlerinde meydana gelen streslerin değerlendirilmesinde tam olarak yol gösterici olamamıştır. Bu nedenle, elde edilen verilerin klinik araştırmalarla desteklenmesi gerekmektedir.

**Anahtar Kelimeler:** Dinamik yükleme, kısa implant, kron/implant oranı, sonlu eleman stres analizi

## SUMMARY

### **Evaluation of the Effect of Crown/Implant Ratio on Dynamic Loaded Short Implants**

In today's modern dentistry, prosthetic dental treatment, aims to replace patients' teeth and surrounding tissues that have been lost as a result of a variety of reasons, as well as to rehabilitate patient's comfort, aesthetics and speech. Since Branemark introduced the concept of osseointegration in 1969, the clinical use of dental implants has become a successful treatment option especially for patients who are complaining about their partial and complete dentures.

There are many advantages of using short implants in posterior edentulous regions where bone resorption is much more. Short implants provide to protect the patient from the complications of sinus lifting in maxilla and nerve reposition and vertical augmentation in mandible. These advantages make patients accept the treatment plans with implant supported prosthesis and make them feel more confident.

Besides these advantages of short implants, the most important disadvantage is the increased crown/implant ratio. Under the lateral forces as the result of increased crown/implant ratio, the crown length acts like a lever and the stress that occurs in the bone-implant interface increases.

In this study, total of 3 dental implants which are 4,1 mm in diameter, were chosen with combination of three different lengths (6 mm, 8 mm, 10 mm). Mandibular first molar metal fused ceramic crowns with three different crown/implant ratio (1/1, 1,5/1, 2/1) were designed for each of the 3 implants and these implant supported crowns were placed into the model of mandible, a total of 9 study models were obtained. Vertical and oblique functional forces were applied to these models. The effects of the crown/implant ratio on maximum and minimum cardinal tensile values that occurred in cortical and spongy bone, Von Mises tensile values and fatigue values that occurred in implants were investigated by 3 dimensional finite element analysis.

Within the limitations of this study, numerical value results showed that, crown/implant ratio affected the mechanisms of load transfer and the clinical success of implants. In the cases of single tooth absence in mandibular molar regions, it was established that the implant treatment with the crown/implant ratio of 1/1 showed better results. The increase in crown/implant ratio caused increases in stress and shortening the clinical success period of implants.

In the cases of short implants, obtaining decreased crown/implant ratio, directing the forces along the long axis of implants, choosing implants with wider diameters, constricting the occlusal surface of the restorations and flattening the inclines of tubercles will provide biomechanical advantages and long term success



for implant treatments. Furthermore, parafunctional habits of patients like bruxism should be carefully evaluated.

None of the finite element analysis about the biomechanics of implants could be the exact method to evaluate the stress that occurred in bone tissue and implant systems. Therefore, the datas of this study should be supported by clinical investigations.

**Key Words:** Crown/implant ratio, dynamic loading, finite element stress analysis, short implant

## KAYNAKLAR

- ACAR, A., İNAN, Ö. (2001). İmplant destekli protezlerde oklüzyon. *Cumhuriyet Üniv. Diş Hekim. Fak. Derg.*, **4**: 52-56.
- ADIGÜZEL, Ö. (2010). Sonlu Elamanlar Analizi: Derleme. *Dicle Dişhekim. Derg.*, **11**: 18-23.
- AKAGAWA, Y., SATO, Y., TEIXERIA, E.R., SHINDOI, N., WADAMOTO, M. (2003). A mimic osseointegrated implant model for three-dimensional finite element analysis. *J. Oral Rehabil.*, **30**: 41-45.
- AKCA, K., CEHRELI, M.C. (2006). Biomechanical consequences of progressive marginal bone loss around oral implants: A finite element stress analysis. *Med. BioEng. Comput.*, **44**: 527-535.
- ALBREKTSSON, T., ZARB, G., WORTHINGTON, P., ERIKSSUN, A.R. (1986). The long-term efficacy of currently used dental implants: A review and proposed criteria of success. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, **1**: 11-25.
- ANITUA, E., ORIVE, G. (2010). Short implants in maxillae and mandibles: A retrospective study. *J. Periodontol.*, **81**: 819-826.
- ANITUA, E., TAPIA, R., LUZURIAGA, F., ORIVE, G. (2010). Influence of implant length, diameter, and geometry on stress distribution: A finite element analysis. *Int. J. Periodontics Restorative Dent.*, **30**: 89-95.
- ANNIBALI, S., CRISTALLI, M.P., DELL'AQUILA, D., BIGNOZZI, I., LA MONACA, G., PILLONI, A. (2012). Short dental implants: A systematic review. *J. Dent. Res.*, **91**: 25-32.
- ANUSAVICE, K.J. (2003). Philips' Science of Dental Materials. '11<sup>th</sup> ed.'. Missouri, Saunders.
- ASSUNCAO, W.G., BARAO, V.A., TABATA, L.F., GOMES, E.A., DELBEN, J.A., DOS SANTOS, P.H. (2009). Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. *J. Craniofac. Surg.*, **20**: 1173-1177.
- BAGGI, L., CAPPELLONI, I., GIROLAMA, M.D., MACERI, F., VAIRO, G. (2008). The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: A three-dimensional finite element analysis. *J. Prosthet. Dent.*, **100**: 422-431.
- BERNARD, J.P., SZMUKLER-MONCLER, S., PESSOTTO, S., VAZQUEZ, L., BELSER, U.C. (2003). The anchorage of Brenemark and ITI implants of different lengths: An experimental study in the canine mandible. *Clin Oral Implants Res.*, **14**: 593-600.
- BIRDI, H., SCHULTE, J., KOVACS, A., WEED, M., CHUANG, S.K. (2010). Crown-to-implant ratios of short-length implants. *J. Oral Imp.*, **6**: 425-433.
- BLANES, R.J. (2009). To what extent does the crown-implant ratio affect the survival and complications of implant-supported reconstructions: A systematic review. *Clin. Oral Imp. Res.*, **20**: 67-72.
- BLOCK, M.S., DELGADO, A., FONTENOT, M.G. (1990). The effect of diameter and length of hydroxylapatite-coated dental implants on ultimate pull out force in dog alveolar bone. *J. Oral Maxillofac. Surg.*, **48**: 174-178.
- CANAY, S., AKÇA, K. (2009). Biomechanical aspects of bone-level diameter shifting at implant-abutment interface. *Implant Dent.*, **18**: 239-248.
- CARVALHO, N.A., ALMEIDA, E.O., ROCHA, E.P., FREITAS, A.C., ANCHIETA, R.B., KINA, S. (2012). Short implant to support maxillary restorations: Bone stress analysis using regular and switching platform. *J. Crainofac. Surgery*, **23**: 678-681.

- CEHRELI, M.C., AKCA, K., IPLIKCIOGLU, H., SAHIN, S. (2004). Dynamic fatigue resistance of implant-abutment junction in an internally notched morse-taper oral implant: influence of abutment design. *Clin. Oral Imp. Res.*, **15**: 459-465.
- CHANG, S.H., LIN, C.L., HSUE, S.S., LIN, Y.S., HUANG, S.R. (2012). Biomechanical analysis of effects of implant diameter and bone quality in short implants placed in atrophic posterior maxilla. *Medical Engineering & Physics.*, **34**: 153-160.
- CHUN, H.J., SHIN, H.S., HAN, C.H., LEE, S.H. (2006). Influence of implant abutment type on stress distribution in bone under various loading conditions using finite element analysis. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.*, **21**: 195-202.
- COCHRAN, D.L. (2000). The scientific basis for and clinical experiences with strauman implants including the ITI dental implant system: A consensus report. *Clin. Oral Impl. Res.*, **11**: 33-58.
- CRAIG, J.M., POWERS, J.M. (2002). Restorative Dental Materials. St. Louis, Missouri: Elsevier Mosby.
- DARBAR, U.R., HUGGETT, R., HARRISON, A. (1994). A stress analysis techniques in complete dentures. *J.Dent.*, **22**: 259-264.
- DAS NEVES, F.D., FONES, D., BERNARDES, S.R., DO PRADO, C.J., NETO, A.J. (2006). Short implants: An analysis of longitudinal studies. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.*, **21**: 86-93.
- DAVARPANA, M., MARTINEZ, H., KEBIR, M., TECUCIANU, J.F., LAZZARA, R.J., CELLETI, R., ETIENNE, D., JANSEN, C., DONATH, K. (2003). Clinical Manual of Implant Dentistry. London: Quintessence Publishing, Co. Inc., Chapter 1.
- DEGIDI, M., PETRONE, G., LEZZI, G., PIATELLI, A. (2003). Bone contact around acid-etched implants: A histological and histomorphometric evaluation of two human-retrieved implants. *J. Oral Implantol.*, **29**: 13-18.
- DEMENKO, V., LINETSKY, K., NESVIT, K., SCEVCHENKO, A. (2011). Ultimate masticatory force as a criterion in implant selection. *J. Dent. Res.*, **90**: 1211-1215.
- DETOLLA, D.H., ANDREANA, S., PATRA, A., BUHITE, R., COMELLA, B. (2000). The role of the finite element model in dental implants. *J. Oral Implantol.*, **29**: 13-18.
- ESER, A., AKÇA, K., ECKERT, S., ÇEHRELİ, M.C. (2009). Nonlinear finite element analysis versus ex vivo strain gauge measurements on immediately loaded implants. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.*, **24**: 439-446.
- ESKITASCIOGLU, G., BARAN, I., AYKAC, L., OZTAS, D. (1996). Implant üstü kron tasarımlarında farklı estetik materyallerin stres dağılımına etkisinin incelenmesi. *Oral İmplantoloji Dergisi*, **3**: 3-18.
- FERRARIO, C., SFORZA, G., SERRAO, C., DELLAVIA, G.M. (2004). Single tooth bite forces in healthy young adults. *J. Oral Rehabil.*, **31**: 18-22.
- FUGAZOTTO, P.A., BEAGLE, J.R., GANALES, J., JAFFIN, R., VLASSIS J., KUMAR, A. (2004). Success and failure rates of 9 mm or shorter implants in the placement of missing maxillary molars when restored with individual crowns: preliminary results 0 to 84 months in function. A retrospective study. *J. Periodontol.*, **75**: 327-332.
- GENG, J.P., MA, Q.S., XU, W., TAN, K.B., LIU, G.R. (2004). Finite element analysis of four thread-form configurations in a stepped screw implant. *J. Oral Rehabil.*, **31**: 233-239.
- GRIIFIN, T.J., CHEUNG, W.S. (2004). The use of short, wide implants in posterior areas with reduced bone height: A retrospective investigation. *J. Prosthet. Dent.*, **92**: 139-144.
- GROSS, M.D. (2008). Occlusion in implant dentistry: A review of the literature of prosthetic determinants and current concepts. *Australian Dental Journal*, **53**: 60-68.
- GROSSMANN, Y., SADAN, A. (2005). The prosthodontic concept of crown-to-root ratio: A review of the literature. *J. Prosthet. Dent.*, **93**: 559-562.
- HANCI, M., BOZDAĞ, E., ARPACI, A. (2000). Biyomekanik. *İstanbul: Logos Yayıncılık*. 10-55.

- HERMANN, I., LEKHOLM, U., HOLM, S., KULTJE, C. (2005). Evaluation of patient and implant characteristics as potential prognostic factors for oral implant failures. *Int. J. Oral Maxillofac. Imp.*, **20**: 220-230.
- HIMMLOVA, L., DOSTALOVA, T., KACOVSKY, A., KONVICKOVA, S. (2004). Influence of implant length and diameter on stress distribution: A *finite element analysis*. *J. Prosthet. Dent.*, **91**: 20-25.
- HOBO, S., ICHIDA, E., GARCIA, L.T. (1991). *Osseointegration and Occlusal Rehabilitation*. '3<sup>rd</sup> ed.'. Tokyo: Quintessence Publishing, Co. Inc.
- HOLMGREN, E.P., SECKINGER, R.J., KILGREN, L.M., MANTE, F. (1998). Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis-A two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *J. Oral Implantology*, **24**: 80-88.
- IKEBE, K., NOKUBI, T., MORIL, K., KASHIWAGI, J., FURUYA, M. (2005). Association of bite force with ageing and occlusal support in older adults. *J. Dent.*, **33**: 131-137.
- IPLIKCIOGLU, H., AKCA, K. (2002). Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. *J. Dent.*, **30**: 41-46.
- IPLIKCIOĞLU, H., AKCA, K., CEHRELI, M.C., SAHIN, S. (2003). Comparison of nonlinear finite element analysis with in vitro strain gauge measurements on a Morse taper implant. *Int. J. Oral maxillofac. Implants*, **18**: 258-265.
- ISHIGAKI, S., NAKANO, T., YAMADA, S., NAKAMURA, T., TAKASHIMA, F. (2003). Biomechanical stress in bone surrounding an implant under simulated chewing. *Clin. Oral Implants Res.*, **14**: 97-102.
- ISMAIL, Y.H., PAHOUNTIS, L.N., FLEMING, J.F. (1990). Comparison of two-dimensional and three-dimensional finite element analysis of a blade implant. *Int. J. Oral Implant.*, **4**: 25-31.
- IVANOFF, C.J., GRONDAHL, K., SENNERBY, L., BERGSTORM, C., LEKHOLM, U. (1999). Influence of variations in implant diameters: A 3 to 5 year retrospective clinical report. *Int. J. Maxillofac. Implants*, **14**: 173-180.
- KARL, M., DICKINSON, A., HOLST, S., HOLST, A. (2009). Biomechanical methods applied in dentistry: A comparative overview of photoelastic examinations, strain gauge measurements, finite element analysis and three-dimensional deformation analysis. *Eur. J. Prosthodont. Rest. Dent.*, **17**: 50-57.
- KHANI, M.M., TAFAZZOLI-SHADPOUR, M., AGHAJANI, F., NADERI, P. (2009). Mechanical vulnerability of lower second premolar utilizing visco-elastic dynamic stress analysis. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, **12**: 553-561.
- KHARISAT, A., STEGAROIU, R., NOMURA, S., MIYAKAWA, O. (2002). Fatigue resistance of two implant-abutment joint designs. *J. Prosthet. Dent.*, **88**: 604-610.
- LAURELL, L., LUNDGREN, D. (1984). A standardized programme for studying the occlusal force pattern during chewing and biting in prosthetically restored dentitions. *J. Oral Rehabil.*, **11**: 39-44.
- LEE, J.H., FRIAS, V., LEE, K.W., WRIGHT, R.F. (2005). Effect of implant size and shape on implant success rates: A literature review. *J. Prosthet. Dent.*, **94**: 377-381.
- LEKHOLM, U., ZARB, G.A. (1985). *Tissue Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry*. Brenemark, P.I., Zarb, G.A., Albrektsson, T. Quintessence Pub. Co.
- MAIOR, B.S.S., SENNA, P.M., SILVA, W.J., ROCHA, E.P., CURY, A.A.D.B. (2012). Influence of crown-to-implant ratio, retention system, restorative material, and occlusal loading on stress concentrations in single short implants. *Int. J. Oral & Maxillofac. Implant.*, **27**: 13-18.
- MAJOR, M.A., NELSON, S. (1984). *Wheeler's Dental Anatomy, Physiology and Occlusion*. '6<sup>th</sup> ed.'. W.B. Saunders Co.

- MALO, P., NOBRE, M.A., RANGERT, B. (2007). Short implants place done-stage in maxilla and mandibles: A retrospective clinical study with 1 to 9 years of follow-up. *Clin. Imp.Dent. Relat. Res.*, **9**: 15-21.
- MAMMAZADA, S. (2009). İmplant dizaynının kemikteki stres dağılımına etkisinin sonlu elemanlar stres analizi ile değerlendirilmesi. Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, İzmir.
- MERICKE-STERN, R., ZARB, G.A. (1996). In vivo measurements of some functional aspects with mandibular fixed prostheses supported by implants. *Clin. Oral Implants Res.*, **7**: 153-161.
- MISCH, C.E. (1999). Contemporary Implant Dentistry. St. Louis, Missouri: Elsevier Mosby.
- MISCH, C.E. (1999). Implant design considerations for the posterior regions of the mouth. *Implant Dent.*, **8**: 376-385.
- MISCH, C.E. (2005). Dental Implant Prosthetics. St. Louis, Missouri: Elsevier Mosby.
- MORAND, M., IRINAKISS, T. (2007). The challenge of implant therapy in the posterior maxilla: providing a rationale for the use of short implants. *J. Oral Implantology*, **33**: 257-266.
- MORNEBURG, T.R., PROSCHEL, P.A. (2002). Measurements of masticatory forces and implant loads: A methodologic clinical study. *Int. J. Prosthodont.*, **15**: 20-27.
- NANDA, R.S., TOSUN, Y. (2010). Biomechanics in Orthodontics: Principles and Practice. '1<sup>st</sup> ed.'. Chicago: Quintessence Publishing, Co. Inc., Chapter 1.
- NATALI, A.N. (2003). Dental Biomechanics. London: Taylor & Francis Publishing, Co. Inc.
- NEDIR, R., BISCHOF, M., BEYER, S., SZMUKLER, S., BERNARD, J.P. (2004). A 7 year life table analysis from prospective study on ITI implants with special emphasis on the use of short implants. *Clin. Oral Res.*, **15**: 150-157.
- OKESON, J.P. (2008). Management of Temporomandibular Disorders and Occlusion. '6<sup>th</sup> ed.'. St. Louis, Missouri: Elsevier Mosby, Chapter 3.
- OKUMURA, N., STEGAROLU, R., KITAMURA, E., KUROKAWA, K., NOMURA, S. (2010). Influence of maxillary cortical bone thickness, implant design and implant diameter on stress around implants: A three-dimensional finite element analysis. *J. Prosthodont. Res.*, **54**: 133-142.
- PETRIE, C., WILLIAMS, J.L. (2005). Comparative evaluation of implant designs: Influence of diameter, length and taper on strains in the alveolar crest. A three-dimensional finite element analysis. *Clin. Oral Imp. Res.*, **16**: 486-494.
- PIATELLI, A., SCARANO, A., PIATELLI, M. (1996). Microscopical aspects of failure in osseointegrated dental implants: A report of five cases. *Biomaterials*, **17**: 1235-1241.
- PIERRISNARD, L., RENOUEAU, F., RENAULT, P., BARQUINS, M. (2003). Influence of implant length and bicortical anchorage on implant stress distribution. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.*, **5**: 254-262.
- RAINER, A.U., DAHER, S., LEARY, J., EMANUEL, K.M., CHUANG, A.K. (2012). The survival of ultrashort locking-taper implants. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, **27**: 644-654.
- REIGER, M.R., MAYBERRY, M., BROSE, M.O. (1990). Finite element analysis of six endosseous implants. *J. Prosthet. Dent.*, **63**: 671-676.
- ROSENSTIEL, S.F., LAND, M.F., FUJIMOTO, J. (2006). Contemporary Fixed Prosthodontics. '4<sup>th</sup> ed.'. St. Louis, Missouri: Elsevier Mosby Publishing, Co. Inc.
- SCHROEDER, A., SUTTER, F., KREKELER, G. (1991). Oral Implantology, Basics, ITI Hollow Cylinder System. '2<sup>nd</sup> ed.'. New York: Thime Medical Publishing, Co. Inc., Chapter 1.
- SERTGOZ, A. (1997). Finite element analysis study of the effect of super structure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *Int. J. Prosthodont.*, **10**: 19-27.

- SEVIMAY, M., TURHAN, F., KILICARSLAN, M.A., ESKITASCIOGLU, G. (2005). Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant supported crown. *J. Prosthet. Dent.*, **93**: 227-234.
- SHIGLEY, J.E., MISCHE, C.R. (1989). Mechanical Engineering Design. '5<sup>th</sup> ed.'. Singapore: McGraw-Hill Book, Co. Inc.
- SHILLINBURG, H.T., HOBBS, S., WHITSETT, L.D., JACOBI, R., BRACKETT, S.E. (1997). Fundamentals of Fixed Prosthodontics. '3<sup>th</sup> ed.'. Canada, Quintessence Publishing, Co. Inc.
- SIAMOS, G., WINKLER, S., BOBERICK, K.G. (2002). Relationship between implant preload and screw loosening on implant-supported prostheses. *J. Oral Implantol.*, **28**: 67-73.
- SIMSEK, B., ERKMEN, E., YILMAZ, D., ESER, A. (2006). Effects of different inter-implant distances on the stress distribution around endosseous implants in posterior mandible: A 3D finite element analysis. *Medical Engineering & Physics*, **28**: 199-213.
- STERN, M.R., ASSAL, P., MERICKSKE, E., BURGIN, W. (1995). Occlusal force and oral sensibility measured in partially edentulous patients with ITI implants. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, **10**: 345-349.
- STERN, M.R., ZARB, G.A. (1996). In vivo measurements of some functional aspects with mandibular fixed prostheses supported by implants. *Clin. Oral Imp. Res.*, **7**: 153-161.
- TAWILL, G., YOUNAN, R. (2006). Clinical evaluation of short, machined-surface implants followed for 12 to 92 months. *Int. J. Oral Maxillofac. Imp.*, **18**: 894-901.
- The Glossary of Prosthodontics Terms. (2005). *J. Prosthet. Dent.*, **94**: 10-92.
- ULUSOY, M., AYDIN, K. (2003). Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler. Ankara Üniversitesi Basımevi, Ankara.
- VAN EIJDEN, T.M. (1991). Three-dimensional analyses of human bite-force magnitude and moment. *Arch. Oral Biol.*, **36**: 537-539.
- WENG, D., JACOBSON, Z., TARNOW, D., HURZELER, M., FAEHN, O., SANAVI, P., BARKVOLL, P., STACH, R. (2003). A prospective multicenter clinical trial of 3i machined-surfaced implants: results after 6 years of follow-up. *Int. J. Oral Maxillofac. Imp.*, **18**: 417-423.
- WINKLER, S., MORRIS, H.F., OCHI, S. (2000). Implant survival to 36 months as related to length and diameter. *Ann. Periodontol.*, **5**: 22-31.
- WYATT, C.C., ZARB, G.A. (1998). Treatment outcomes of patients with implant-supported fixed partial prostheses. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, **13**: 204-211.
- YURDUKORU, B., ESKITASCIOGLU, G. (1988). Computer applications in dentistry. *Ankara Univ. Diş Hekim. Fak. Derg.*, **15**: 241-248.
- ZARB, G.A., ZARB, F.L., SCHMITT, A. (1987). Osseointegrated implants for partially edentulous patients. Interim considerations. *Dent. Clin. North Am.*, **31**: 457-472.

## ÖZGEÇMİŞ

### I. Bireysel Bilgiler

Adı: Ersan

Soyadı: Çelik

Doğum Yeri ve Tarihi: Trabzon, 24.06.1983

Uyruğu: T.C.

Medeni Durumu: Bekar

İletişim adresi: Ata S. Mücadele Ap. No:13/1 Çankaya/ANKARA

Tel:05057486181

### II. Eğitimi

2007- Ankara Üniversitesi Diş Hek. Fak. Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı  
Doktora Programı

2001-2006 Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

1994-2001 Trabzon Kanuni Anadolu Lisesi

1989-1994 Trabzon Fatih İlkokulu

Yabancı Dili: İngilizce

### III. Ünvanları

2006 Diş Hekimi

2010 Araştırma Görevlisi

### IV. Üye Olduğu Bilimsel Kuruluşlar

TPID (Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği)

### V. Bilimsel İlgi Alanları

#### Yayımlar:

- ‘Esthetic Crown Lengthening For Maxillary Anterior Teeth: An Interdisciplinary Case Report’. **Celik E**, Ozkan P, Ozak ST. Cumhuriyet Dental Journal, Kabul Tarihi: 06.08.2012.

**Posterler:**

- Surface Roughness Effect on the Bonding of Y-TZP Ceramics. Evli D, Ozden N, **Celik E.** 86<sup>th</sup> General Session & Exhibition of the IADR, TORONTO 2008.
- Restoration of a Maxillary Lateral Incisor Tooth with a Zirconia All-ceramic System. **Celik E,** Dereli E. 1st International Congress of Dicle University Faculty of Dentistry, DİYARBAKIR 2008.
- Development of Natural Looking Smile with Crown Lengthening. **Celik E,** Tokar E, Ertuğ O. 16<sup>th</sup> Congress of the Balkan Stomatological Society, BUCHAREST 2011.
- Fiber-Reinforced Fixed Partial Denture: A Clinical Report. Gönüldaş F, Tokar E, Gönüldaş R, **Celik E.** 16<sup>th</sup> Congress of the Balkan Stomatological Society, BUCHAREST 2011.
- Fabrication of Casted Custom Implant Abutment: A Case Report. Uz N, Dede DO, Yenisey M, **Celik E.** 35. Annual Congress EPA, BERN 2011.
- Effect of abutment and luting cements color on all ceramics: Part I. Dede DO, Armağancı A, Ceylan G, Çankaya S, **Celik E.** 36. Annual Congress EPA, NETHERLAND 2012.
- Effect of abutment and luting cements color on all ceramics: Part II. Armağancı A, Dede DO, Ceylan G, Çankaya S, **Celik E.** 36. Annual Congress EPA, NETHERLAND 2012.

**VI. Bilimsel Etkinlikleri****Burs:**

TÜBİTAK Bilim İnsanı Destekleme Daire Başkanlığı (BİDEB), 2211 - Yurt İçi Doktora Burs Programı



**Proje:**

‘Dinamik Yükleme Yapılan Kısa İmplantlarda Kron/İmplant Oranının Stres Dağılımına Etkisinin İncelenmesi’ konulu proje Ankara Üniversitesi Bilimsel Araştırma Proje Müdürlüğü tarafından desteklenmiştir.

**Seminerler:**

- Dental Porselenlerin Yapısal Elemanları ve Özellikleri, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, 2008
- Adeziv Protezler, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, 2009

**VII. Diğer Bilgiler**

Eğitim programı haricindeki kurslar ve eğitim seminerleri:

- 1<sup>st</sup> Internatioal Zimmerand Mutlu Dental Implanology Days, 2007, Ankara.
- 19. Expodental Ağız ve Diş Sağlığı Sergi ve Sempozyumu, 2007, Ankara.
- 1. Uluslararası Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Kongresi, 2008, Diyarbakır.
- Implant Direct European Symposium, 2009, Barcelona Spain.
- 14. Congress of BaSS, 2009, Varna Bulgaria.
- Surgical and Prosthetic Principles Course of BICON Implants, 2009, Ankara.
- İleri Düzey MIS İmplant Sistemi Semineri, 2009, Ankara.
- Astra Tech 2<sup>nd</sup> Scientific Symposium 4D Aspect of Implantology, 2009, Ankara.
- Estetik Dişhekimliği Akademisi Derneği Ankara Semineri, 2011, Ankara.
- 16<sup>th</sup> Congress of the Balkan Stomatological Society, 2011, Bucharest, Romania.
- A.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi 1. Uluslararası Konferansı Dr.S.F. Rosenstiel, 2011, Ankara.
- Dental Implant Course Dr. Dennis Tarnow, 2011, Ankara.