

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

**İMLANT ÜSTÜ KRON TAŞARIMLARINDA FARKLI  
MATERYALLERİN STRES DAĞILIMINA ETKİSİNİN SONLU  
ELEMENLAR STRES ANALİZ YÖNTEMİ İLE  
İNCELENMESİ**

111911

DOKTORA TEZİ

111911

Müjde SEVİMAY

**T.C. YÜKSEKÖĞRETİM KURULU  
DOKÜMAN TALEP FORMU**

**Danışman**

Prof. Dr. Gürcan ESKİTAŞÇIOĞLU

KONYA-2002

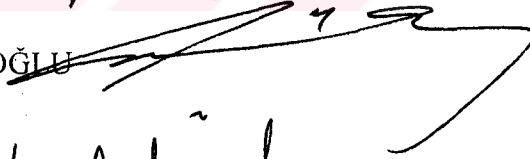
T.C.  
S.Ü. DİŞHEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ  
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI BAŐKANLIĐI

İMLANT ÜSTÜ KRON TASARIMLARINDA FARKLI  
MATERYALLERİN STRES DAĞILIMINA ETKİSİNİ SONLU  
ELEMENLARF STRES ANALİZ YÖNTEMİYLE İNCELENMESİ

Prof.Dr.Has an ALKUMRU



Prof.Dr.Gürcan ESKİTAŞCIOĞLU




Doç.Dr.Kemal ÜNSAL



Doç.Dr.Bülent KESİM



Doç.Dr.Sema BELLİ



**İÇİNDEKİLER**

<b>1.GİRİŞ.....</b>	<b>1</b>
<b>2.LİTERATÜR BİLGİ.....</b>	<b>2</b>
2.1.İmplantın Tarihçesi ve Sınıflandırılması.....	2
2.2.İmplant Uygulama Nedenleri.....	4
2.3.İmplant Doku Etkileşimi- Osseointegrasyon.....	5
2.4.İmplant Üstü Sabit Protezlerde Kullanılan Restoratif Materyaller.....	7
2.4.1.Sabit Protezlerde Kullanılan Metal Alaşımları.....	9
2.4.2.Dental Porselenler.....	13
2.4.2.1.Metal Destekli Dental Seramikler.....	15
2.4.2.2. Tam Seramikler.....	16
2.5. İmplantlarda Biyomekanik Faktörlerin Önemi.....	26
2.6. Mekanikte Bazı Temel Kavramlar.....	29
2.7. Stres Analiz Yöntemleri.....	33
<b>3. MATERYAL VE METOD.....</b>	<b>39</b>
<b>4. BULGULAR.....</b>	<b>46</b>
4.1. Ana Modeldeki Stres Dağılımı.....	46
4.2. Porselen Yapıdaki Stres Dağılımı.....	49
4.3.Altyapıdaki Stres Dağılımı.....	51
4.4. İmplanttaki Stres Dağılımı.....	56
4.5. Kemikteki Stres Dağılımı.....	59
<b>5. TARTIŞMA VE SONUÇ.....</b>	<b>67</b>

6. ÖZET .....	78
7.SUMMARY.....	79
8. LİTERATÜR LİSTESİ.....	80
9. ÖZGEÇMİŞ.....	92
10. TEŞEKKÜR.....	93



**TABLO LİSTESİ**

3.1. Ortak Materyal Özellikleri.....	41
3.2. Temel metal alaşım destekli porselen analizinde kullanılan materyal özellikleri.....	41
3.3. Kıymetli metal alaşım destekli porselen analizinde kullanılan materyal özellikleri.....	42
3.4. In-Ceram porselen kron analizinde kullanılan materyal özellikleri.....	42
3.5. IPS porselen kron analizinde kullanılan materyal özellikleri.....	42



**GRAFİK LİSTESİ**

Grafik 4.1. Dört Farklı Restoratif Malzemenin Porselen Yapılarına Ait Maksimum Stres Değerleri.....	62
Grafik 4.2. Dört Farklı Restoratif Malzemenin Altyapılarına Ait Maksimum Stres Değerleri.....	62
Grafik 4.3. İmplant Yapıdaki Kıymetli Metal Alaşım Destekli Porselen Kron Tasarımına Ait Stres Lokalizasyonları.....	63
Grafik 4.4. İmplant Yapıdaki Temel Metal Alaşım Destekli Porselen Kron Tasarımına Ait Stres Lokalizasyonları.....	63
Grafik 4.5. İmplant Yapıdaki In-Ceram Porselen Kron Tasarımına Ait Stres Lokalizasyonları.....	64
Grafik 4.6. İmplant Yapıdaki IPS Porselen Kron Tasarımına Ait Stres Lokalizasyonları.....	64
Grafik 4.7. Destek Kemik Yapıdaki Kıymetli Metal Alaşım Destekli Porselen Kron Tasarımına Ait Stres Lokalizasyonları.....	65
Grafik 4.8. Destek Kemik Yapıdaki Temel Metal Alaşım Destekli Porselen Kron Tasarımına Ait Stres Lokalizasyonları.....	65
Grafik 4.9. Destek Kemik Yapıdaki In-Ceram Porselen Kron Tasarımına Ait Stres Lokalizasyonları.....	66

Grafik 4.10. Destek Kemik Yapıdaki IPS Porselen Kron Tasarımına Ait  
Stres Lokalizasyonları.....66



**RESİM LİSTESİ**

Resim 2.1. Lekholm ve Zarb'a göre Kemik Kalitesi Sınıflaması.....	7
Resim2.2. Stres- Strain Eğrisi.....	31
Resim 3.1. Üç Boyutlu Matematiksel Model.....	39
Resim 3.2. Modellenen Krona Ait Kesitler.....	40
Resim 3.3. Modellenen Kronadan Kesit.....	40
Resim 3.4. Matematiksel Modelin Ağ Şeklinde Sunulması.....	43
Resim 3.5. Sınır Koşulları.....	43
Resim 3.6. Kuvvet Uygulama Noktaları.....	43
Resim 3.7. Modele Ait Bukkolingual Kesit.....	44
Resim 3.8. Modele Ait Mesiodistal Kesit.....	44
Resim 3.9. Modele Ait Kesit.....	44
Resim 3.10.İmplanttaki Stres Lokalizasyonları.....	45
Resim 3.11. Kemikteki Stres Lokalizasyonları.....	45
Resim 3.12. Kemikteki Stres Lokalizasyonları.....	45
Resim 4.1. Kıymetli Metal Alaşım Destekli Porselen Kron Tasarımına Ait Ana Modeldeki Stres Dağılımı.....	46
Resim 4.2. Temel Metal Alaşım Destekli Porselen Kron Tasarımına Ait Ana Modeldeki Stres Dağılımı.....	47



Resim 4.3. In-Ceram Porselen Kron Tasarımına Ait Ana Modeldeki Stres Dağılımı.....	48
Resim 4.4. IPS Porselen Kron Tasarımına Ait Ana Modeldeki Stres Dağılımı.....	48
Resim 4.5. Kıymetli Metal Alaşım Destekli Porselen Kron Tasarımına Ait Porselen Yapıdaki Stres Dağılımı.....	49
Resim 4.6. Temel Metal Alaşım Destekli Porselen Kron Tasarımına Ait Porselen Yapıdaki Stres Dağılımı.....	49
Resim 4.7. In-Ceram Porselen Kron Tasarımına Ait Porselen Yapıdaki Stres Dağılımı.....	50
Resim 4.8. IPS Porselen Kron Tasarımına Ait Porselen Yapıdaki Stres Dağılımı.....	50
Resim 4.9. Kıymetli Metal Alaşım Destekli Porselen Kron Tasarımına Ait Altyapıdaki Stres Dağılımı (Bukkal).....	51
Resim 4.10. Kıymetli Metal Alaşım Destekli Porselen Kron Tasarımına Ait Altyapıdaki Stres Dağılımı (Lingual).....	51
Resim 4.11. Kıymetli Metal Alaşım Destekli Porselen Kron Tasarımına Ait Altyapıdaki Stres Dağılımı (Bukkolingual).....	52
Resim 4.12. Kıymetli Metal Alaşım Destekli Porselen Kron Tasarımına Ait Altyapıdaki Stres Dağılımı (Mesiodistal).....	52
Resim 4.13. Temel Metal Alaşım Destekli Porselen Kron Tasarımına Ait Altyapıdaki Stres Dağılımı (Bukkal).....	53
Resim 4.14. Temel Metal Alaşım Destekli Porselen Kron Tasarımına Ait Altyapıdaki Stres Dağılımı (Lingual).....	53

Resim 4.15.Temel Metal Alaşım Destekli Porselen Kron Tasarımına Ait Altyapıdaki Stres Dağılımı (Bukkolingual).....	53
Resim 4.16.Temel Metal Alaşım Destekli Porselen Kron Tasarımına Ait Altyapıdaki Stres Dağılımı (Mesiodistal).....	53
Resim 4.17.In-Ceram Porselen Kron Tasarımına Ait Altyapıdaki Stres Dağılımı (Bukkal).....	54
Resim 4.18.In-Ceram Porselen Kron Tasarımına Ait Altyapıdaki Stres Dağılımı (Lingual).....	54
Resim 4.19.In-Ceram Porselen Kron Tasarımına Ait Altyapıdaki Stres Dağılımı (Bukkolingual).....	54
Resim 4.20.In-Ceram Porselen Kron Tasarımına Ait Altyapıdaki Stres Dağılımı (Mesiodistal).....	54
Resim 4.21.IPS Porselen Kron Tasarımına Ait Altyapıdaki Stres Dağılımı (Bukkal).....	54
Resim 4.22.IPS Porselen Kron Tasarımına Ait Altyapıdaki Stres Dağılımı (Lingual).....	55
Resim 4.23.IPS Porselen Kron Tasarımına Ait Altyapıdaki Stres Dağılımı (Bukkolingual).....	55
Resim 4.24.IPS Porselen Kron Tasarımına Ait Altyapıdaki Stres Dağılımı (Mesiodistal).....	56
Resim 4.25.Kıymetli Metal Alaşım Destekli Porselen Kron Tasarımına Ait İmplanttaki Stres Dağılımı.....	56

Resim 4.26.Temel Metal Alaşım Destekli Porselen Kron Tasarımına Ait İmplanttaki Stres Dağılımı.....	57
Resim 4.27.In-Ceram Porselen Kron Tasarımına Ait İmplanttaki Stres Dağılımı .....	58
Resim 4.28.IPS Porselen Kron Tasarımına Ait İmplanttaki Stres Dağılımı .....	58
Resim 4.29.Kıymetli Metal Alaşım Destekli Porselen Kron Tasarımına Ait Kemikteki Stres Dağılımı.....	59
Resim 4.30.Temel Metal Alaşım Destekli Porselen Kron Tasarımına Ait Kemikteki Stres Dağılımı.....	60
Resim 4.31.In-Ceram Porselen Kron Tasarımına Ait Kemikteki Stres Dağılımı .....	60
Resim 4.32.IPS Porselen Kron Tasarımına Ait Kemikteki Stres Dağılımı .....	61

## 1.GİRİŞ

Oral implantolojide başarı hekim ve hastanın ortak beklentisidir. Günümüzde ilerleyen teknoloji, hekime büyük avantajlar sağlamakta, bu da doğala yakınlığı ve kullanım kolaylığı nedeni ile tercih edilen sabit protetik tedavide implant kullanımını daha da arttırmaktadır. Özellikle implantın tek diş eksikliğindeki uygulama oranı diğer endikasyonlarına göre fark edilir ölçüde artmıştır.

İmplantın fonksiyonel kuvvetlere karşı koyması, bu kuvvetlerin protez-implant ve implant- destek kemik sisteminde biyomekanik dengeyi sağlayacak şekilde düzenlenmesi önem taşımaktadır. İmplantlara etki eden fonksiyonel kuvvetler sonucu oluşan stresler, çiğneme sisteminin ve protezin biyomekanik özelliklerinden etkilenir. Oluşacak stresler, geometri, materyal özellikleri, destek kemik ve yükleme durumlarının idealizasyonu ile kontrol edilip, klinik çalışmalara yön verilerek uzun dönem başarı oranı artırılabilir.

Ünlü bilim adamı Lord Kelvin (1824-1907), 'Ekseriya bahsettiğiniz şeyi ölçebiliyor ve sayılarla ifade edebiliyorsanız bu şey hakkında bir şeyler biliyor sayılırsınız, fakat söylediklerinizi sayılarla ifade edemezseniz bu husustaki bilgileriniz zayıf ve yetersizdir; bunlar bilginin başlangıcı olabilirler, fakat bu türlü bilgileriniz ne olursa olsunlar,bilim seviyesine yükselmiş sayılmazlar' der.

Başarıda olumsuz durumların kaldırılmasına katkı sağlamak, sonuçları sağlam dayanaklarla sunabilmek amacıyla biyolojinin konusunu oluşturan varlıkların davranışlarının incelenmesinde matematiği kullandık. Çalışmamızda implant üstü kron tasarımlarında farklı materyallerin fonksiyonel kuvvetler altında oluşturdukları stres miktar ve lokalizasyonlarını incelemek için bilgisayar destekli üç boyutlu dizayn teknikleri ve sonlu elemanlar stres analiz yöntemi kullanılmıştır.

## 2-LİTERATÜR BİLGİ

### 2.1.İmplantın Tarihçesi ve Sınıflandırılması

Avrupa ve Amerika'daki antropolojik keşifler insan ve hayvan dişleri, kemik parçaları, fildişi ve inciye içeren homolog veya alloplastik materyallerin kullanılarak kayıp dişlerin yerine konması girişimlerinin tarihte çok erken dönemlere dayandığını göstermektedir. O zamanlar dişlerin yerine konulmasındaki ana amaç estetikti. Çiğneme fonksiyonuna pek bir katkıları yoktu. İlk olarak MS 1100 yılında İspanyol'lar kayıp dişleri yerine koymanın medikal olarak kabul edilebilir olduğunu söyleyerek dişlerin transplantasyon ve retransplantasyonunu tavsiye etmişlerdir. Bu metot yüzyıllarca yaygın olarak kullanılmıştır. Özellikle 18.yy.da, Fransa ve İngiltere'de dişlerin transplantasyonu yüksek sosyal çevrelerde moda olmuştu.

Daha sonra büyük başarısızlık oranlarından ve tüberküloz, sifilis gibi hastalıkların bulaşma riskinden dolayı diş transplantasyonları tenkit edilmeye başlamıştır. 18. ve 19. yy.larda doğal bilimlerin gelişimi ile ve bilimsel metod ve bilgilerin tıp alanına girmesiyle kayıp dişlerin çenelere yabancı materyaller yerleştirilerek yerine konması konusunda sayısız girişim gerçekleşmiştir. 19.yy.ın sonlarında, pek çok yazar yapay olarak oluşturulmuş alveol içine diş köklerine benzer şekilde alloplastik materyallerin (lastik, altın, porselen, fildişi vs.) implantasyonunu önermişlerdir.

Endosteal implantların tarihi erken Mısır'a dayanmaktadır. O zamanlar implantasyon için çok çeşitli materyaller kullanılmıştır. Bunları sıralayacak olursak; MÖ 600'de Çin ve Mısır'da elde edilen kayıtlarda taş ve fildişinden ilk implant örneklerine rastlanmıştır. 1565'de Petronius altını, 1666'da Fabricicus altın ve fildişini, 1775'de Pujol pirinci, 1827'de Rodgers gümüşü ve 1829'da Levert platini implant materyali olarak kullanmışlardır. Malzeme ve tekniğin gelişmesiyle 1860'larda Lister aseptikten, 1902'de Lambotte tantaldan, 1912'de Sherman paslanmaz çelikten ve 1936'da Venable kobalt alaşımından implant üretmiştir. 1937'de polimetilmetakrilat, 1939'da Strock'un kullandığı vityum, 1951'de Leventhal'in kullandığı titanyum, 1962'de Smith'in kullandığı alüminyum oksit seramik, 1965'de osseointegrasyon kavramı ile ilk kez Bränemark'ın kullandığı saf titanyum, 1960'larda grafit, camı ve prolitik karbon, 1970'lerde trikalsiyum fosfat ve hidroksiapatit, implant materyali olarak kullanıma girmiş malzemeler arasında yer

almıştır (Hobo ve ark 1990). İmplant materyallerinin çeşitliliği konuya olan ilginin bir göstergesidir.

Günümüzde kullanımı yaygın hale gelen implantlar değişik şekillerde sınıflandırılmaktadır. Bu sınıflandırmalar;

- 1.Yerleştirildiği dokuya,
- 2.Kullanılan materyal türüne,
- 3.İmplantların doku ilişkilerine ve
- 4.İmplantın şekline göre oluşturulmuştur.

Günümüzde endoossöz implantlar osseointegrasyondaki gelişmeler doğrultusunda en yaygın olarak kullanılan implant türüdür (Hobo 1990, Knapp JG Small IA 1990, Maxson BB Powers MP Scott RF 1990). Endoossöz implantlar aşağıdaki gibi sınıflandırılmıştır:

#### 1.Silindirik İmplant

-Solid (içi dolu)

Screw (vida)

Düz

-Hallow (içi boş)

Screw (vida)

Düz

#### 2. Blade İmplantlar

#### 3. Özel Tasarımlar (Eskitaşcıoğlu 1999).

Günümüzde çoğunlukla solid silindirik düz veya vida tasarımlı implantlar tercih edilmektedir.

Materyal konusunda şimdye kadar yapılan araştırma sonuçları titanyumun mekanik kalite ve biyolojik kalite faktörlerinin kesişimi açısından ideal bir materyal olduğunu kanıtlamıştır. Titanyumun bu özelliği onu örten oksit tabakası ile açıklanabilir. Böylece metal ile çevre doku arasında iyon alışverişi olmaz. Titanyum yüzeyi çeşitli şekillerde kaplanarak veya pürüzlendirilerek yüzey alanı arttırılmış ve ossöz iyileşme çabuklaştırılmıştır. Bunlardan bazıları;

- (1) Titanyum Plasma-Spray Kaplama (TPS),
- (2) HA Kaplama,
- (3) Laser'le Yüzey Pürüzlendirme(LISR),
- (4) Kumlama Yüzey Asitleme (SLA),
- (5) Eriyebilen HA tozları ile pürüzlendirme (MTX).

Dental implant materyalinin özelliğine göre biyo inert ve biyoaktif olması istenir.

## **2.2. İmplant Uygulama Nedenleri**

Osseointegre implantlar , parsiyel ve total diş eksiklerinde farklı nedenlerle bir tedavi seçeneği olabilir.

Hobo'ya (1990) göre implant tedavisinin endikasyonları aşağıdaki gibidir:

- 1.Total dişsiz hastalarda,
- 2.Hareketli parsiyel protez kullanım zorluğu olan kısmi dişsiz hastalarda,
- 3.Sabit protez yapılamayacak kadar destek dişler arasında uzun mesafenin olduğu kısmi dişsiz hastalarda,
- 4.Tek diş eksikliği olan hastalarda,
5. Hareketli protez kullanmayı reddeden Kennedy I ve Kennedy II sınıf hastalar.

Eskitaşçioğlu'na (1999) göre implant tedavi endikasyonları ise aşağıdaki gibi özetlenmiştir:

- 1.Total diş eksikliği vakalarında,
  - Sabit
  - Hareketli
- 2.Parsiyel diş eksiklik vakalarında,
  - Tek diş eksikliği
  - Birden fazla diş eksikliği
- 3.Çene yüz protezlerinde,
- 4.Ortodontik amaçlı.

Hobo'ya (1990) göre implant tedavisinin kontrendikasyonları aşağıdaki gibidir:

1. Yüksek doz radyasyon almış hastalarda,
2. Piskoz ve dismorfofobi gibi psikiyatrik problemlere sahip hastalarda,
- 3.Hemotolojik sistem rahatsızlığı olan hastalarda.

### **2.3.İmplant Doku Etkileşimi – Osseointegrasyon**

Osseointegrasyon terimi Bränemark tarafından, yük altındaki implant yüzeyi ile, canlı kemik arasında direkt ve düzenli yapıda fonksiyonel bir bağlantı olarak tanımlanmıştır (Branemark 1983, Branemark ve ark 1985, Albrektsson ve Jacobsson 1987, Albrektsson ve Zarb 1989). Meffert ve ark. osseointegrasyon terimini iki bölüme ayırarak tarif etmişlerdir. Buna göre 'adaptif osseointegrasyon'; ışık mikroskobu seviyesinde arada yumuşak doku görülmeksizin implant yüzeyi ile kemik dokusunun beraberliğidir. 'Bio osseointegrasyon' ise elektron mikroskobu seviyesinde kemik yüzeyine biyokimyasal direkt bağlantıdır.



## Osseointegrasyonu etkileyen faktörler:

- 1.Kullanılan implant materyali,
- 2.İmplantın dizaynı,
- 3.İmplantın yerleştirildiği seansta kemikte travma oluşturulup oluşturulmadığı
- 4.İyileşme tamamlanmadan desteklere oklüzal kuvvetlerin veya yüklerin gelmesi olarak özetlenebilir (Hobo ve ark 1997).

Albrektsson ve ark.'na göre (1986) başarı kriterleri aşağıdaki gibidir:

- 1.İmplant yerleştirildikten sonra klinik olarak test edildiğinde mobil olmamalıdır.
- 2.Periimplant radyolusensi olmamalıdır.
- 3.İmplantın bir yıl kullanımı sonrası vertikal kemik kaybı 0.2 mm den az olmalıdır.
- 4.Ağrı, enfeksiyon, nöropati, parastezi veya mandibular kanalın perforasyonu gibi işaret ve semptomlar bulunmamalıdır.
- 5.Beş yıllık gözlem periodu sonrası %85 , on yıllık gözlem periodu sonrası %80'lik bir başarı oranı gözlenmelidir.

Kemik yoğunluğu implant kemik kontağının miktarı ile direkt ilişkilidir. Kemik kontağının yüzdesi kortikal kemikte trabeküler kemiğe göre önemli derecede fazladır. Kemik yoğunluğu primer stabilizasyon ve streslerin kemiğe daha iyi dağıtılması açısından önemlidir. İlerleyen kemik yüklemesi implant-kemik kontağının yoğunluk ve miktarını değiştirir, bu ise tüm sistemin destek mekanizmasını iyileştirir (McNeill 1997).

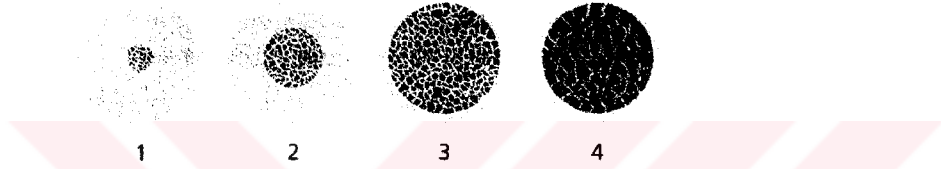
Lekholm ve Zarb (1985) 4 tip kemikten bahsetmişlerdir:

D1: Az miktarda trabeküler koru içeren dens, homojen kalın kompakt kemik,

D2: Dens trabeküler koru çevreleyen kalın, dens, kompakt kemik,

D3: Dens trabeküler koru çevreleyen ince kompakt kemik,

D4: Düşük densitede trabeküler kemiği çevreleyen ince kompakt kemik.



Şekil 2.1. Lekholm ve Zarb'a göre kemik kalitesi sınıflaması (Lindhe ve ark 1998)

Dens kemik ile karşılaştırıldığında zayıf nitelikli, pöröz bir yapıya sahip kemikte klinik başarısızlık oranının önemli derecede arttığı pek çok araştırmacı tarafından kanıtlanmıştır. Stresi azaltmak için klinisyen, geniş yüzey alanına sahip implant dizaynı kullanabilir veya implant sayısını arttırabilir. Yani dişsiz bölgedeki mevcut kemiğin densitesi tedavi planında, implant dizaynında, cerrahi yaklaşımda, iyileşme süresinde ve protetik rekonstrüksiyon sırasında ilk devamlı kemik yüklemesinde belirleyici bir faktördür (Misch ve Bidez 1999, Eskitaşçıoğlu ve ark 2001).

#### 2.4. İmplant Üstü Sabit Protezlerde Kullanılan Restoratif Materyaller

Dental materyal bilimi, materyallerin kompozisyonu ve özellikleri yanında uygulandıkları çevre ile olan etkileşimlerini kapsar. Böylece herhangi bir uygulama için materyal seçimi güvenli ve emin bir şekilde yapılabilir. Özellikle doğru materyal seçimi dikkatli bir manipulasyonla birleştirildiğinde, tedavide daha başarılı sonuçlar elde edilir (Mc Cabe 1990).

Hekim, hasta ağızındaki restorasyon tipine karar verdiğinde, farklı materyaller arasında seçim yapabileceği gibi, aynı materyalin iki veya daha fazla tipi arasından da seçim yapabilir. Son yıllarda dental materyallerdeki hızlı gelişmelerle bu konudaki alternatifler daha da artmıştır (O'Brien 1997).

Dişlerin restorasyonları sözkonusu olduğunda, seçimi yapılacak materyalin mine dokusu ile benzer özelliklere sahip olması gerekmektedir (Gladwin ve Bagby 2000). Materyallerin doğasında varolan özellikler, dişhekimliğinde kullanımları için onların seçimini etkileyecektir. İstenen tüm özelliklere sahip ideal bir restoratif materyal olmadığı için bunların kombine olarak kullanılması daha fazla tercih edilmektedir (Phillips 1984). Gereksinimlere karşı istenen özelliklerin en iyi bulunduğu seçimler yapmak için materyallerin avantaj ve dezavantajlarının bilinmesi kritik bir öneme sahiptir. Örneğin, metal destekli porselen restorasyon, dental porselenin estetiği ile metalin dayanıklılığı ve kolay şekil verilebilme özelliğini birleştirir (O'Brien 1997).

İdeal bir implant üstü sabit protetik restorasyonun hazırlanması için materyallerde aranan özellikler ve uygulanacak restoratif sistemden beklenen gereksinimler şunlardır:

1. Dayanıklılık (Kırılma dayanıklılığı, esneyebilirlik, sertlik)
2. Biyouyumluluk
3. Estetik olması (Işığın difüzyonu, traslüsensi, renk ve 'chamelon' etkisi)
4. Hızlı ve kolay bir şekilde elde edilebilmeleri
5. Doğal dişlere benzer aşındırıcı etkisinin olması
6. Doğal dişlere benzer diş aşınması
7. Termal genişleme katsayısının mineyle uyumlu olması
8. Uygun stres transferi sağlaması

9.Ekonomik olması (Eskitaşçıoğlu 1999).

Protetik dişhekimliğinde kullanılan materyaller metal alaşımlar, seramikler ve sentetik malzemeler ana başlıkları altında toplanabilir.

#### **2.4.1.Sabit Protezlerde Kullanılan Metal Alaşımları**

Dental metal alaşımları sabit protez uygulamalarında geniş bir kullanım alanına sahiptir. Altın ve diğer değerli metal alaşımlarının maliyetinin yüksek oluşu, birçok alternatif alaşımın dişhekimliğinde kullanılmasına zemin hazırlamıştır. Bu alternatif alaşım sistemlerinin kron ve köprü protezlerde seçimi, alaşımların kullanım amaçlarına uygun özelliklerinin dikkate alınmasıyla gerçekleşir. Bu özellikler arasında en önemlileri, fiziksel ve kimyasal özellikler, doğru döküm tekniği ve porselen-metal uyumluluğudur (O'Brien 1997).

Metal alaşımlar için fonksiyon, renk ve kompozisyonu temel alan sınıflamalar söz konusu olmakla birlikte, kron-köprü protez uygulamalarında geniş bir kullanım alanına sahip metal seramik alaşımlar için alternatif bir sınıflama listesi aşağıda görölmektedir.

##### **2.4.1.1.Soy Metal Alaşımları**

-Pd (palladyum)

Pd-Ag (palladyum-gümüş)

Pd-Cu (palladyum-bakır)

Pd-Co (palladyum-kobalt)

-Au (altın)

Au-Pt-Pd (altın-platin-palladyum)

Au-Pd (altın-palladyum)

Au-Pd-Ag (altın-palladyum-gümüş)

#### **2.4.1.2.Soy Olmayan (Temel) Metal Alaşimleri**

Ni-Cr-Be (nikel-krom-berilyum)

Ni-Cr (nikel-krom)

Co-Cr (kobalt-krom)

Ti & Ti alaşımları (titanyum ve titanyum alaşımları) (O'Brien 1997).

#### **2.4.1.1.Soy Metal Alaşımları**

##### Yüksek altın alaşımları

Bu alaşımlar, yüksek oranda Au ile Pt-Pd gibi değerli metal gruplarından oluşur. Metal-porselen bağlantısı için, az miktarda kalay, demir ve indium gibi metaller içeriğinde yer alır. Kolay işlenebilirlikleri, biyolojik uyumlulukları, korozyona dirençleri ve porselende renklenme yapmamaları en önemli avantajları arasında yer alırken, düşük elastisite modülüsleri ve porselen fırınlanması esnasındaki zayıf eğilme direnci ise en önemli dezavantajlarıdır (O'Brien 1997).

##### Altın-Palladyum-Gümüş alaşımları

Bu alaşımların elastisite modülü daha iyi ve porselen pişirme süresinde olan boyutsal değişikliklere daha az hassastır. Korozyona karşı direnci, klinik çalışma karakteristiği genellikle iyidir. Bu alaşımların en önemli dezavantajları içindeki gümüş içeriğine bağlı olarak porselen renginde değişime sebep olmalarıdır. Gümüş porselende porselenin cinsine bağlı olarak sarı-yeşil renk değişikliğine neden olur (O'Brien 1997).

### Paladyum-gümüş alaşımları

Paladyum-gümüş alaşımları çoğunlukla %50-60 palladyum içerirler. Fiziksel ve kimyasal özellikleri metal destekli porselen restorasyonlar için uygundur ve diğer soylu metal alaşımları ile karşılaştırılabilir. %50-60 soyluluk tatmin edici derecede lekelenme ve korozyon direnci ve iyi klinik çalışma özellikleri sağlar (O'Brien 1997).

Bu grubun elastisite modülü tüm değerli alaşımlar içinde en elverişli olanıdır ve en az şekil değişikliğine uğrayan dökümlerle sonuçlanır. Palladyum-gümüş alaşımları iyi dökülebilirdir ve değerli metal alaşımları içinden düşük deformasyon eğilimine sahiptir. Porselene bağlanma direnci de mükemmeldir. Bu grubun asıl dezavantajı, altın-palladyum-gümüş alaşımları gibi düşük gümüş içerikli alaşımlardan daha fazla miktarda porselenin renginin yeşile dönüşmesidir (O'Brien 1997).

### Altın-palladyum alaşımları

Gümüş içermeyen altın-palladyum alaşımları gümüşün neden olduğu renk problemlerini azaltmak için 1970'lerin ortalarında geliştirildi. Yield strength ve sertlikleri uygundur ve elastisite modülü yüksek altın alaşımlara oranla yükseltilmiştir. Altın-palladyum alaşımlarının bilinen tek dezavantajı yüksek ekspansiyon porselenleri ile olan termal ekspansiyon uyumsuzluğudur. Korozyon rezistansı yüksek soyluluk nedeniyle çok iyidir. Deformasyon eğilimi nerdeyse altın-palladyum-gümüş alaşımlarıyla aynıdır ve yüksek altın alaşımlarından çok daha iyidir (O'Brien 1997).

### Paladyum-bakır alaşımları

Paladyum-bakır alaşımları genellikle %70-80 palladyum içerir, az ya da hiç altın içermez, %15'den fazla bakır ve yaklaşık %9 galyum içerir. Bazı palladyum-bakır alaşımları, opak porseleni uygulamada zorluğa neden olan ağır oksid içerir. Bazı alaşımlardaki yüksek sertlik değeri, nispeten düşük elastisite modülü ile dengelenir, daha iyi bir çalışma karakteristiği ile sonuçlanır. Dayanıklılığı iyidir ve bazı alaşımlarda yüksek yield strength bulunmuştur. Paladyum-bakır alaşımları paladyum-gümüş alaşımları gibi kolay erimez ya da dökülmez, fakat bu açıdan kabul edilebilir. İlaveten, birçoğunun

bükülme direnci palladyum-gümüş alaşımlarındaki gibi yüksek değildir ve çok üyeli sabit protezlerde tekrar kullanımları kontrendikedir (O'Brien 1997).

### Palladyum-kobalt alaşımları

Palladyum-kobalt alaşımları %88 palladyum % 4-5 kobalt içerirler ve sınırlı bir kullanıma sahiptirler. Bu alaşımların başlıca avantajları, bazı porselenler için yararlı olan yüksek termal ekspansiyon katsayısına sahip olmalarıdır. Fakat en önemli dezavantajları ince marjinlerde maskeleyen güç olan siyah oksit tabakası oluşturmalarıdır (O'Brien 1997).

### **2.4.1.2.Soy Olmayan (Temel) Metal Alaşımları**

Altın alaşımlarının pahalı olması nedeniyle 1970'lerde Cr ve Ni kullanımı yaygın hale gelmiştir. Ni-Cr ve Co-Cr alaşımları soy metal alaşımlarından daha yüksek elastisite modülüsüne sahiptirler. Böylece uzun köprülerde daha az esnemeyle yeterli direnç ve daha ince bir metal alt yapı oluşumu sağlarlar. Diğer önemli özellikleri ise, fırınlama esnasında yüksek eğilme direnci göstermeleridir. Metal destekli porselen restorasyonlarda metal-porselen bağlantısı için gerekli olan oksit tabakasını (krom oksit) oluştururlar. Korozyona dirençleri kabul edilebilir düzeydedir. Ekonomik olmaları ve sertlikleri, aşınmanın ön plana çıktığı durumlarda olumlu bir özellik olarak değerlendirilen avantajlar arasında yer alır.

Aşırı sertliklerinden dolayı oklüzal uyumlama ve parlatma gibi çalışma zorlukları, döküm büzülmesinin fazla olması , kalın oksit tabakası oluşumu ile metal-porselen bağlantısında zayıflama, içeriklerinde berilyum ihtiva eden alaşımların toksik etkiler göstermesi ve nikelden kaynaklanabilen potansiyel biyolojik riskler bu alaşımların dezavantajlarıdır.

Bu grupta yer alan diğer bir alaşım ise titanyum alaşımıdır. Titanyum soy metal olmamasına rağmen, mükemmel biyouyumluluğu nedeniyle sıklıkla temel metal alaşımları içinde yer alması tartışılmaktadır. Metal destekli porselenlerde titanyum alaşımının kullanımı döküm zorlukları nedeniyle sınırlı olmaktadır.

Sabit protezler için geliştirilen alaşım sistemlerinde her metalin avantaj ve dezavantajları söz konusu olup, finansal ve teknik olarak dezavantajsız bir sistem bulunmamaktadır (Baran ve ark 1985, Wilson ve ark 1987, O'Brien 1997, Shillinburg ve ark 1997).

#### 2.4.2. Dental Porselenler

Seramikler slika yapısında olan topraksı materyallerdir. Bu sebeple ismini 'Keramikos' yani topraktan yapıma anlamına gelen kelimedenden almaktadır.

Geleneksel dental porselenin içeriğini Feldspar, Kaolin, Quartz oluşturur.

##### 1.Feldspar ( $K_2OAl_2O_36SiO_2$ )

Dental porselene birleştiricilik ve saydamlık verir. Doğal feldspar, saf olmayıp potas ( $K_2O$ ) ve soda ( $Na_2O$ ) ile değişik oranlarda karışım halinde bulunur. Bunlar diş şeklinin ve yüzey detaylarının kaybolmasını önleyerek, krona doğal görünüş sağlamaya yardım ederler.

##### 2.Kaolin (Kaolinite) ( $2H_2OAl_2O_32SiO_2$ )

Çin kili olarak isimlendirilen kaolin bir alüminyum hidrat silikatıdır.Dental porselende çok az kullanılan ya da hiç kullanılmayan kaolinin, yapıştırıcılık ve şekillendiricilik özelliğinden istifade edilir.

##### 3.Quartz ( $SiO_2$ )

Silika yapısında olan quartz dental porselenlerde desteklik görevi yapar ve büzülmeyi ayarlar. Kütleye stabilite sağlayarak dayanıklılığını artırır. Aynı zamanda materyale şeffaf bir görünüm verir (Mc Lean 1979, McCabe 1990, Naylor 1992, Zaimoğlu ve ark 1993).

Dental porselenler klasik olarak fırınlama derecelerine göre ve dirençlendirilme mekanizmalarının esas alındığı yapım tekniklerine göre sınıflandırılabilirler:



## **Fırınlama Derecelerine Göre:**

1-) Düşük ısı (low fusing) dental porselenler (871°C-1066°C): Jaket kron, metal destekli kron porselenlerinde aluminöz porselenlerde (kor materyali hariç), çeşitli boya ve parlatma (glaze) tozlarında kullanılırlar.

2-)Orta ısı (medium fusing) dental porselenler (1093°C-1260°C): Gövde porseleninde kullanılırlar.

3-)Yüksek ısı (high fusing) dental porselenler (1288°C-1371°C): Özellikle sunidişlerin yapımında ve nadiren yüksek ısı ile pişirilen jaket kronların yapımında kullanılırlar (Zaimoğlu ve ark 1993, O'Brien 1997).

## **Yapım Tekniklerine Göre:**

### **1-Metal Destekli Dental Porselenler**

#### **A-)Döküm Metal Üzerinde Bitirilen Dental Porselenler**

Vita VMK 68, Ivoclar, Vitadur Alpha

#### **B-) Metal Yaprak Üzerinde Bitirilen Dental Porselenler**

Renaissance, Sunrise (Memikoğlu 1997)

### **2-Tam Seramikler**

#### **A-) Konvansiyonel (toz-likit) seramikler**

#### **B-)Döküm tam seramik tekniği**

#### **C-)Bilgisayar destekli tam seramik kopyalama tekniği**

#### **D-)Enjeksiyon tam seramik tekniği**

#### **E-) Cam infiltre tam seramik tekniği**

F-)Diğer porselen sistemleri (Rosenblum ve Schulman 1997, Kedici 2002)

#### 2.4.2.1.Metal Destekli Dental Seramikler

##### A) Döküm Metal Üzerinde Bitirilen Dental Seramikler

Bu tip porselenler soy veya soy olmayan metal alaşım sistemlerinin üzerine fırınlanarak elde edilirler. İyi bir metal porselen bağlantısı için metal ve porselenin termal genleşme katsayıları (TGK) uyumlu olmalıdır. Metal-porselen bağlantısında, TGK'larındaki uyumsuzluk istenmeyen termal stresler meydana getirecektir. Bu stresler daha zayıf olan materyalde yani porselende kırılmalara sebep olacaktır.Metal yapı öncelikle bir ön ısı uygulamasına tabi tutularak yüzeyin oksitlenmesi sağlanır. Daha sonra metal rengini maskelemek için titanyum dioksit, zirkonyum oksit, kalay oksit gibi oksitler içeren opak porselen uygulanır. Bunun üzerine dentin, mine, glaze porselenleri bilinen usüllerle şekillendirilebilir. Metal-porselen restorasyonların başarısı, alaşımın ve porselenin özelliklerine ve arada oluşan bağlantının gücüne bağlıdır.

Porselenin metale bağlantısını etkileyen 4 mekanizma tanımlanmıştır:

1)Mekanik Bağlanma: Metal yüzeyi kumlama gibi mikroabrazyon yöntemleriyle pürüzlendirilerek yüzey alanı arttırılır. Bu şekilde hazırlanan yüzeyi ıslatan porselenle, metal arasında mekanik tutuculuk sağlanır.

2)Sıkıştırma Bağlantısı: Metal alt yapı porselene oranla biraz daha fazla TGK'na sahip olmalıdır. Metal ve porselen arasındaki bu fark, restorasyon soğurken porselenin metale doğru çekilmesine sebep olarak bir tutuculuk sağlar.

3)Van der Wall's kuvvetleri: Sorumlu moleküllerin birbirini çekmesidir. Bağlanma mekanizmaları içinde çok kuvvetli değildir. Ancak kimyasal bağlantı için zemin hazırlar.

4) Kimyasal Bağlanma: Metal yüzeyinde oluşan oksit tabakasına olan bağlantıdır. Altın alaşımlarında indiyum, galyum, demir gibi elemanlar oksijen varlığında fırınlanırsa yüzeye geçer ve bunlar porselenin opak tabakası içindeki benzer oksitler ile bağlanır. Temel metal alaşımlarında ise, bu elementler ilave edilmeksizin ortaya çıkan krom-oksit tabakası

bağlantıyı sağlar (Naylor 1992, Zaimoğlu ve ark 1993, O'Brien 1997, Shillinburg ve ark 1980).

Dental porselenin kalınlığı bu sistemde önemlidir. 2 mm'den kalın dental porselenlerde iç gerilim nedeniyle kırılmalar oluşabilmekteyken, tersine ince porselenin direnci daha fazla olmaktadır. Ancak porselen incelendiğinde opak kalitenin azalmasına bağlı olarak metal renginin dental porselen altından yansımaları söz konusu olabilir (Claus 1980). Tüm bunların yanında metal alt yapının uygun tasarımda yapılması metal ve dental porselen arasındaki dengenin korunmasında önemli rol oynamaktadır (Mc Lean 1979, Claus 1980).

Günümüzde en yaygın sabit restorasyon materyali olarak metal destekli porselenler kullanılmaktadır. Metal-porselen sistemlerindeki metal alt yapının ortaya koymuş olduğu direnç üstünlüğü bu sisteme ait tüm olumsuzlukların üstesinden gelebilecek düzeydedir (O'Brien 1989).

## **B) Metal Yaprak Üzerine Bitirilen Dental Seramikler**

Metal ve laboratuvar maliyetini düşürmek metal kalınlığını azaltmak, metal röflesinden kaçınarak optimum estetiği sağlamak ve simantasyon işlemleri sırasında metal porselen birleşimlerdeki gerilimleri azaltma amaçlarını hedefleyen bu sistem 1976'da Mc Lean tarafından geliştirilmiştir. Ancak bu sistemin dirençlendirilmiş tam porselen ve metal destekli porselen sistemlerinden düşük kırılma direncinde bulunması ve çok üyeli restorasyonlarda kullanılmaması bazı sınırlamaları beraberinde getirmiştir (Memikoğlu 1997). Metal yaprak üzerine bitirilen kronlar uzun zamandan beri çeşitli formlarda pazarlanmıştır. Fakat bunlar yaygın kullanımda tercih edilmemiştir (Mc Lean ve Odont 2001). Renaissance ve Sunrise bu grubun günümüzde bilinen örnekleridir.

### **2.4.2.2) Tam Seramikler**

Restoratif dişhekimliği, kaybolan diş dokusunun yerine ideal bir materyal bulma peşindedir. Dental porselenler, kayıp diş dokusunun yerini alan en doğal görünümlü dental materyallerdir. Porselen düşük çekme direnci ve kırılabilirliği sebebiyle kırılmaya karşı direncini arttırmak amacıyla genellikle metal altyapıya bağlanmıştır. Ancak bu metal altyapı, porselenin ışık geçirgenliğini azaltarak metal iyon renklemeleri ortaya çıkararak

porselenin estetiğini etkilemektedir. Ayrıca bazı hastalarda çeşitli metallere hassasiyet ve alerji olabilmektedir. Bu dezavantajlar, materyal ve laboratuvar maliyeti ile birlikte metal seramik sistemlerinin yüksek dayanıklılığı ve hassas uyumu sağlayabilen tam seramik sistemlerin geliştirilmesine olanak sağlamıştır (Rosenblum ve Schulman 1997).

### **A-)Konvansiyonel (toz-likit) Porselenler**

Day materyali üzerine tozun ve likitin karıştırılıp tabakalar halinde uygulanması ile restorasyonun konturlarının verildiği seramiklerdir. Tozlar değişik ton ve translüsenkiye sahiptirler. Bu seramiklere örnek olarak Optek HSP, Duceram LFC, Vita Dur N, Ceramco, Ceramco II, Mirage, Mirage II verilebilir (Rosenblum ve Schulman 1997).

Optek HSP: Kor içermeyen, tam seramik kronların yapımları için tasarlanmış yüksek lösit porselenlerdir. Refraktör day yöntemi veya platin yaprak üzerinde hazırlanabilen çok estetik bir sistemdir. Her ne kadar normal konvansiyonel feldspatik porcelene oranla direncinde bir artma olsa da kor yapısı içerenler kadar kuvvetli değildir (Wall ve Cipra 1992).

Duceram LFC: “Hidrotermal düşük ısı porseleni” denilen bir restoratif materyaldir. Üretici firma bu kristal yapının daha yüksek yoğunlukta olduğunu, esneme ve kırılma direncinin daha fazla olduğunu belirtmektedir. Duceram LFC, seramik inley ve veneer kronların yapımında kullanılmaktadır (Rosenblum ve Schulman 1997).

### **B-) Döküm Tam Seramik Tekniği**

Dental seramik üretiminin önemli diğer bir gelişmesi; 1973 yılında Grossman DG tarafından, florin içeren tetra-silisik mika kristallerinin cam bir faz içinde kontrollü kristalizasyonu tekniğini esas alan dökülebilir cam seramiklerin üretimidir. Mum uzaklaştırma tekniği ile dökülebilir bu seramik türünün; anterior ve posterior tek kron, inley, onley, faset, kontur ve oklüzal yüzey restorasyonlarında uygulama alanı vardır. Genellikle tek renkte materyal bulunur, bu materyal konvansiyonel feldspatik porselenle kaplanarak final restorasyonu istenen rengi ve karakterizasyonu sağlamaktadır. Bu seramiklere örnek olarak Dicor dökülebilir cam restorasyonlar verilebilir (Kedici 2002).

## Dicor

Dicor dökülebilir cam seramik restorasyonların tarihçesi 1930'ların erken dönemine rastlamaktadır.

Dicor porseleni hacim olarak %45 cam ve %55 kristal tetrasilisik mika olan camdan oluşur. Dökülebilir cam porselenin yapısında diğer porselenlerden farklı ağırlık olarak, alüminyum oksit bulunur. Dicor porselenin ağırlığının %70'ni silisyum oksit, %30'nu magnezyum oksit ve %4-9'nu da magnezyum florür gibi diğer bileşikler oluşturmaktadır (Roulet 1991, Alaçam ve ark 1998). Cam yapı materyale daha iyi mekanik özellikler kazandırmaktadır. Bu porselende kristal yapı %12-15 arasındadır ve kitlenin büyük bir bölümü amorf cam yapısındadır. %55'ni oluşturan mika kristallerinin birbirine kenetlenmesi ile porselenin direnci artmakta ve oluşabilen çatlakların yayılımı engellenmektedir (Alaçam ve ark 1998).

Bu sistem kronlar; porselen laminate veneerler, tüm seramik köprüler, seramik kron korlarında, ve inley /onleylerde kullanılmaktadır (Şahmalı ve Albayrak 1996)

Estetik materyal seçiminde döküm seramiklerin tercih edilmelerinin en büyük iki nedeni, karşıt mineyi aşındırmaması ve plak akümülyasyonunun diğer restoratif materyaller ve doğal mineye göre daha az olmasıdır.

Dicor kronların klinik yapısal özellikleri incelendiğinde dental seramikler için gereklilik arz eden birçok unsuru bir arada görmek mümkün olur. Bu sistemde mine ve seramik şeffaflığının birbirine yakın olması, doğal görünüm sağlar. Yine Dicor, mine kristal aralıklarından daha küçük kristal aralıklarına sahip olduğundan dağılan ışık yoğunluğu azalır. Kristal yapı fazlalığından dolayı ışık dağılımı Dicor'da daha çoktur. Yine bu sistemde metal yapı olmadığı için metal yansıması yoktur, siman renkleri istenildiği gibi kullanılır. Mineye yakın şeffaflığın olması bukalemun etkisi yaratır. Bukalemun etkisi; rengin komşu diş dokularından, kökten ve kesik diştten gelerek yayılması olayıdır. Sadece diştten boyama imkanı vardır. İçten boyama ile şahsi karakterizasyonlar bu sistemde verilemez. Dicor kronların en önemli özelliklerinden biri radyografik olarak da izlenebilmesidir. Bu kronların altında oluşabilecek sekonder çürükler uygulanan pin ve

postların durumu ve aynı zamanda kronların sınır adaptasyonu radyografilerde belirgin olarak izlenir.

Bu sistemde diş preparasyonu ve ölçü sonrası die'lı model hazırlanır. Çalışma modelleri artikülatöre bağlanır. Klinik olarak kabul edilebilir bir döküm için modelasyondan önce mutlaka die spacer sürülmelidir. İki kat renkli die spacer 1 mm'lik bitiş çizgisi hariç tüm die yüzeyine uygulanır. Mum modelajı yapılır. Tijlenir ve revetmana alınır. Sistemde fosfat bağlı revetman kullanılır.

Manşete vibrasyon uygulanarak kabarcıklar uzaklaştırılır. Donma sonrası döküm fırını penceresinde 35-45 dakika 350°C'ye kadar ısıtılarak mum uzaklaştırılır. Sonra ısı 900°C'ye artırılır. Döküm işleminde, santrifüjlü döküm enstrümanı kullanılır. Dicor sistemde ısı 1365°C'ye ulaşır. Bu ısıda döküm yapılır. Amorf cam döküm çıkartılarak fazla materyaller temizlenir, ayrıntılar kontrol edilir, düzgün görüldüğünde, seramik fırınına tekrar yerleştirilerek amorf kristal yapı semikristal opak seramik haline dönüştürülür. Bu işlemden sonra cam 105 dk. 1075°C'de ısıtılır ve orada 6 saat tutulur. Bu işlem özel bir seramik fırınında yapılır. Daha sonra bir saat 400-500°C oranında yavaş yavaş soğutularak seramik işlemi tamamlanır. Restorasyon modele oturtulur, sonra kontur ve oklüzyon ilişkileri ajuste edilip, uyumlanır (Alaçam ve ark 1998, Cıpsin ve ark 1994).

Yapının beyazımsı yüzey tabakası oklüzal alandan kaldırılır, çünkü bu kremi tabaka hem karşıt arkı aşındırıcı özelliindedir, hem de restorasyon direncini azaltır (Kedici 1998).

Yüzeyi Dicor seramik renk sistemi ile boyanarak görünüm karakteri verilir. Cam döküm laminate veneerlerde bir miktar tonlama kompozit rezin yapıştırma ajanı ile sağlanır.

Avantajları; dökülebilir cam seramiklerin marjinal uyumunun geleneksel seramiklerden daha iyi olduğu ileri sürülmektedir. Dicor dökülebilir cam seramiğin sertliği mineye yakın olduğu için, doğal dişi aşındırma oranı düşüktür. Bu tür seramiklerin ısı değişimlerine bağlı olan termal geçirgenliği düşüktür.

### **C-) Bilgisayar Destekli Tam Seramik Kopyalama Tekniği**

Dental seramik üretiminin teknolojik buluşları, tam seramiklerin bilgisayar destekli tasarım ve üretimine (Computer Aided Design / Computer Aided Manufacture CAD / CAM) olanak yaratmış olup, bu teknik ilk kez 1971 yılında Altschuler tarafından gerçekleştirilmiştir. Diş kesimlerinin optik görüntülenmesi, görüntünün dijitalize edilmesi ve restorasyonların bilgisayar kontrolünde freze sistemi ile, seramik blokların kesilerek şekillendirilmesi yoluyla hazırlanması ile tam ve bölümlü , 3/4, 7/8 kronlar, inley, onley dolgular ve fasetler hazırlanabilmektedir. Freze sistemli dental seramik üretiminde; Cerec (Pelton & Craine, Siemens, Switzerland), Celay ve Vita Mark II (Vident Co. Mircona Technologie AG. Vita , Germany), Dicor MCG (Dentsply International) gibi CAD – CAM sistemleri geliştirilmiştir (Kedici 2002).

#### Cerec CAD-CAM:

Cerec tekniği, üç boyutlu taranmasını, hızlı veri aktarımını ve üç aklı yapımlarını içeren bir tekniktir ve 1984'ten bu yana kullanılmaktadır. Cerec ünitesi, ağız içi kamerası, CAD-CAM yazılımı, monitörü ve minyatür torna cihazından oluşur. Tek seansta, hasta başında prefabrike porselen bloktan inley, onley ve laminate tip restorasyonlar oluşturulabilir. Bu işlemi takiben oklüzal uyulmama ve cilalama yapılır (Rekow 1987, Leinfelder ve ark 1989, Rewok 1991, Crispin 1992, Anusavice 1993, Giordano 1996, Rosenblum ve Schulman 1997).

#### Dicor MCG:

Cam matriks içinde fluorosilik mika kristallerinden oluşan makine ile şekillendirilebilir bir seramiktir. Çekme direnci, Dicor ve Cerec kompozisyonlarından daha fazladır. Materyal konvansiyonel feldspatik porselenden daha yumuşaktır (Rosenblum ve Schulman 1997).

#### Celay:

Celay, seramik blokların mikro düzeyde işlenmesiyle inley, onley ve kronların elde edildiği bir sistemdir. İnce grenli feldspatik porselendir (Trushkowsky 1998, Giordano 1996, Shearer ve ark 1998, Thordrup ve ark 1999, Kreulen ve ark 2000).

### Cerena:

Cerena restorasyonları lösit ile güçlendirilmiş cam seramik prefabrik inleylerdir. Bu sistemde IPS Empress ile benzer şekilde ve yapıda konlar mevcuttur. Materyal minenin translusensisine benzer özellik gösterir. Yeterli aşınma direnci ve yüksek parlatılabilirliğe sahiptir. Kaviteleer konun yarıçapı ve boyutlarına uygun özel frezlerle prepare edilir. Bu metod ölçü alma işlemi gerektirmez (Rosenblum ve Schulman 1997, Odman ve ark 1998, Kreulen ve ark 2000).

### Procera Seramik Sistemi:

Bu sistem Anderson ve Oden tarafından 1993 yılında tanıtılmış kopyalama milledme tekniği kullanılarak diş preperasyon modelleri üzerine uygulanan sıkıştırılmış yüksek alumina tozlarının 1555 °C' de bir saat fırınlanmasıyla elde edilirler. Procera alüminyum kopingler, metal altyapı yerine kullanılarak iyi bir marjinal uyumla klinik başarı sağlarlar. Procera anterior ve posterior bölgede yalnızca tek üyeli restorasyonlarda kullanılır (Giordano 1996, Mc Lean ve Odont 2001).

### **D-) Enjeksiyon Tam Seramik Tekniği**

Bu sistemde restorasyonlar, seramik tabletlerin yüksek ısıda eritilip, kayıp mum tekniği kullanarak muflada preslenmesiyle elde edilirler.

### IPS Empress

IPS Empress metal desteksiz seramik restorasyonların yeni bir tipidir. Wohwend ve Scharer tarafından geliştirilmiştir. Isı ve basınç altında şekillendirilen, temelde yüksek lösit içerikli feldspatik dental seramiktir. Bu materyal kimyasal olarak  $SiO_2-Al_2O_3-K_2O$  den oluşur. Silikat cam matriks hacminin % 30-40 kadarını 1-5  $\mu m$  büyüklüğünde lösit kristalin faz oluşturur ve formülü  $KAISi_2O_6$  dır. Materyalin yüksek yarı geçirgenliği ve aşındırma etkisi doğal dişlerinkine benzer, bükülmeye karşı direnci 120-200 MPa'dır (Höland, 1998). Bu sistemde lösit ile kuvvetlendirilmiş cam seramik tabletler, EP500 adı verilen özel fırında 1075°C veya 1180°C de visköz alumina özelliğine ulaşır ve kayıp mum tekniğiyle elde edilen kalıp içerisine basınç ile transfer edilerek şekillendirilmesi sağlanır.



İki farklı yapım tekniğine sahiptir. İlk teknikte, renksiz porselen kullanılarak yapılan restorasyon, yüzey renklendirilmesine tabi tutulur. İkinci teknikte, renkli dentin tabletleri kullanılarak elde edilen restorasyonun son formu, veneer seramik materyali ile tabakalama tekniği kullanılarak verilir. IPS Empress inley, onley, veneer seramik ve tek kron yapımında kullanılmaktadır. Üç ve daha fazla üyeli köprülerde kullanılmaz (Wall ve Cipra 1992, Giordano 1996, Kelly ve ark 1996, Rosenblum ve Schulman 1997, Mc Lean ve Odont 2001).

### IPS Empress 2:

IPS Empress 2' nin geliştirilmesindeki esas hedef üç ve daha fazla üyeli köprülerin yapılabileceği bir materyal üretmektir.. Metal desteksiz cam seramik restorasyon yapım tekniklerinin en yenisidir. Restorasyonun kor kısmı kayıp mum tekniği ile elde edilir. Kor kısmının esas kristalin fazı lityum disilikattır. Lityum disilikat cam seramik, ilk kez 1959 yılında geliştirilmiştir, ancak bu materyal düşük kimyasal direnci, yetersiz yarı geçirgenliği, kontrol edilemeyen mikro çatlak oluşumu ve laboratuvar safhasının komplike ve zaman alıcı olması gibi dezavantajları nedeniyle dişhekimliğinde yerini alamamış ve kullanımı terk edilmiştir.1988 yılında lityum disilikat cam seramik kullanımı ısı ve basınç tekniği ile tekrar güncel hale gelmiştir. Isı ve basınç tekniğinin lityum disilikat kristal fazda, homojen yapı oluşumunu sağladığı, kontrol edilemeyen mikro çatlak oluşumunu engellediği, kısa sürede ve kolay restorasyon hazırlanmasına olanak sağladığı ifade edilmiştir (Heintze 1998).

Materyal kimyasal olarak  $\text{SiO}_2\text{-Li}_2\text{O}$  dan oluşur. Lityum disilikat cam seramik tabletleri EP500 adı verilen özel fırında  $920^\circ\text{C}$  de visköz akma özelliğine ulaşır ve revetman boşluğunun içine yollanır. Lityum cam seramik kor yapı üzerine restorasyonun son şeklini vermek için tabakalama tekniği ile yerleştirilen cam seramik, floraapatit yapıdadır. Isısal genleşme katsayıları birbiri ile uyumlu olan lityum disilikat cam seramik kor yapı ile üzerine pişirilen apatit cam seramik materyaller arasında oluşan bağlanmanın güvenilir yapıda olduğu gösterilmiştir. IPS Empress 2 sistemi anterior ve posterior tek kronlarda, anterior ve posterior üç üyeli köprü yapımında kullanılabilir. Posterior üç üyeli köprülerde kullanılabilmesi için ikinci premolar en son distal destek olmalı ve gövde bir premolar genişliğinde (yaklaşık 7-8 mm) olmalıdır. IPS Empress ve IPS Empress 2 ' nin asıl farklılığı materyalin kor kısmındaki kimyasal yapılardır. Bu kor yapıdaki farklılık, IPS

Empress 2'nin kırılmaya karşı olan direncini IPS Empress'e göre üç kat arttırmıştır. Ayrıca IPS Empress 2 de cam daha az olduğu için kırılmaya karşı direnç fazla, mikro çatlak oluşum riski en azdır (Heintze 1998). Simantasyonda tercihen adeziv simantasyon tekniği (Variolink II / syntac) kullanılır. Eğer klinik şartlar adeziv simantasyona uygun değilse kron ve köprülerin simantasyonunda ProTecCem (Vivadent) veya konvansiyonel cam iyonomer siman kullanılabilir. Konvansiyonel simantasyon tekniği yalnızca, adeziv simantasyon için uygun olmayan klinik durumlarda ve yeterli retansiyonun olduğu durumlarda kullanılmalıdır (Ivoclar- Vivadent, Scientific Documentation, 1999).

### Cerestore

Metal seramik kronların diğer bir estetik alternatifi de Coors Biomedikal firmasının ürettiği, alüminyum oksit koping ve alüminöz porselen kaplamadan oluşan Cerestore tam seramik kronlardır. Bu maddenin eşsiz bir özelliği alüminöz porselen gibi fırınlama sırasında büzüşme yapmamasıdır ve bu sebeple 'non-shrink ceramic' olarak da adlandırılır. Sistemin yapısında %87 inorganik  $Al_2O_3$ , MgO, cam hamuru, kaolin, kil, kalsiyum stearete bulunur. Mükemmel marjinal uyum ve estetik özelliğine sahiptir. Dezavantajları ise, pahalı ve zaman alıcı bir sistem olmasıdır (Mc Lean ve Kedge 1988, Wall ve Cıpra 1992, Memikoğlu 1997).

### Optec Preslenebilir Porselenler

Optec OPC lōsit miktarı artmış bir feldspatik porselen türüdür. Basınç ve ısı altında muflalanarak yapılır. Alternatif olarak kor materyali yapımında kullanılabilir. Kor, Optec HSP porselenine benzer yüksek lōsit ihtiva eden feldspatik porselenle veneerlenebilir. Basınçlı fırın ve day materyali gibi özel bir ekipman gerektirir (Rosenblum ve Schulman, 1997).

### **E-)Cam Infiltrate Tam Seramik Tekniği**

#### In-Ceram

Cam seramiklerin uzun bir dönem kullanımının ardından 1989 yılında Dr. Michael Sadoun tarafından geliştirilen bu sistemde, sıvı faz içinde dağılmış alumina partikülleri

anlamında tanımladığı ‘Slip cast’ dirençli alumina seramiklerini keşfetmiştir. In-Ceram (Vita, Germany) adı altında tanıtılan bu seramik türünde; çok yüksek dirençli, yoğun bir seramik kompozisyonu oluşturmak üzere, az sinterlenmiş alumina tozu içine düşük viskoziteli sodyum lanthanum aluminasilikat camı infiltre edilmektedir. Böylece cam diffüzyonu yolu ile iç yapının alumina partikülleri aralarındaki gözenekler doldurulmuş olmakta ve istenen düzeyde şeffaflık sağlanmaktadır. Bu seramik türünde alumina konsantrasyonu %72 oranında olup, %50 oranındaki aluminus porselenlere göre direnç artışı sağlamaktadır. In-Ceram 630 MPa değerinde yüksek direnç gösterebildiğinden, üretici tarafından üç üyeli tam ve bölümlü köprülerde veya alt anterior bölgede en fazla dört üyeli tam köprülerde kullanımı önerilmektedir. In-Ceram sınır uyumu araştırmaları; kronlarda 24µm-sabit bölümlü protezlerde 58µm aralık boyutu sonuçlarını vermiştir. In-Ceram teknolojisi, seramik direncini feda etmeksizin ileri düzeyde estetik restorasyonlar yaratmaya olanak sağladığından, dental seramik tarihinde önemli bir yeri hak ettiği öne sürülmektedir (Garber ve Goldstein 1994, Shillinburg ve ark 1997, Alaçam ve ark 1998).

Bu sisteme ait cam ile güçlendirilmiş alt yapı bazı avantajları da beraberinde getirmektedir.

#### **Avantajları:**

1. Biyolojik uyum
2. Işığın optimum dağılması
3. Esneme direncinin diğer sistemlerin çok üzerinde olması
4. Mükemmel estetik

Revetman die üzerine, slip denilen ince grenli bir materyal sürülüp, fırınlanır. Bu işleme ‘Slipcasting’ adı verilir. Daha sonra, bu yapı üzerine alimüna kor uygulanır ve fırınlanır. Elde edilen bu ilk yapı pörözdür. İkinci aşamada ise, cam seramik uygulanır ve cam partikülleri kapiller geçiş ile pöröz yapı içine girerek birleşir. Camın infiltrasyonu bu pörözlü yapıyı elimine etmiş olur. Işığı geçirme açısından In-Ceram, metal destekli seramiklere göre daha estetik olmasına karşın, alttaki opak alüminyum oksit yapı

translusensiteyi azaltmaktadır. Bu seramik asitle pürüzlendirilemez (Shillinburg ve ark 1997).

## **F-) Diğer Porselen Sistemleri**

### Magnessia Kor Materyali

Magnessia içeren yüksek genleşmeli magnessia kor materyali ilk defa 1983 yılında O'Brien tarafından tanıtılmıştır. Bu materyal  $13,5 \times 10^{-6}$  °C lik termal genleşme katsayısına sahip olup, metal destekli porselen restorasyonlarda sıklıkla kullanılan kaplama porseleni ile uyum arz etmektedir. Magnessia kor materyali platin foil tekniğinin bir modifikasyonu ile 2050 ° F (1121.1 ° C) da pişirilir ve işlem sonunda platin foil çıkartılarak iç yüzeyin glaze işlemi yapılır. Esneme dayanıklılığı glaze uygulamasıyla iki katı olabilir. Glaze, daha fazla kristalizasyon için kor materyali ile reaksiyona girerek yüzey pörözitelerini tamamıyla doldurmaya çalışır. Kor yapının dayanıklılığı, vitröz matriksdeki magnessia kristallerinin dağılımı ve matriks içindeki kristalizasyonu ile sağlanmaktadır (Hondrum 1992, Memikoğlu 1997).

### Aluminus Porselenler:

Alumina seramik yapısına katılan en sert ve en güçlü oksittir. Mc Lean ve Hughes 1965 yılında aluminus porselen jaket kronu tanıtmışlardır. Alumina partiküllerinin porselen toz içinde dağılması ile kuvvetlendirilmiştir. Kor porseleni platin yaprak üzerinde 0.5-1.0 mm kalınlığında hazırlanmaktadır. Konvansiyonel feldspatik porselen bu kor üzerinde pişirilerek restorasyon tamamlanmaktadır. Kor yapısına iyi bir ışık geçirgenliğine ve estetiğe izin verecek ölçüde % 40-50 oranında alumina katılır. Bu elde edilen porselen direnci, konvansiyonel feldspatik materyalin direncinin yaklaşık olarak iki katıdır. 180 MPa' a kadar direnç elde edilir. Alumina çok parlaktır. Bu nedenle kor kısmı maskelenerek kron hazırlanmalıdır. Yapımı kolaydır ve pahalı bir teçhizat gerektirmez. Estetiğin önemli olduğu vakalarda kullanılır, arka grup dişlerde veya birden fazla üniteli restorasyonların yapımında kullanılmaktadır (O'Brien ve ark 1988, Wall ve Cipra 1992, Mc Lean ve Odont 2001).

## Hi-Ceram

Genel olarak alüminyum oksit miktarı %50 oranında artırılmış bir kor materyalidir. Bu materyal direkt olarak die üzerinde bitirilir. Alüminyum oksit çekirdek partiküllerinin miktarının ayarlanmasıyla belirli bir esneklik kazandırılmış ve yüksek derecelerde hacim kaybı engellenmiş olan bu materyal, konvansiyonel seramiklerden %25 daha sert bir özellik sergilemektedir. Kor yapımı için kullanılan bu materyal konvansiyonel seramik ile ısıl genişleme katsayısı yönünden uyum arz etmektedir. Bu uyumluluk genişleme çatlaklarını ve gerilime bağlı kırıkları engellemektedir. Hi-Ceram kimyasal olarak geleneksel alumina kora benzer fakat daha yüksek alumina içermektedir. Endikasyonları alumina porselen jaket kron ile aynıdır (Wall ve Cibra 1992, Hondrum 1992).

### **2.5. İmplantlarda Biyomekanik Faktörlerin Önemi**

İmplantların devamlılığında, biyomekanik faktörlerin etkisi son derece önemlidir. Bu faktörlerin ideal şekilde oluşturulabilmeleri, yapılacak olan implant üst yapılara bağlıdır. Osseointegrasyon başarılı bir şekilde tamamlandıktan sonra implant üst yapıları bitirilir ve implantlar yüklenmeye başlanır. Yüklemeden sonra erken krestal kemik kaybı ve erken implant başarısızlığının nedeni tam olgunlaşmamış kemik arayüzüne etkiyen aşırı stresdir (Mc Neill 1997). İmplant üst yapıları ile yükleme kuvvetlerinin fizyolojik limitlerde olması sağlanmalıdır (Walton ve Mac Entee 1994, Wyatt 1998, Zarb ve Schmitt 1994). Var olan kemik yapının bu şekilde korunması implantların ömrünü belirler (Bidez ve Misch 1992).

İmplant ve doğal diş arasında gerek çevresel yapı gerekse iletilen kuvvete karşı davranış yönünden büyük farklılıklar vardır (Hobo ve ark 1990).

Doğal diş kökünün çevresinde dişi alveol kemiğine bağlayan, viskoelastik bir 'şok absorbe edici' gibi davranarak kemiğe iletilecek kuvveti ve geniş zaman aralığında yükü dağıtarak kuvvetin etkisini azaltan periodontal ligament vardır. Osseointegre implant ise canlı kemik dokusu ile direkt olarak yapısal ve fonksiyonel olarak birleşmiştir. Dolayısıyla osseointegre implantlar kemik içinde hareketsizken periodonsiyum, doğal dişe belirgin derecede aksiyal ve horizontal hareketlilik kazandırır (Misch 1993).

Parfitt'e göre; doğal diş aksiyal yükleme ile 28µm apikal doğrultuda hareket edebilir. Benzer yük altında bir implant ise 5µm hareket eder. Doğal dişe gelen lateral kuvvetler hızla dişin apeksine doğru, krestal bölgeden uzağa dağıtılır. Sağlıklı bir doğal diş lateral kuvvetin etkisiyle 56-108µm ani olarak hareket eder ve lateral yükleme ile apeks 2/3 döner. Bu hareket kemikteki krestal yükleri minimize eder. Benzer yük altında bir implant ise 10-50µm hareket eder, apeks etrafında dönme hareketi yapmaz, bunun yerine çevreleyen kemik krestinde daha büyük konsantrasyonda kuvvetler oluşturur. Bu nedenle eşit büyüklük ve yöndeki yük, implant ve diş üzerine uygulandığında implant daha büyük oranda yük taşır (Mc Neill 1997, Misch 1993).

Doğal bir dişte mekanik olarak periodontal ligaman bir şok emici, bir dağıtıcı, bir dönüştürücü gibi görev yapar. Ligamanlar şok emici olarak, dişe düşey ve yatay yükler uygulandığında enerjiyi emer. Hemen hemen bütün implant olgularında, bu fonksiyonun kaybolması pek çok implant hastasının implantlarını neden 'kendilerinin bir parçası' olarak göremediklerini çok iyi açıklar. Ligamanlar, bütün oklüzal kuvvetleri destekleyici kortikal kemiğe kadar ileterek bir dağıtıcı görevi yapar ve dişe uygulanan kuvvetlere bağlı olmaksızın destek sistemin tümü yükü paylaşır. Yine çoğu implant olgularında bu fonksiyon kaybolmuştur. Sonuçta; kortikal kemiğin bazı kısımları fazla yüke maruz kalırken, bazı kısımları daha az yüke maruz kalmış olur. Ligamanlar, bütün sıkışma ve makaslama kuvvetlerini gerilme kuvvetlerine çevirerek bir dönüştürücü görevi de yaparlar. Başka bir deyişle, hasta ısırıldığında, sırasıyla dişin kökü ve çevresindeki kortikal kemik üzerinde gerilmeye neden olur. Bunun sonucunda dişe gelen bu sıkıştırma kuvvetiyle dişte soketi içinde kayma ya da makaslama etkisi gözlenir. Yine bütün implant olgularında bu fonksiyon da kaybolmuştur (Hobo ve ark 1990, Misch 1993).

Osseointegre implantlar, implant ve kemik arasında fibröz bağ dokularından farklı, sıkı bağlantı özelliğine sahiptir. Bu implantlar şoku emen bir ara tabakadan yoksun oldukları için kemik doğrudan doğruya kuvvete maruz kalır ve ortaya çıkan şok kemik içinde emilir. Bu emilme oranı doğal diştekinden az, tam protezdekinden de bu nedenle daha fazladır. Şok ya da darbe kuvvetin (impact force) etki süresi kısadır. Ancak mekanik açıdan etkisi normal oklüzal kuvvetlerden büyük olur. Bu nedenle, osseointegre implantları olan bir hasta kuvvetlice ısırıldığında, bu kuvvet değerleri normal oklüzal kuvvetlerden çok daha fazla olacaktır (Hobo ve ark 1990, Misch 1993).

İdeal şok emilimini sağlamak için, gerilme yüklerinin tüm implantlara eşit şekilde dağıtılması gerekir. Bunun için de, maxiller ve mandibular dişler arasında eş zamanlı temaslar sağlanmalıdır (Hobo ve ark 1990, Misch 1993).

Doğal dişin mobilitesi oklüzal travma ile artar. Bu hareket stresi dağıtarak kemiğe yüklenmesini önler (Mc Neill 1997). Osseointegre implantlar çevresindeki kemik rezorbsiyonunun primer oklüzal travmadakine benzer nedenlerle olduğu düşünülür. Doğal dentisyonda stres konsantrasyonu azaltıldığında veya elimine edildiğinde kemikte apozisyon oluşur. Fakat osseointegre implant sisteminde kemik rezorbe olduğunda stresler ortadan kaldırılsa dahi kemik yeniden şekillenmez. Eğer osseointegre implant üzerinde sekonder oklüzal travma olursa implant hareket derecesine bağlı olarak uzaklaştırılmalıdır (Hobo ve ark 1991).

İmplant ve dişler için farklı proprioseptif bilgi iletimi meydana gelir. Koruyucu bir mekanizma olarak yüksek basınç altında dişlerde ani ve keskin bir ağrı oluşurken implantlarda gecikmiş, künt bir ağrı gözlenmiştir (Misch 1999).

Dental implantlara etkiyen kuvvetler vektörel nicelikler gibi değerlendirilirler. İmplantlar geniş oranda bir ısırma kuvveti büyüklüğüne maruz kalırlar. Craig (1980) dişlerini kaybetmemiş yetişkinlerde, 200-2440 N ısırma kuvveti rapor etmiştir. Molar bölgedeki ısırma kuvveti insizör bölgeden 4 kat daha fazladır (Bidez ve Misch 1992).

İmplant üzerine gelen yüklerin yönü ile ilgili genel prensipler şunlardır:

1. İmplant gövdesine gelen aksiyel yükler daha az sıkışma ve çekme tipi stres oluşturur.
2. Yatay yükler sıkışma ve çekme tipi stresleri artırır.
3. Erken temaslar, sıklıkla tüberküllerin lateral eğimlerinde oluşurlar ve stresleri artırır.

Kemik, en çok sıkışma streslere , daha az olmak üzere çekme streslere ve en az da makaslama streslere dayanıklıdır (Misch 1993). Aksiyel bir yük altında kemiğin sıkışma

dayanıklılığı 193 MPa, çekme dayanıklılığı 133 MPa ve makaslama dayanıklılığı ise 68 MPa 'dır. Sonuç olarak oklüzal formlar çekme streslerini azaltmalı, mümkünse makaslama streslerini de elimine etmelidir (Misch 1993).

Yükleme kuvvetlerinin, uyumlu ve doğru bir restorasyon yardımıyla fizyolojik olmasının sağlanması gerekirken, aynı zamanda kemik yapısı da korunmalıdır (Chapmann 1989, Hertel ve Kalk 1993, Parker 1993).

## 2.6.Mekanikte Bazı Temel Kavramlar

### Gerilim (Stress) Ve Gerilme/ Deformasyon (Strain)

#### Gerilim (Stress)

Herhangi bir cisme dışarıdan kuvvet uygulandığında cismin iç yapısında moleküler düzeyde bir kuvvet oluşur. Bir dış kuvvete karşı direnç gösteren bir kütlenin birim alanına uygulanan kuvvete gerilim denir. Kuvvetin birimleri pound yada kilogram'dır.Bilimsel yayınlarda ise kuvvetin tercih edilen birimi Newton'dur, gerilimin birimi ise  $N/mm^2=MPa$  (Megapaskal) 'dır (Bidez ve Misch 1992, Phillips 1991, Caputo ve Standlee 1987, Mc Neill 1997).

$$\text{Stres}(\sigma) = \frac{\text{Force}(F) \text{ (N)}}{\text{Area}(A) \text{ (mm}^2\text{)}} = \text{MPa}$$

#### Gerilme / Deformasyon (Strain)

Gerilme, gerilim olduğunda , cismin her biriminde meydana gelen birim uzunluktaki değişim şeklinde tanımlanır. Bir yapıda bir yük gerilim oluşturduğunda, bu yük aynı zamanda gerilme de oluşturur. Hem gerilim hem de gerilme atomlarla ilişkilidir. Dış kuvvet ya da yük atomların kendi orjinal konumlarından hareket etmesine ya da yer değiştirmesine neden olur. Bir anlamda, atomların arasında yer değiştirmeye karşı koyan kuvvetler gerilim iken, atomların yer değiştirme dereceside gerilmedir. Gerilmenin ölçü birimi yoktur, ancak, aşağıdaki eşitlikten elde edilen saf bir sayı şeklinde ifade edilir (Phillips 1991, Mc Neill 1997):



Gerilme= Şekil değişikliği  
Orijinal uzunluk

Gerilim ve gerilme birbirinden tamamen farklı niceliklerdir. Gerilim, büyüklüğü ve yönü olan bir kuvvet iken; gerilme bir kuvvet değil, sadece bir büyüklüktür (Phillips 1991).

Gerilim büyüklüğü ve yönüne bağlı olarak tarif edilmelidir. Yönlerine göre tüm gerilimler üç tiptir:

1.Çekme Gerilimi (Tensile Stress): Bir yapıyı uzatmaya çalışan yüke karşı oluşan gerilimdir. Çekme gerilimi, daima çekme gerilmesi ile birlikte dir.

2.Basma Gerilimi (Compresive Stress): Bir yapıyı sıkıştırmaya çalışan yüke karşı oluşan gerilimdir. Basma gerilimi, daima basma gerilmesi ile birlikte dir.

3.Makaslama Gerilimi (Shear Stres): Bir yapının bir kısmı diğer kısmına paralel olarak kaydırılarak döndürüldüğü, büküldüğü ya da deforme edildiğinde ortaya çıkan gerilimdir. Makaslama gerilimi de daima makaslama gerilmesi ile birlikte oluşur (Phillips 1991).

Çekme uygulandığında, cisim oluşturan moleküllerin çekilmeye karşı direnmek zorunda kaldığı görülebilmektedir. Basma uygulandığında, bir arada daha yakın durmaya karşı direnmek zorunda kalır. Makaslama gerilmesinin uygulanması sonucunda, cismin bir kısmı diğerinin üzerinden kayarak geçmeye karşı direnmek durumunda kalır (Phillips 1991).

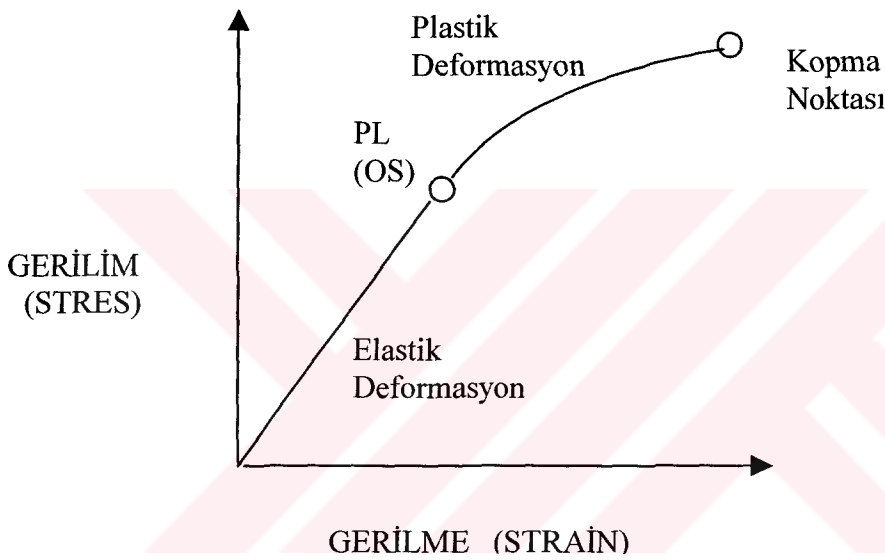
Bir cisme dışardan uygulanan kuvvet gerilim tipinin belirlenmesinde rol oynasada sonuçta mutlaka kompleks gerilim oluşacaktır.

Çekme ve basma gerilimlerine normal gerilimler denir. Normal gerilmeler  $\sigma$  sembolü ve makaslama gerilmeleri de  $\tau$  sembolü ile gösterilir. Bir tane üç boyutlu gerilim elemanının x, y ve z-düzlemlerine bir tane normal , iki tane makaslama gerilimi etki eder. Makaslama gerilimleri  $\tau_{yz} = \tau_{zy}$ ,  $\tau_{yx} = \tau_{xy}$ ,  $\tau_{xz} = \tau_{zx}$  şeklinde gösterilirler. Bu nedenle, herhangi

bir, üç-boyutlu elemanın gerilim durumu, tamamen üç normal ve üç makaslama gerilim bileşeni ile tanımlanır (Bidez, Misch 1992).

### Gerilim-Gerilme Eğrisi (Stres-Strain Curve)

Materyallerin doğa ve davranışlarını saptamada kullanılır. Alınan gerilim ve gerilme değerlerine göre bir eğri elde edilir. Yine basma gerilimi ile basma gerilmesi ve makaslama gerilimi ile makaslama gerilmesi arasında da benzer ilişkiden bahsedilebilir (Phillips 1991).



**Şekil2.2** Stress-Strain Eğrisi (Caputo ve Standlee 1987)

### Oransal Sınır (Proportional Limit)

Gerilimin gerilmeye oranı kuralından sapmaksızın bir materyalin dayanabileceği en büyük gerilme olarak tanımlanır (Phillips 1991).

Oransal sınır, önemli bir fiziksel özelliktir. Bu sınırı aşan gerilimlerde yapı orijinal şekline dönemeyecek ve kalıcı bir deformasyon oluşacaktır. Oransal sınır, sayısal olarak elastik sınır ile çok yakındır. Bu iki değer için bazen akma noktası ya da akma dayanımı terimi kullanılır. Ancak, materyallerin akma dayanımları teorik olarak oransal sınırın biraz üzerinde yer alır (Phillips 1991).

## Elastik Sınır

Kalıcı şekil değişikliği olmaksızın bir materyalin dayanabileceği maksimum gerilim olarak tanımlanır (Phillips 1991).

## Poisson Oranı

Çekme ya da basmadaki yükleme sırasında, yükleme yönünde ve buna dik yönlerde gerilme eş zamanlı olarak oluşur. Elastik sınır içerisinde yüklemeye dik yöndeki gerilmenin yükleme yönündeki gerilmeye oranı Poisson oranı olarak adlandırılır (Craig 1989).

## Elastisite Modülü

Stres ile strain arasındaki doğrusal ilişkinin sabiti olarak tanımlanan Elastisite Modülü şu şekilde hesaplanır:

$$\text{Elastisite Modülü} = \frac{\text{Gerilim}}{\text{Gerilme}}$$

Dışhekimliğindeki dental restorasyon ya da apareyler için yüksek oransal sınır sadece önemli bir fiziksel özellik olmayıp, aynı zamanda gerilim uygulandığında restorasyonun şeklini değiştirmemesi için yeterli katılık ve sertlikte olması sağlar (Craig 1989).

Elastisite modülü bir materyalin katılık ve sertliğinin ölçümü iken, oransal sınır da kalıcı olarak şekilde değişiklik olmaksızın materyalin gerilmeye uğrayabilme özelliğidir. İdealde her ikisinin de değerlerinin yüksek olması gerekir ve birim alana gelen kuvvet şeklinde ( $\text{kg/cm}^2$ , psi,  $\text{N/mm}^2=\text{MPa}$ ) ifade edilir (Phillips 1991, Craig 1989).

## Darbe Kuvvetleri (Impact force)

İki cisim kısa bir zaman aralığında çarpışırsa oldukça büyük bir reaksiyon kuvveti ortaya çıkar. Bu darbe kuvvetleri (impact force) olarak değerlendirilir. Çarpışan iki cismin kütle merkezleri aynı hıza erişene kadar birbirlerine sıkışma kuvvetleri uygulayacaklardır. Bu çarpışan cisimler sonucunda ortaya çıkan reaksiyon kuvveti cisimlerin materyal özelliklerini de içine alan birçok faktöre bağlıdır (Misch 1993).

Tam bir elastik çarpışma için, çarpışan cisimlerin ayrılma esnasındaki hızlarının başlangıçtaki yaklaşma hızlarına eşit olması gerekmektedir. Bunun yanı sıra tam bir plastik çarpışma için cisimlerin temas halinde kalmaları gerekir. Ağız ortamında bu tür plastik darbe kuvvetlerine benzer olaylar gözlenir. Oklüzal darbe kuvvetlerine maruz kalan implant sistemlerinde deformasyon çok kısa süre içerisinde protetik restorasyonlara, implant ve / veya implant çevresi dokulara ulaşabilir. Dolayısıyla tüm sistem içerisindeki materyallerin göreceli sertlikleri sistemin darbe tipi yüklemelerdeki cevabını kontrol eder. Yani sistem içerisindeki herhangi bir eleman ne kadar sertse, kuvvetin etkinliği o kadar büyük olur. Yani kısa bir zaman aralığında hareket eden kuvvet büyüdükçe implant, protetik restorasyon ve kemikteki kırılma riski o kadar artacaktır (Misch 1993).

Darbe kuvvetlerini azaltma konusunda farklı yöntemler önerilmiştir. Skalak implanta yakın kemik dokularını hasara uğratabilecek yüksek darbe kuvvetlerini azaltmak amacıyla, akrilik dişlerin kullanılmasını önermiştir. Bu amaçla intramobil eleman adı verilen elastik ara parça veya köprü sistemlerinde hareketli bağlantı parçaları kullanılması önerilmiştir. Yine oluşacak darbe kuvvetlerinin büyüklüğünü azaltmak amacıyla, protetik yapının uygun dizaynı ve kuvvetlerin dışın uzun eksenine boyunca iletilerek ek kuvvetlerin oluşmasının önlenmesi düşünülmektedir (Meijer ve ark 1992; Misch 1993).

## **2.7. Stres Analiz Yöntemleri**

Herhangi bir yapının tasarımı, öngörülen yükler altında meydana gelecek olan gerilimlerin tahminini gerektirir ve bu durum tüm dental yapılar için de geçerlidir. Gerilme analizi, bir yapı içerisinde yüklere bağlı olarak meydana gelebilecek gerilmelerin incelendiği bir uygulamadır. Stres analiz yöntemleri, teorik ve deneysel alt gruplara ayrılabilir. Teorik yaklaşımlar, matematiksel formüller ve sonuç denklemlerin çözümünü

gerektirir. Deneysel yaklaşımlar ise, genellikle ilgili yapı üzerinde doğrudan veya yapının modellenmesi yoluyla elde edilen ölçümlerin kullanımını içerir (Standlee ve Caputo 1987).

Dişhekimliğinde kullanılan kuvvet dağılımı saptama yöntemleri (Korkmaz 1995):

1. Gerinim ölçer ile analiz yöntemi,
2. Fotoelastik analiz yöntemi,
3. Holografik interferometre ile analiz yöntemi,
4. Kırılma vernikle kaplama yöntemi ve
5. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi'dir.

#### 1. Gerinim ölçer (strain gage) ile analiz yöntemi:

Çalışması, mekanik deformasyona maruz kaldığında, iletkenin elektrik direncinin değişmesi prensibine dayanır (Craig 1989).

Farklı implant materyallerinin, implant sistem tasarımlarının, diş-implant ve implant-implant desteklerinin, destek implant sayısının, implantların esneyebilirliğinin ve implant destekli sabit uygulamalarda distale uzantı ile fonksiyonel kuvvetlerin incelenmesinde gerinim ölçerler kullanılmaktadır (Balfour ve ark 1995, Cibirka ve ark 1992, El Charkawi 1994, Hobkirk ve ark 1995, Karioth ve ark 1992).

Yine implant destekli overdenture'larda fonksiyonel ısırma kuvvetleri, üst yapıdaki tutucu tasarımları ve diş ile implantın destek alınmasındaki farklılıklar da gerinim ölçerler ile değerlendirilmektedir (Günne ve ark 1997).

#### 2. Fotoelastik analiz yöntemi:

Fotoelastik yöntem, optik bir yöntem olup, araştırılmak istenen yapının, fotoelastik niteliği olan materyalden modeli yapılarak, polariskop denilen alet yardımıyla belirli

yüklemeler altında kuvvet çizgileri incelenip, fotoğraflandırılması esasına dayanır. Bu yöntemle malzemeye eş değer kullanılan malzemedeki gerinimler ölçülür.

Sabit protetik restorasyonların modifikasyonları, distale uzantılı protezlerin son desteklerindeki gerilmeler, implant destekli sabit bölümlü protezlerde yük iletimleri, doğal dişlerle birlikte destek alınan implant tasarımlarındaki gerilmeler ve implant destekli overdenture'larda tutucu tasarımlarının değerlendirilmesinde fotoelastik yöntem kullanılmaktadır (Aydın 1994).

### 3.Holografik interferometre ile analiz yöntemi

Hologram, cisimlerin üç boyutlu görüntüsünü elde etmek için kullanılan, bir kohorent ışık kaynağından çıkan iki ışının karşılıklı etkisiyle oluşan mikroskobik girişim saçaklarının kaydedilmesi işlemidir (Korkmaz 1995).

### 4.Kırılgan vernikle kaplama yöntemi

Kırılgan vernikle kaplama (brittle laquer) tekniği ile kuvvet analizi, incelenecek olan model üzerine sürülen özel verniğin fırınlanmasıyla sonra kuvvet yüklenerek bölgede oluşan çatlakların yorumlanması esasına dayanır. Gerilim veya herhangi başka bir nedenle meydana gelen yüzey değişmelerinin tespit edilebilmesi, holografinin bir alt alanı olan holografik interferometre'nin doğmasına sebep olmuştur. Çift poz holografik interferometre, en çok kullanılan türüdür (Dally ve ark 1965, Ulusoy ve Aydın 1988).

### 5.Sonlu elemanlar analiz yöntemi

Sonlu elemanlar analiz yönteminin temeli, sürekli ortamların daha küçük parçalara ayrılarak analitik şekilde modellenmesi ve böylece oluşan parçalar veya elemanlar ile ifade edilmesi esasına dayanır (Craig 1989).

Bilgisayarda sayısal bir metod olan sonlu elemanlar analiz yöntemi kullanılarak,yapılar üzerinde mekanik bir yükleme esnasında oluşan stres dağılımı ve deplasmanlar belirlenebilmektedir. Uçak endüstrisi için geliştirilen bu program daha sonra inşaat mühendisliğinde de yaygın olarak kullanılmaktadır. Günümüzde sonlu elemanlar analiz

yöntemi biyomekanik ve dişhekimliği alanında da kullanılmaya başlanmıştır (Eskitaşçıoğlu ve Yurdukoru 1995).

Sonuçları sağlam dayanaklarla sunabilmek amacıyla biyolojinin konusunu oluşturan varlıkların davranışlarının incelenmesinde mekaniği kullanarak yaptığımız tüm stres analiz çalışmaları içerisinde sonlu elemanlar analiz yöntemi avantajları nedeniyle tercih edilmektedir (Eskitaşçıoğlu ve Yurdukoru 1995).

Sonlu elemanlar analiz yöntemi bilgisayarda 'Structural Analysis Program' lar çalıştırılarak gerçekleştirilir. Bu programlar 25 yılı aşkın bir süredir Kaliforniya Üniversitesi'nde Prof. Dr. Edward Wilson tarafından yürütülen çalışmaların ürünleridir. 1970 yılından günümüze bu programdaki seyir; SAP, SOLİDSAP, SAP3, SAP4, SAP80 ve günümüzde yapılan analiz sahasında en güvenilir ve en yaygın bilgisayar programı olan SAP90 şeklindedir. Bu programların alternatif yazılımları da araştırmacıların kullanımına sunulmuştur (Eskitaşçıoğlu ve Yurdukoru 1995).

Sonlu elemanlar analiz yöntemi uçak, makine, gemi, inşaat, elektrik ve nükleer gibi mühendislik bilimlerindeki geniş kullanımının yanı sıra biomekanik ile uğraşan pek çok araştırmacının ilgisini çekmiş, tıp ve dişhekimliğinde de bu yöntemle araştırmalar yapılmıştır (Eskitaşçıoğlu ve Yurdukoru, 1995).

Dişhekimliğinde 1970'li yıllarda Farah ve arkadaşlarıyla kullanıma giren bu metod literatürde; sabit protezlerde, implantolojide, ortodontide, parsiyel protezlerde, restoratif dişhekimliğinde, limitleri dar olsa da total protezlerde ilginç ve yararlı çalışmalarda kullanılmaktadır (Eskitaşçıoğlu ve Yurdukoru 1995).

Modeldeki gerilmeleri ve yer değiştirmeyi matematiksel olarak elde edebilmek için bazı bilgiler gerekmektedir. Bunlar (Eskitaşçıoğlu ve Yurdukoru 1995):

1. Düğüm noktalarının ve elemanlarının toplam sayısı
2. Her bir düğüm noktasını ve elemanı belirlemek için numaralandırma sistemi
3. Her bir elemanla ilgili olarak materyalin Elastisite Modülü ve Poisson Oranı

4. Her bir düğüm noktasının kordinatları

5. Sınır şatlarının tipi ve

6. Dış düğümlere uygulanan kuvvetlerin değerlendirilmesidir.

Program, statik ve dinamik analiz tercihine sahiptir. Yapısal analiz programı için verilerin hazırlanması temel olarak aşağıdaki adımları kapsar:

1. Yapının geometrisinin tanımlanması: Bu etapta analiz edilecek yapı, iki veya üç boyutta, gerçek boyut ve orantılarda geometrik olarak hazırlanır. Sonra yapı global veya lokal üç boyutlu kordinat sisteminde lokalize edilerek yapısal unsurları temsil edebilecek noktalar yerleştirilir. Noktaların birleştirilmesiyle elementler oluşturulur. Noktaların sayısı, yapının geometrisini resmetmek için yeterli olmalıdır. Her bir nokta ve element tek bir kişisel sayı alır. Element oluşturmada: 3 boyutlu Frame (çerçeve) element, prizmatik veya prizmatik olmayan 3 boyutlu Shell (kabuk), iki boyutlu ASOLİD ve 3 boyutlu SOLİD element olmak üzere dört seçenek vardır. Bu elementleri iki boyutlu frame, membran, destek gibi alt grupları mevcuttur.

2. Materyal ve üyelerin özelliklerinin tanımlanması: Yapıyı oluşturan malzemelerin Elastik modülüs ve Poisson oranları verilerek analizlerde yapının fiziksel tepkileri sağlanır.

3. Analiz edilmesi gereken yapı için statik ve dinamik yük koşullarının, yerçekimi, ısısal ve öngerilim şartlarının oluşturulması.

Bütün veriler, liste şeklinde serbest formatta bir yazı programında hazırlanarak analize sunulur.

Analiz çıktıları SAPLOT çizim programında istenilen kordinat düzleminde farklı açılardan matematiksel değer ve dağılım şeklinde alınabilir.



Dışhekimliği alanında:

- Tensile stres (çekme/uzama gerilimi),
- Compressive stres (sıkışma/basma gerilimi)
- Shear stres (makaslama/kayma gerilimi)
- Yükleme sonrası deplasman
- Stres yönleri analiz çıktıları büyük önem taşımaktadır.

Sonlu elemanlar yönteminin Williams, Sakaguchi, Selna ve birçok araştırmacı tarafından diğer yöntemlere göre daha avantajlı olduğu belirtilmiştir. Bu avantajlar şöyle sıralanabilir:

- Muntazam geometri göstermeyen katılar ile farklı özelliklere sahip karmaşık yapılara kolayca uygulanabilirliği,
- Gerçek yapıya çok daha yakın bir modelin hazırlanabilmesi,
- İstenilen sayıda malzeme kullanılabilmesinin yanında araya yapay bir model materyali veya malzeme girmeden, yapının mekaniksel özellikleri ile uygunluğun mümkün olan en iyi şekilde elde edilebilmesi,
- Stres tipini, stres dağılımının ve deplasmanların birlikte ve çok duyarlı olarak elde edilebilmesi,
- Deneysel aracın kolaylıkla kontrolü ve sınır koşullarının değiştirilebilmesidir.

### 3. MATERYAL VE METOD

Bu çalışmada mandibüler ikinci premolar bölgeye yerleştirilen implant üstü kron tasarımlarında farklı materyallerin stres dağılımına etkisi incelenmiştir. İnceleme için bilgisayar destekli dizayn teknikleri (CAD) ve sonlu eleman modelleme yönteminden yararlanılmıştır. Kron tasarımlarında kullanılan farklı materyallerin stres miktar ve dağılımına etkisi değerlendirilmiştir.

Çalışmanın başlangıç aşamasında mandibula kesiti, implant ve üst yapılarını içeren üç boyutlu matematiksel model hazırlanmıştır (Şekil 3.1). Modelleme ve sonlu elemanlar stres analizi için Dual Pentium III 1 GHz (Dell Precision 420,USA) bilgisayar ortamında COSMOS/M, Version 2,5 computer software (Structural Research and Analysis Corporation, Santa Monica, CA, USA) ve Pro/Engineer 2000i (MA;USA)'den yararlanılmıştır. Sınır koşulları, yükleme ve matematiksel modelin oluşturulması Pro/Engineer 2000i ile gerçekleştirilmiştir. Bundan elde edilen çıktı COSMOS/M programda kullanılarak analiz edilmiş ve stres dağılım ve miktarları hesaplanmıştır.



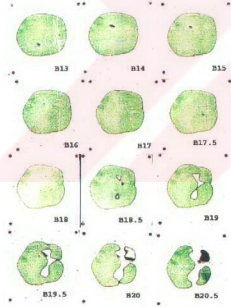
Şekil 3.1. Üç boyutlu matematiksel model

Mandibula modellenirken bilgisayarlı tomografi (CT) görüntülerinden elde edilen parasagittal kesitlerden yararlanılmıştır. Dijitize edilen kemik modeli, mandibüler premolar bölgeye aittir. Modellenen mandibula kesiti 16,3 mm kalınlık (bukkolingual kesit), 24,2 mm yükseklikte ve 2 mm kortikal kemikle çevrelenmiştir. Mandibüler kemik modeli Lekholm ve Zarb tarafından belirtilen kemik sınıflamasındaki A-2 sınıf (alveoler kretin

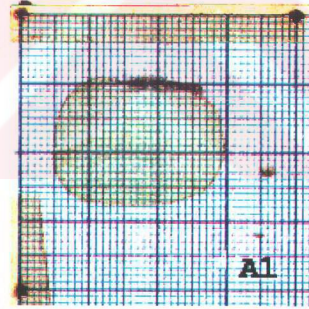
çoğu mevcut ve dens trabeküler koru çevreleyen kalın kortikal kemik) olarak seçilmiştir. Trabeküler kemik, kortikal kemik kabuğu içinde solid (katı) bir yapı olarak modellenmiştir.

Çalışmada kullanılan implant 4,1 mm çapta ve 10 mm uzunlukta ITI Dental Implant Sistemi (Institut Straumann AG)'dir. Vidalı implant ve üst yapısı Pro/Engineer 2000/ (MA;USA) programda bilgisayar destekli dizayn teknikleri kullanılarak modellenmiştir.

İmplant destekli kron modellenmesi sırasında Wheeler (1969) tarafından belirtilen ölçümler esas alınarak mandibüler ikinci premolar dişin 16 kat büyüklüğündeki alçı malzemeden modeli hazırlanmıştır. Model dikdörtgenler prizması şeklinde bir blok içine yerleştirilmiş, blok üzerinde "x" ve "y" düzleminden geçecek üç tane referans çubuğu yerleştirilmiştir. Bu modelden 2 mm aralıklarla kesitler alınırken her kesitin referans noktaları sayesinde çakıştırılması sağlanmış ve yüzey topoğrafisi ortaya çıkarılmıştır (Şekil 3.2 ve Şekil 3.3.). Böylece bilgisayarda üç boyutlu modeli oluşturulmuştur. İmplant bilgisayar ortamında kemik blok içine yerleştirilmiştir.



Şekil 3.2. Modellenen krona ait kesitler



Şekil 3.3. Modellenen kromdan kesit

Okluzal yüzey materyali olarak implant destekli full kron tasarımları;

-IPS Empress 2 porselen kron tasarımı (Ivoclar, Lichtenstein)

- In-Ceram porselen kron tasarımı (Vita, Germany)

-Temel metal alaşım destekli porselen kron tasarımı(Wiron 99 , Bego,Germany)

-Kıymetli metal alaşım destekli porselen kron tasarımı (Bego, Germany) olarak incelenmiştir.

Kullanılan porselen ve metal kalınlıkları sırasıyla 2 mm ve 0,8 mm'dir. Saint-Venant prensibine göre siman kalınlığı kemikteki stres dağılımını etkilemeyeceğinden değerlendirmeye alınmamıştır (Matsushita ve ark., 1990). Kullanılan bütün materyallerin izotropik, homojen ve lineer elastik oldukları farz edilmiştir.

Anatomik yapı ve materyallerin fiziksel özelliklerini tanımlamak için literatürden elde edilen veriler doğrultusunda Elastisite Modülüsü ve Poisson Oranları izelge 3.1, 3.2, 3.3, 3.4, 3.5'de verilmiştir (Sertgöz ve ark 1995, Papavasiliou ve ark 1997, Holmgren ve ark 1998, ifti ve Canay 2000, Tanaka ve ark 2001, Aykul ve ark 2002, nsal ve ark 2002). Analizi gerçekleştirilen modelde tam bir osseointegrasyon varlığı kabul edilmiştir.

Çizelge 3.1. Ortak materyal zellikleri

Materyal	Elastisite Modülüsü (MPa)	Poisson Oranı
Titanyum	110000	0,35
KompaktKemik	13800	0,30
TrabeklerKemik	1380	0,30

Çizelge 3.2. Temel metal alaşımı destekli porselen analizinde kullanılan materyal zellikleri

Materyal	Elastisite Modülüsü (MPa)	Poisson Oranı
Porselen	82800	0.35
Altyapı	206000	0.33

Çizelge 3.3. Kıymetli metal alaşımı destekli porselen analizinde kullanılan materyal özellikleri

Materyal	Elastisite Modülüsü (MPa)	Poisson Oranı
Porselen	82800	0.35
Altyapı	89500	0.33

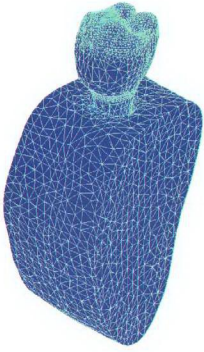
Çizelge 3.4. Inceram kron analizinde kullanılan materyal özellikleri

Materyal	Elastisite Modülüsü (MPa)	Poisson Oranı
Porselen	82800	0.35
Altyapı	364000	0.33

Çizelge 3.5. IPS- Empress 2 kron analizinde kullanılan materyal özellikleri

Materyal	Elastisite Modülüsü (MPa)	Poisson Oranı
Porselen	60000	0.23
Altyapı	96000	0.25

SESA için modeller dört noktalı tetrahedral eleman tipi seçilerek hazırlanmıştır. Eleman tipi seçildikten sonra materyal özellikleri belirtilerek modeller tamamlanmıştır. Daha sonra “sonlu eleman matematiksel modeli” oluşturulmuştur (Şekil 3.4.). Matematiksel model oluşturulması sırasında minimum ve maksimum eleman ölçüleri belirtilerek doğru boyutun oluşturulması sağlanmıştır. Sınır koşulu olarak kemik bloğun tabanındaki düğüm noktalarının her üç düzlemdeki hareketi engellenmiş, diğer bütün düğüm noktalarına üç yönlü serbestlik derecesi verilmiştir (Şekil 3.5.). Çalışmada incelenen modele ait nokta sayısı 32083 ve eleman sayısı 180884 olarak belirlenmiştir.

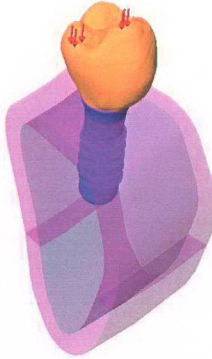


Şekil 3.4. Matematiksel modelin ağ şeklinde sunulması



Şekil 3.5. Sınır koşulları

Literatürde çiğneme kuvvetleri ile ilgili farklı değerler rapor edilmiştir. İncelenen modellerde çiğneme kuvvetini taklit eden 300 N'luk vertikal kuvvet 6 noktadan her biri 50 N olacak şekilde sentrik okluzyon pozisyonunda uygulanmıştır (van Eijden, 1991, Brunski, 2000) (Şekil 3.6.). Sentrik kapanış anında okluzal plan tüberkül-marjinal sırt veya tüberkül-fossa ilişkisi şeklindedir (Shillinburg ve ark 1981). Restorasyonlarda oluşturulacak sentrik kontak tipleri ise tripod, tüberkül tepesi-fossa veya yüzey-yüzeye kontak olarak üçe ayrılır (Dawson 1974). Çalışmamızda tüberkül tepesi-fossa okluzal planında tripod kontak ilişkisi uygulanmıştır.



Şekil 3.6. Kuvvet uygulanan noktaları

Uygulanan kuvvetler statik kuvvetlerdir. SESA sonuçlarının yorumlanmasında en uygun yaklaşım olduğundan stres seviyeleri Timoshenko ve Young tarafından açıklanan von Mises kriterlerine göre hesaplanmıştır ve stres bölgeleri grafiklerde görüntülenmiştir (Papavasiliou ve ark 1997).

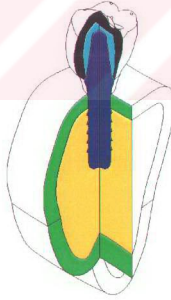
Oluşturulan modele ait kesitler şekil 3.7. , şekil 3.8. , şekil 3.9.'da gösterilmiştir.



Şekil 3.7. Modele ait bukkolingual kesit



Şekil 3.8. Modele ait mesiodistal kesit



Şekil 3.9. Modele ait kesit

Analizi yapılan modele ait bulgular stres bölgeleri (von Mises equivalent stress) olarak grafiklerde görüntülenmiştir. Stres bulgularının dağılımı ve miktarları, her bir tasarım için,

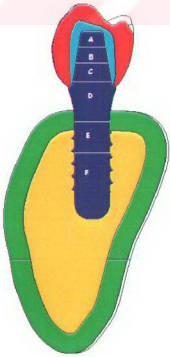
-Temel metal alaşımı destekli porselen kron,

- Kıymetli metal alaşımı destekli porselen kron,
- IPS Empress 2 kron,
- In-Ceram kron için ayrı ayrı değerlendirilmiştir.

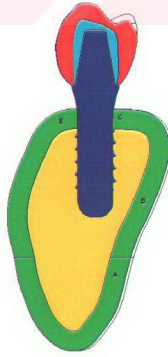
Elde edilen matematiksel değerler Megapascal (MPa) cinsinden verilmiştir. Farklı tasarımlarımıza ait stres miktar ve dağılımları;

- 1- Tüm yapıları temsil eden ana model,
- 2- Porselen yapı,
- 3- Altyapı,
- 4- İmplantta ve
- 5- Destek kemik yapıda incelenmiştir.

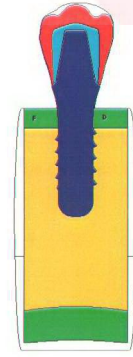
Stres lokalizasyonları ise, implant ve kemik yapıda altı bölgeye ayrılarak ve bu bölgeler harfler ile isimlendirilerek grafik haline getirilmiştir. İmplant için; (A) abutmentin oklüzal üçlüsü, (B) abutmentin orta üçlüsü, (C) abutmentin servikal üçlüsü, (D) implant gövdesinin koronal üçlüsü, (E) implant gövdesinin orta üçlüsü, (F) implant gövdesinin apikal üçlüsü (Şekil 3.10). Kemik için; (A) lingual kortikal kemiğin orta üçlüsü, (B) lingual kortikal kemiğin koronal üçlüsü, (C) implant ve kortikal kemiğin birleşim kısmının linguali, (D) implant ve kortikal kemiğin birleşim kısmının mesaili, (E) implant ve kortikal kemiğin birleşim kısmının bukkali, (F) ) implant ve kortikal kemiğin birleşim kısmının distali (Şekil 3.11, 3.12.).



Şekil 3.10. implanttaki stres lokalizasyonları



Şekil 3.11,3.12. Kemikteki stres lokalizasyonları





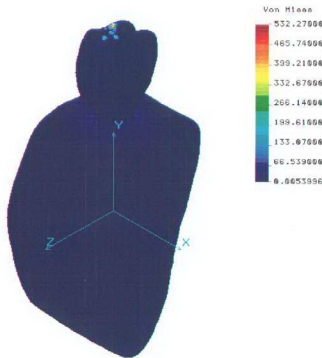
## 4.BULGULAR

Toplam 300N kuvvet uyguladığımız dört modelimizde oluşan Von Misses değerleri shear streslerini tanımlamaktadır. Kıymetli metal alaşım destekli porselen, temel metal alaşım destekli porselen, IPS Empress 2 ve In-Ceram porselen olmak üzere dört farklı restoratif materyal kullandığımız çalışmamızda MPa cinsinden analiz edilen bu stresler tüm yapıları temsil eden ana modelde, porselen yapıda, altyapıda, implant ve destek kemik yapıda ayrı ayrı incelendi.

### 4.1.Ana Modeldeki Stres Dağılımı

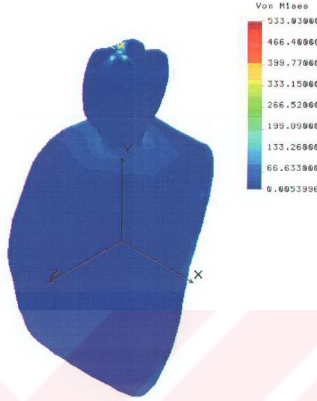
Dört farklı modelde IPS porselen kronunda matematiksel değerlerin yüksekliği dışında lokalizasyon ve matematiksel değerler yüzeyel olarak benzerlik gösterdi.

**Kıymetli metal alaşımı destekli porselen tasarımımızda ana model incelendiğinde,** kuvvet uygulama alanlarında özellikle distal fossada maksimum stres değerleri gözlenmiştir. Distal fossadaki maksimum stres değeri 532 MPa olarak ölçülmüştür. Bukkal tüberkülde kuvvet uygulama alanlarında ise maksimum stres değeri 332 MPa olarak incelenmiştir. İmplant boynu ile destek kemiğin birleşim bölgesinde ise maksimum stres değeri 133 MPa' dır. Kortikal kemiğin bukkal ve lingual kurvatüründeki stresler homojen bir dağılım göstermiştir. Kortikal kemiğin bukkal kurvatüründe apikale doğru stres değerleri düşük bulunmuştur (Şekil 4.1).



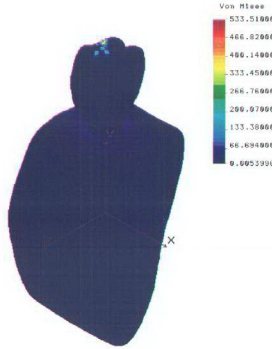
Şekil 4.1. Kıymetli metal alaşım destekli porselen kron tasarımı

**Temel metal alaşım destekli porselen tasarımımda ana model incelendiğinde,** kıymetli metal alaşım destekli tasarıma çok benzer stres miktar ve lokalizasyonları gözlenmiştir (şekil 4.2).



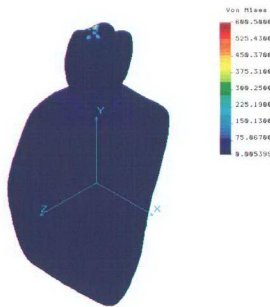
şekil 4.2. Temel metal alaşım destekli porselen kron tasarımı

**In-Ceram porselen kron tasarımımda ana model incelendiğinde,** kuvvet uygulama alanlarında özellikle distal fossada maksimum stres değerleri gözlenmiştir. Distal fossadaki maksimum stres değerini 533 MPa olarak llmüştür. Bukkal tüberkülde kuvvet uygulama alanlarında ise maksimum stres değerini 333 MPa olarak incelenmiştir. İmplant boynu ile destek kemiğin birleşim bölgesinde ise maksimum stres değerini 133 MPa`dır. Kortikal kemiğin bukkal ve lingual kurvatüründeki stresler homojen bir dağılım göstermiştir. Kortikal kemiğin bukkal kurvatrrnde apikale doğru stres değerleri düşük bulunmuştur (şekil 4.3).



Şekil 4.3. In-Ceram porselen kron tasarımı

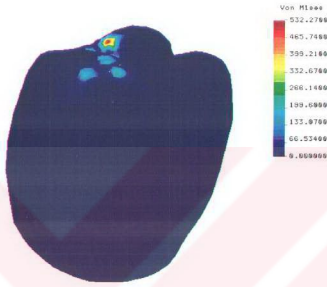
**IPS porselen kron tasarımı** ana model incelendiğinde, yine diğer üç tasarımdaki gibi kuvvet uygulama alanlarında özellikle distal fossada maksimum stres değerleri gözlenmiştir. Distal fossadaki maksimum stres değeri 600 MPa olarak ölçülmüştür. Bu stres değeri diğer üç tasarıma göre oldukça yüksek bulunmuştur. Bukkal tüberkülde kuvvet uygulama alanlarında ise maksimum stres değeri 375 MPa olarak incelenmiştir. İmplant boynu ile destek kemiğin birleşim bölgesinde ise maksimum stres değeri 150 MPa'dır. Burada dikkat çeken diğer üç tasarıma göre maksimum stres değerlerinde bir artış gözlenmiştir. Kortikal kemiğin bukkal ve lingual kurvatüründeki stresler kıymetli metal alaşımı destekli porselen modelimize benzer olarak homojen bir dağılım göstermiştir. Kortikal kemiğin bukkal kurvatüründe apikale doğru stres değerleri düşük bulunmuştur (Şekil 4.4).



Şekil 4.4 . IPS kron tasarımı

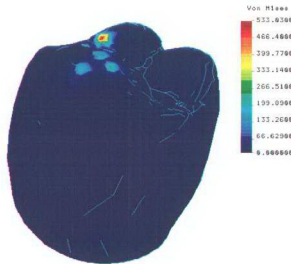
## 4.2.Porselen Yapıdaki Stres Dağılımı

**Kıymetli metal alaşım destekli porselen tasarımda, porselen yapı incelendiğinde,** kuvvetin uygulandığı alanlarda ve özellikle distal fossada maksimum stres değerleri yine dikkatimizi çekmektedir. Distal fossadaki en yüksek stres değeri 532 MPa olarak ölçülmüştür. Bukkal tüberkülde kuvvet uygulama alanlarındaki maksimum stres değeri 332 MPa 'dır. Yüzeydeki stresler homojen bir dağılım göstermiştir ve maksimum değer 66 MPa olarak izlenmiştir (Şekil 4.5).



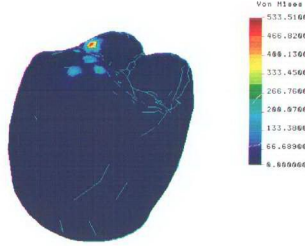
Şekil 4.5. Kıymetli metal alaşım destekli porselen kron tasarımı

**Temel metal alaşım destekli porselen tasarımda , porselen yapı incelendiğinde,** kıymetli metal alaşım destekli porselen kron tasarımına çok benzer stres miktar ve lokalizasyonları bulunmuştur (Şekil 4.6 ).



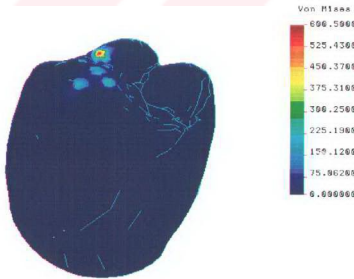
Şekil 4.6. Temel metal alaşım destekli porselen kron tasarımı

**In-Ceram porselen kron tasarımında , porselen yapı incelendiğinde, yine kıymetli ve temel metal alaşım destekli porselen kron tasarımlarındakiine çok benzer stres miktar ve lokalizasyonu bulunmuştur (Şekil 4.7).**



Şekil 4.7. In-Ceram porselen kron tasarımı

**IPS porselen kron tasarımında , porselen yapı incelendiğinde, yine diğer üç tasarımda olduğu gibi kuvvetin uygulandığı alanlarda ve özellikle distal fossada maksimum stres değerleri yine dikkatimizi çekmektedir. Distal fossadaki en yüksek stres değeri 600 MPa olarak ölçülmüştür. Burada dikkat çeken diğer üç tasarıma göre maksimum stres değerinde bir artış gözlenmiştir. Bukkal tüberkülde kuvvet uygulama alanlarındaki maksimum stres değeri 375 MPa ' dır. Yüzeydeki stresler homojen bir dağılım göstermiştir ve maksimum değer 75 MPa olarak izlenmiştir (Şekil 4.8).**

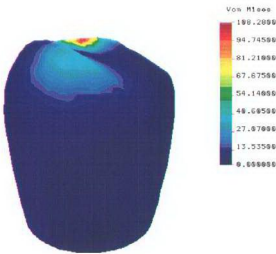


Şekil 4.8. IPS porselen kron tasarımı

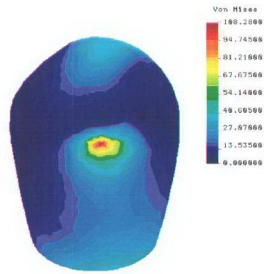
### 4.3.Altyapıdaki Stres Dağılımı

Altyapıdaki stresler üç boyutlu modelde, bukkal ve lingual ayrıca kesitler halinde MD (mesidistal) ve BL (bukkolingual) yönlerde incelenerek analiz edilmiştir.

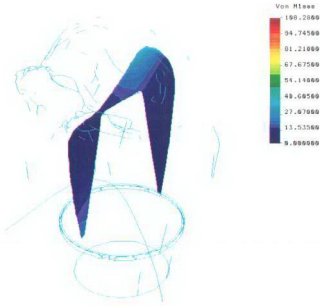
**Kıymetli metal alaşım destekli porselen tasarımda altyapı incelendiğinde,** maksimum streslerin lingual tüberkülde yoğunlaştığını görmekteyiz. Bu stresler azalarak lingual yüzeye dağılmışlar ve lingual kole bölgesinde tekrar yoğunlaşmışlardır. Bu bölgedeki maksimum stres değeri 108 MPa olarak ölçülmüştür. Bukkal tüberkülde ise kuvvet uygulama alanlarında 67 MPa'lık bir maksimum stres değeri gözlenmiştir. Altyapının distal yüzeyinde koleye doğru streslerin azalarak dağılımını gözlemledik. Mesial yüzeyde ise stres değerleri son derece düşük bulunmuştur (13MPa) (Şekil 4.9, Şekil 4.10). Altyapı bukkolingual olarak incelendiğinde bukkal tüberküldeki kuvvet uygulama alanı ve lingual koledeki stres yoğunlaşmaları dikkati çekmektedir. Lingual koledeki stres miktarı 27 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.11). Altyapı mesiodistal olarak incelendiğinde ise yine bukkal tüberkülde kuvvet uygulama alanında maksimum stres değerlerine rastlanmıştır (Şekil 4.12). Altyapının distal kısmında bukkal tüberkülün altında bu streslerin azalarak dağıldığını, maksimum streslerin 40 MPa'a ulaştığını görmekteyiz, mesial kısımdaki stres değerleri ise oldukça düşüktür. Burada distolingual kolede stres miktarının kuvvet uygulama alanından sonraki yoğunluğu dikkati çekmiştir. Distolingual koledeki maksimum stres değeri 67 MPa olarak ölçülmüştür.



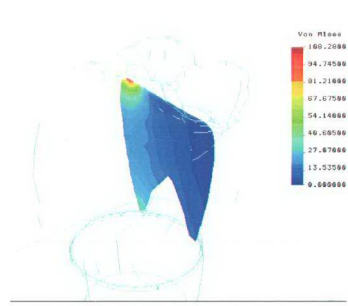
Şekil4.9.Kıymetli metal alaşım destekli porselen kronun bukkalden görüntüsü



Şekil4.10.Kıymetli metal alaşım destekli porselen kronun lingualden görüntüsü

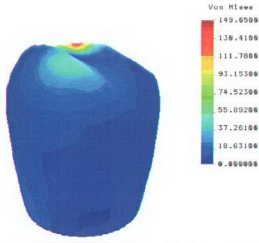


Şekil 4.11.Kıymetli metal alaşımı destekli porselen kronun bukkolingual görüntüsü

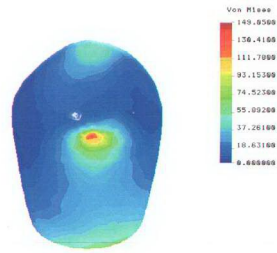


Şekil 4.12.Kıymetli metal alaşımı destekli porselen kronun mesiodistal görüntüsü

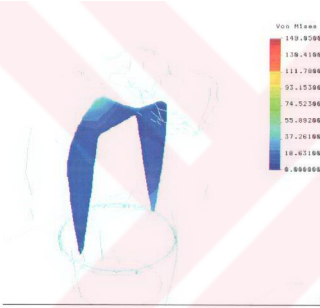
**Temel metal alaşımı destekli porselen tasarımda altyapı incelendiğinde,** maksimum streslerin lingual tüberkülta yoğunlaştığını görmekteyiz. Bu bölgedeki maksimum stres değeri 149 MPa olarak ölçülmüştür. Yine bu stresler azalarak lingual yüzeye dağılmışlardır fakat bu kron tasarımındaki dikkati çeken nokta lingual kole bölgesindeki stresler kıymetli metal alaşımı destekli porselen tasarımdan daha yoğun bulunmuşturBukkal tüberkülde ise kuvvet uygulama alanlarında 93 MPa'lık bir maksimum stres değeri gözlenmiştir. Altyapının distal yüzeyinde koleye doğru streslerin azalarak dağılımını gözlemledik. Mesial yüzeyde ise stres değerleri son derece düşük bulunmuştur (18MPa) (Şekil 4.13, Şekil 4.14). Altyapı bukkolingual olarak incelendiğinde bukkal tüberküldeki kuvvet uygulama alanı ve lingual koledeki stres yoğunlaşmaları dikkati çekmektedir (Şekil 4.15). Altyapı mesiodistal olarak incelendiğinde ise yine bukkal tüberkülde kuvvet uygulama alanında maksimum stres değerlerine rastlanmıştır (Şekil 4.16). Altyapının distal kısmında bukkal tüberkülün altında yine bu stresler azalarak bir dağılım göstermişlerdir. Burada maksimum streslerin 55 MPa'a ulaştığını görmekteyiz, mesial kısımdaki stres değerleri ise oldukça düşüktür. Burada distolingual kolede stres miktarının kuvvet uygulama alanından sonraki yoğunluğu dikkati çekmiştir. Distolingual koledeki maksimum stres değeri 93 MPa olarak ölçülmüştür.Temel metal alaşım destekli porselen tasarımda altyapıdaki maksimum stres değerleri kıymetli metal alaşım destekli porselen tasarımda altyapıda oluşan maksimum stres değerlerinden daha yüksek bulunmuştur.Streslerin lokalizasyonları ise her iki tasarımda da benzer bulunmuştur.



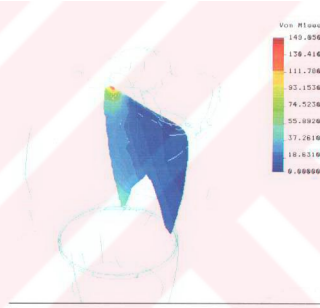
Şekil 4.13. Temel metal alaşım destekli porselen kronun bukkalden görüntüsü



Şekil 4.14. Temel metal alaşım destekli porselen kronun lingualden görüntüsü



Şekil 4.15. Temel metal alaşım destekli porselen kronunun bukkolingual görüntüsü

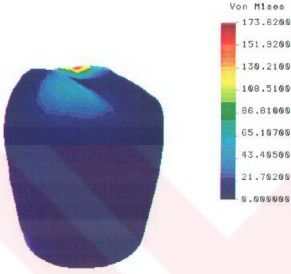


Şekil 4.16. Temel metal alaşım destekli porselen kronun mesiodistal görüntüsü

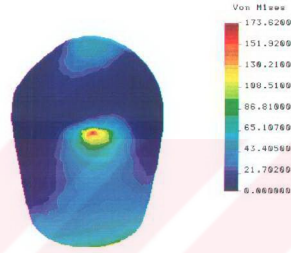
**In-Ceram porselen kron tasarımında altyapı incelendiğinde,** maksimum streslerin lingual tüberkülde yoğunlaştığını görmekteyiz. Bu bölgedeki maksimum stres değeri 173 MPa olarak ölçülmüştür. Bu tasarımdaki maksimum stres değeri diğer üç tasarıma göre oldukça yüksek bulunmuştur. Bu tasarımda da stresler azalarak kronun lingual yüzeyine dağılmışlardır. Lingual koledeki stres miktarı kıymetsiz metal alaşımı destekli porselen krona benzerdir fakat lokalizasyon olarak daha geniştir. Bukkal tüberkülde ise kuvvet uygulama alanlarında 108 MPa'lık bir maksimum stres değeri gözlenmiştir. Altyapının distal yüzeyinde koleye doğru streslerin azalarak dağılımını gözlemledik. Mesial yüzeyde ise stres değerleri son derece düşük bulunmuştur (21MPa) (Şekil 4.17, Şekil 4.18). Altyapı bukkolingual olarak incelendiğinde bukkal tüberküldeki kuvvet uygulama alanı ve lingual



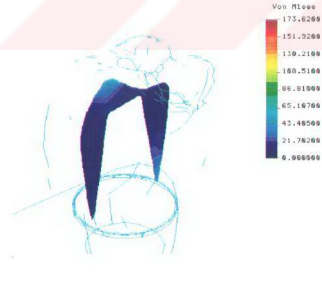
koledeki stres yoğunlaşmaları dikkati çekmektedir (Şekil 4.19). Altyapı mesiodistal olarak incelendiğinde ise yine bukkal tüberkülde kuvvet uygulama alanında maksimum stres değerlerine rastlanmıştır. Altyapının distal kısmında bukkal tüberkülün altında maksimum streslerin 65 MPa 'a ulaştığını görmekteyiz, mesial kısımdaki stres değerleri ise oldukça düşüktür. Burada distolingual koledeki stres miktarının bukkal tüberküldeki stres miktarına eşitliği dikkati çekmiştir. Distolingual koledeki maksimum stres değeri 108 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.20).



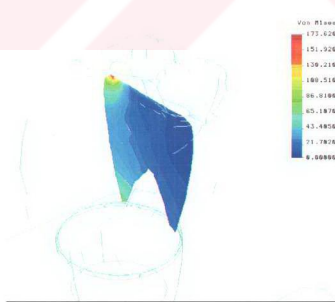
Şekil 4.17.In-Ceram porselen kronun bukkalden görüntüsü



Şekil 4.18.In-Ceram porselen kronun lingualden görüntüsü

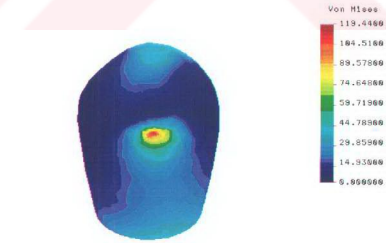
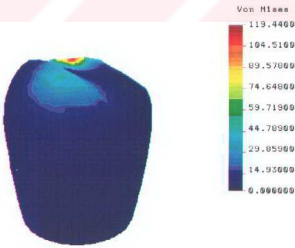


Şekil4.19.In-Ceram porselen kronun bukkolingual görüntüsü



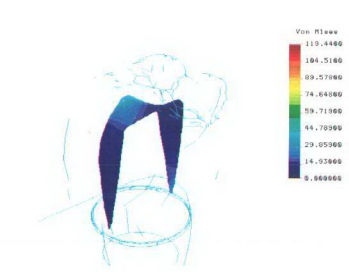
Şekil 4.20. In-Ceram porselen kronun mesiodistal görüntüsü

**IPS porselen kron tasarımında altyapı incelendiğinde,** maksimum streslerin diğer üç tasarımda olduğu gibi lingual tüberküle yoğunlaştığını görmekteyiz. Bu bölgedeki maksimum stres değeri 119 MPa olarak ölçülmüştür. Bu değer kıymetli metal alaşımı destekli porselen tasarımdaki maksimum stres değerine göre yüksek, temel metal alaşımı destekli porselen ve In-Ceram tasarımlardaki maksimum stres değerine göre de düşük bir değerdir. Yine bu stresler azalarak kronun lingual yüzeyine dağılmışlardır ve lingual kolede yoğunlaşmışlardır, bu da lokalizasyon ve stres değerleri olarak kıymetli metal alaşımı destekli porselen tasarım ile benzerlik göstermiştir. Bukkal tüberküle ise kuvvet uygulama alanlarında 74 MPa'lık bir maksimum stres değeri gözlenmiştir. Altyapının distal yüzeyinde koleye doğru streslerin azalarak dağılımını gözlemledik. Mesial yüzeyde ise stres değerleri son derece düşük bulunmuştur (14MPa) (Şekil 4.21, Şekil 4.22). Altyapı bukkolingual olarak incelendiğinde bukkal tüberküledeki kuvvet uygulama alanı ve lingual koledeki stres yoğunlaşmaları dikkati çekmektedir (Şekil 4.23). Altyapı mesiodistal olarak incelendiğinde ise yine bukkal tüberkülede kuvvet uygulama alanında maksimum stres değerlerine rastlanmıştır. Altyapının distal kısmında bukkal tüberkülede altında maksimum streslerin 44 MPa'a ulaştığını görmekteyiz, mesial kısımdaki stres değerleri ise oldukça düşüktür. Burada distolingual kolede stres miktarının kuvvet uygulama alanından sonraki yoğunluğu dikkati çekmiştir. Distolingual koledeki maksimum stres değeri 74 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.24).

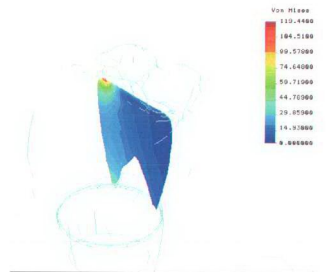


Şekil 4.21. IPS porselen kronun bukkalden görüntüsü

Şekil 4.22. IPS porselen kronun lingualden görüntüsü



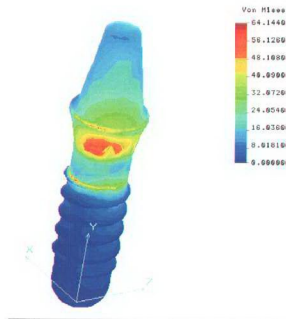
Şekil 4.22. IPS porselen kronun bukkolingual görüntüsü



Şekil 4.24. IPS porselen kronun mesiodistal görüntüsü

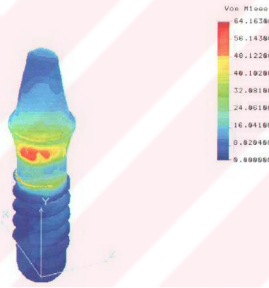
#### 4.4. İmplanttaki Stres Dağılımı

Kıymetli metal alaşım destekli porselen tasarımda implant incelendiğinde, maksimum streslerin implant gövdesinin koronal üçlüsünün bukkal yüzeyinde yoğunlaştığı ve orta üçlüye doğru dağıldığı gözlenmiştir. Yine implantın ilk yivinin başladığı kısımda ve abutmentin kole kısmında maksimum stres değerleri gözlenmiştir. Burada maksimum stres değerleri 64 MPa olarak ölçülmüştür. İmplantın apikal kısmına doğru stres değerleri azalmıştır. Abutmentin kole bölgesinde de bir stres yoğunlaşması dikkati çekmiştir. Buradaki maksimum stres değeri 40 MPa olarak ölçülmüştür. Abutmentin orta üçlüsüne gelindiğinde stres değerlerinin azalarak dağıldığı ve oklüzal uçluda minimum değerlere ulaştığı izlenmiştir (Şekil 4.25).



Şekil 4.25. Kıymetli metal alaşım destekli porselen kron tasarımında, implanttaki stres dağılımı

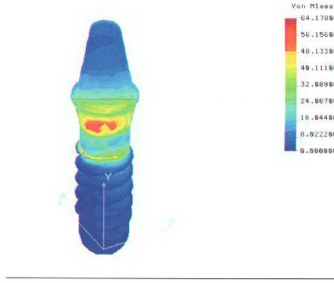
**Temel metal alaşım destekli porselen tasarımıda implant incelendiğinde,** maksimum streslerin implant gövdesinin koronal üçlüsünün bukkal yüzeyinde yoğunlaştığı ve orta üçlüye doğru dağıldığı gözlenmiştir. Yine implantın ilk yivinin başladığı kısımda ve abutmentin kole kısmında maksimum stres değerleri gözlenmiştir. Burada maksimum stres değerleri 64 MPa olarak ölçülmüştür. İmplantın apikal kısmına doğru stres değerleri azalmıştır. Abutmentin kole bölgesinde de bir stres yoğunlaşması dikkati çekmiştir. Buradaki maksimum stres değeri 40 MPa olarak ölçülmüştür. Abutmentin kolesindeki stres yoğunluğuna karşın orta üçlüsünde stres değerleri oldukça azalmış ve oklüzal üçlüde minumum stres değerleri gözlenmiştir. Bu tasarım kıymetli metal alaşımı destekli porselen kron tasarımı ile karşılaştırıldığında abutment' daki stres lokalizasyonunda oldukça büyük bir farklılık ortaya çıkmıştır(8 MPa) (şekil 4.26).



şekil 4.26. Temel metal alaşım destekli porselen kron tasarımıda, implanttaki stres dağılımı

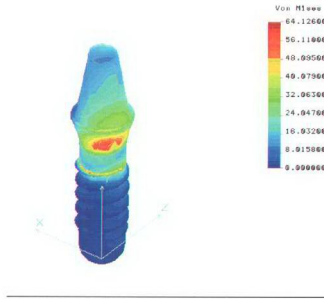
**In-Ceram porselen kron tasarımıda implant incelendiğinde,** maksimum streslerin implant gövdesinin koronal üçlüsünün bukkal yüzeyinde yoğunlaştığı ve orta üçlüye doğru dağıldığı gözlenmiştir. Yine implantın ilk yivinin başladığı kısımda ve abutmentin kole kısmında maksimum stres değerleri gözlenmiştir. Burada maksimum stres değerleri 64 MPa olarak ölçülmüştür. İmplantın apikal kısmına doğru stres değerleri azalmıştır. Abutmentin kole bölgesinde de bir stres yoğunlaşması dikkati çekmiştir. Buradaki maksimum stres değeri diğer üç tasarımıdan biraz daha yüksek bulunmuştur. Bu bölgedeki maksimum stres değeri 48 MPa olarak ölçülmüştür. Abutmentin orta ve oklüzal üçlüsüne

bakıldığında stresler minimum bulunmuştur (8 MPa). Bu tasarım temel metal alaşımı destekli porselen tasarımla benzerlik göstermektedir fakat abutmenttaki stres değer ve lokalizasyonları farklıdır (Şekil 4.27).



Şekil 4.27. In-Ceram porselen kron tasarımında implanttaki stres dağılımı

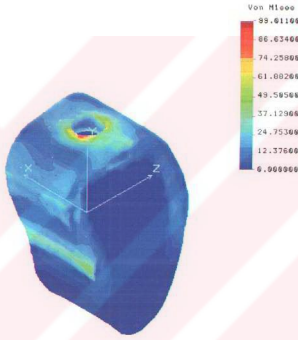
**IPS porselen kron tasarımında implant incelendiğinde,** maksimum streslerin implant gövdesinin koronal üçlüsünün bukkal yüzeyinde yoğunlaştığı ve orta üçlüye doğru dağıldığı gözlenmiştir. Yine implantın ilk yivinin başladığı kısımda maksimum stres değerleri gözlenmiştir. Burada maksimum stres değerleri 64 MPa olarak ölçülmüştür. İmplantın apikal kısmına doğru stres değerleri azalmıştır. Abutmentin kole bölgesinde de bir stres yoğunlaşması dikkati çekmiştir. Buradaki maksimum stres değeri 40 MPa olarak ölçülmüştür. Kıymetli metal destekli porselen tasarımındaki gibi abutmentin kolesinden oklüzale doğru streslerin azalarak bir dağılım gösterdiği izlenmiştir. Fakat stres değerleri ve lokalizasyonları olarak farklılıklar izlenmiştir (Şekil 4.28).



Şekil 4.28. IPS porselen kron tasarımında implanttaki stres dağılımı

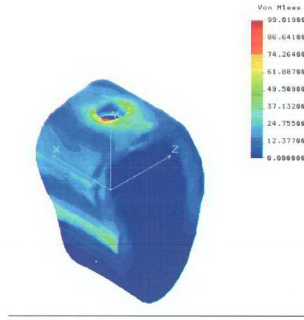
#### 4.5. Destek Kemik Yapıdaki Stres Dağılımı

Kıymetli metal alaşım destekli porselen tasarımda destek kemik yapı incelendiğinde, implant ile kemiğin birleşim kısmında maksimum stres değerleri gözlenmiştir. Bu stres değerleri 99 MPa olarak ölçülmüştür. Bu stresler mesial, distal bukkal ve lingual kortikal kemiğe azalarak dağılmıştır. Yine kortikal kemiğin lingual yüzeyinin orta üçlüsünde ve koronal üçlüsünde bir stres artışı gözlenmiştir. Buradaki maksimum değer 61 MPa'dır. Kortikal kemiğin bukkal kısmındaki stres değerleri daha düşük bulunmuştur ve burada stresler homojen bir dağılım göstermiştir. Trabeküler kemikte oldukça düşük stres değerleri görülmüştür (Şekil 4.29).



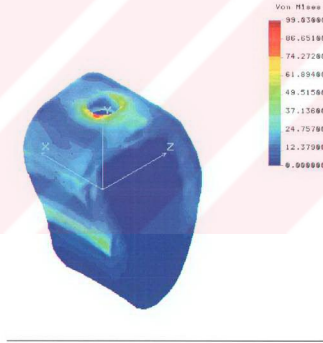
Şekil 4.29. Kıymetli metal alaşım destekli porselen kron tasarımında, kemikteki stres dağılımı

Temel metal alaşım destekli porselen tasarımda destek kemik yapı incelendiğinde, kıymetli metal alaşım destekli porselen kron tasarımına çok benzer stres miktar ve lokalizasyonları bulunmuştur (Şekil 4.30).



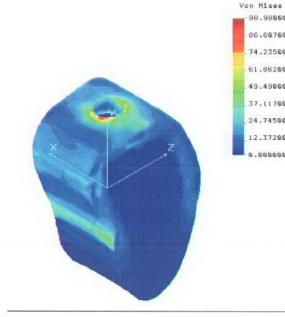
Şekil 4.30. Temel metal alaşım destekli porselen kron tasarımında, kemikteki stres dağılımı

**In-Ceram porselen kron tasarımında destek kemik yapı incelendiğinde,** kıymetli ve temel metal alaşım destekli porselen kron tasarımlarına çok benzer stres miktar ve lokalizasyonları bulunmuştur (Şekil 4.31).



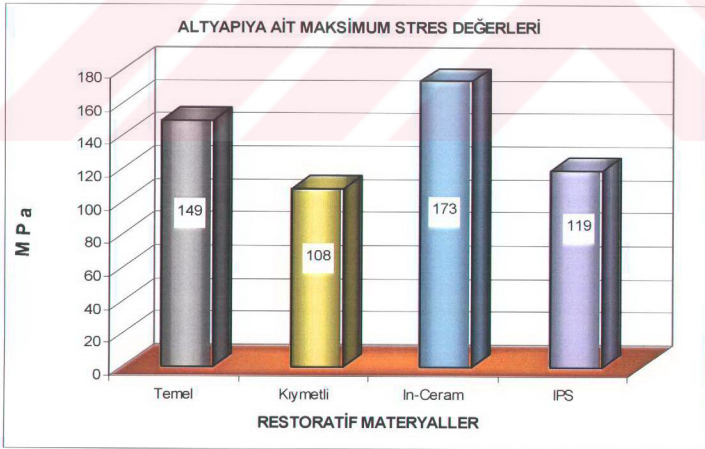
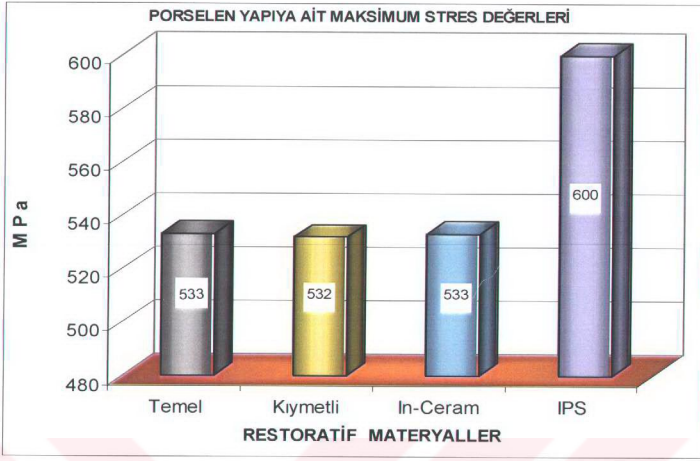
Şekil 4.31. In-Ceram porselen kron tasarımında, kemikteki stres dağılımı

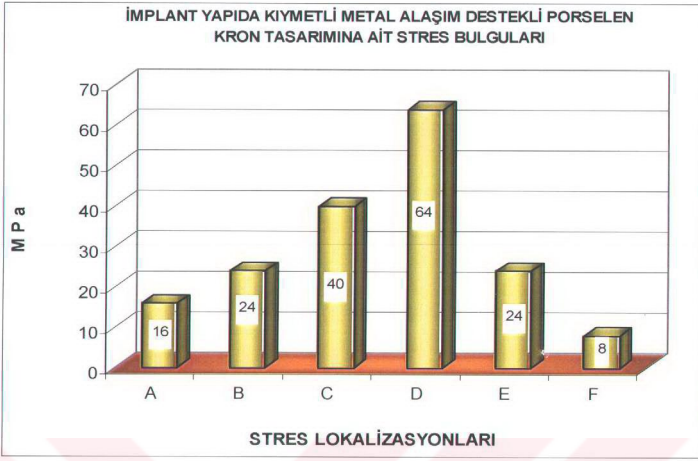
**IPS porselen kron tasarımında destek kemik yapı incelendiğinde,** yine diğer üç tasarıma çok benzer stres miktar ve lokalizasyonları bulunmuştur (Şekil 4.32).



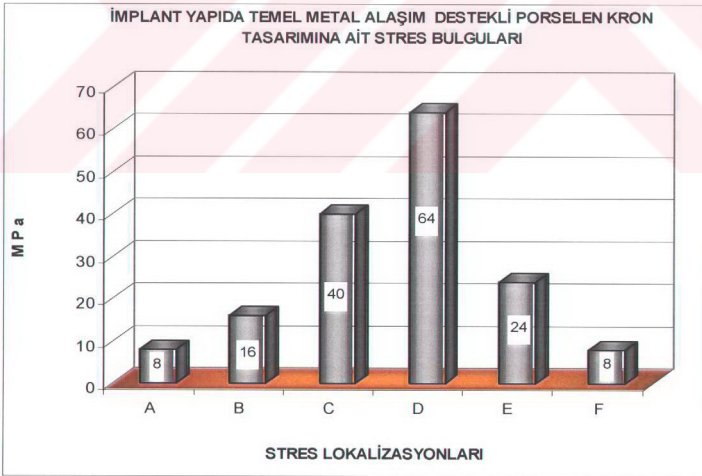
Şekil 4.32. IPS porselen kron tasarımında, kemikteki stres dağılımı



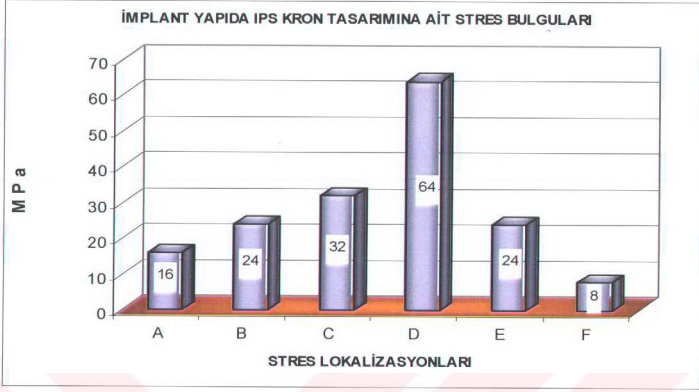




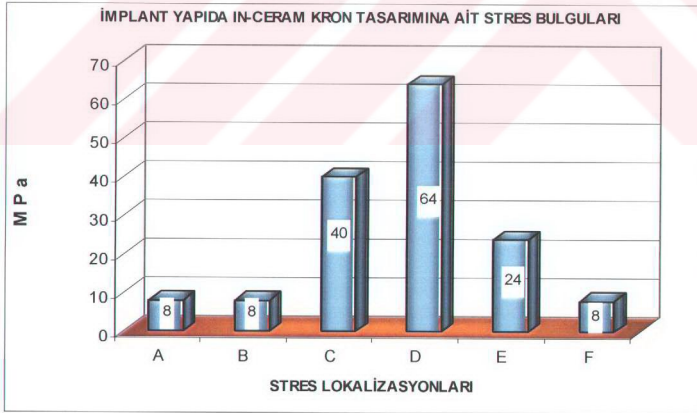
- A: Abutmentin oklüzal üçlüsü B: Abutmentin orta üçlüsü C: Abutmentin servikal üçlüsü  
D: İmplant gövdesinin koronal üçlüsü E: İmplant gövdesinin orta üçlüsü  
F: İmplant gövdesinin apikal üçlüsü (Şekil 3.10' da tanımlanmıştır)



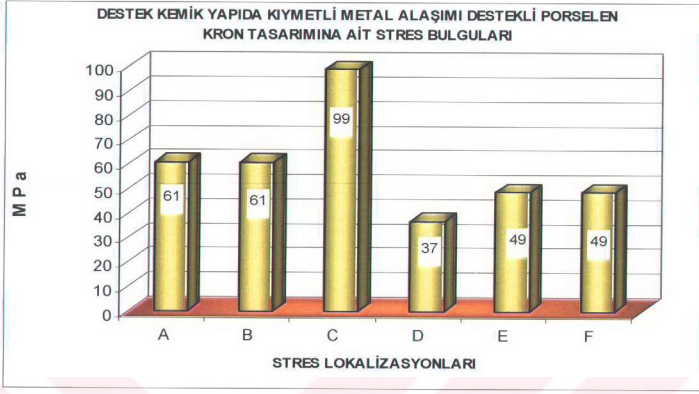
- A: Abutmentin oklüzal üçlüsü B: Abutmentin orta üçlüsü C: Abutmentin servikal üçlüsü  
D: İmplant gövdesinin koronal üçlüsü E: İmplant gövdesinin orta üçlüsü  
F: İmplant gövdesinin apikal üçlüsü (Şekil 3.10' da tanımlanmıştır)



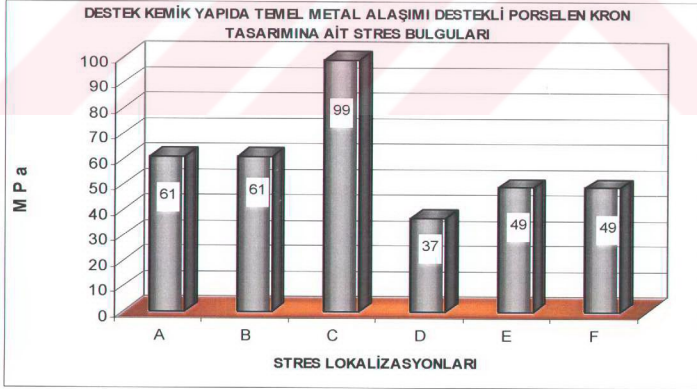
- A: Abutmentin oklüzal üçlüsü B: Abutmentin orta üçlüsü C: Abutmentin servikal üçlüsü  
D: İmplant gövdesinin koronal üçlüsü E: İmplant gövdesinin orta üçlüsü  
F: İmplant gövdesinin apikal üçlüsü (Şekil 3.10' da tanımlanmıştır)



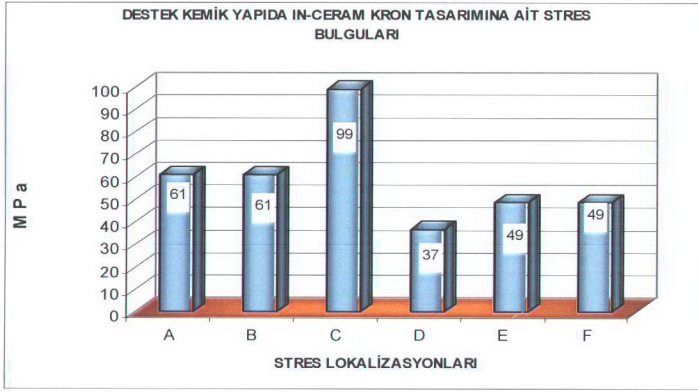
- A: Abutmentin oklüzal üçlüsü B: Abutmentin orta üçlüsü C: Abutmentin servikal üçlüsü  
D: İmplant gövdesinin koronal üçlüsü E: İmplant gövdesinin orta üçlüsü  
F: İmplant gövdesinin apikal üçlüsü (Şekil 3.10' da tanımlanmıştır)



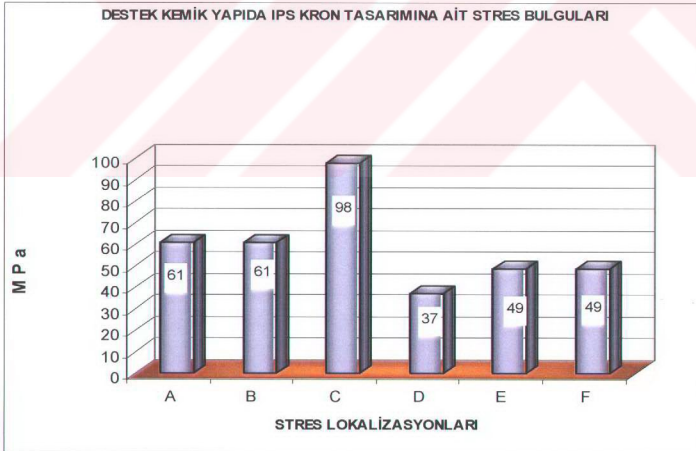
A: Lingual kortikal kemiğin lingual üçlüsü B: Lingual kortikal kemiğin orta üçlüsü C: İmplant ve kortikal kemiğin birleşim kısmının lingualı D: implant ve kortikal kemiğin birleşim kısmının mesaili E: implant ve kortikal kemiğin birleşim kısmının bukkalı F: implant ve kortikal kemiğin birleşim kısmının distali (Şekil 3.11 ve 3.12' de tanımlanmıştır)



A: Lingual kortikal kemiğin lingual üçlüsü B: Lingual kortikal kemiğin orta üçlüsü C: İmplant ve kortikal kemiğin birleşim kısmının lingualı D: implant ve kortikal kemiğin birleşim kısmının mesaili E: implant ve kortikal kemiğin birleşim kısmının bukkalı F: implant ve kortikal kemiğin birleşim kısmının distali (Şekil 3.11 ve 3.12' de tanımlanmıştır)



A: Lingual kortikal kemiğin lingual üçlüsü B: Lingual kortikal kemiğin orta üçlüsü C: İmplant ve kortikal kemiğin birleşim kısmının lingualı D: implant ve kortikal kemiğin birleşim kısmının mesaili E: implant ve kortikal kemiğin birleşim kısmının bukkalı F: implant ve kortikal kemiğin birleşim kısmının distali (Şekil 3.11 ve 3.12' de tanımlanmıştır)



A: Lingual kortikal kemiğin lingual üçlüsü B: Lingual kortikal kemiğin orta üçlüsü C: İmplant ve kortikal kemiğin birleşim kısmının lingualı D: implant ve kortikal kemiğin birleşim kısmının mesaili E: implant ve kortikal kemiğin birleşim kısmının bukkalı F: implant ve kortikal kemiğin birleşim kısmının distali (Şekil 3.11 ve 3.12' de tanımlanmıştır)

## 5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Fonksiyon sırasında lateral ve vertikal kuvvetlerle oklüzal yüzeyler arasında ortaya çıkan stresler doğal yapıda mine, dentin, pulpadan oluşan diş ve periodontal dokular aracılığı ile destek kemik yapıya iletilirler (Sakaguchi ve ark 1991).

Diş destekli sabit protetik restorasyonlarda bu iletimde kronal bölgede mine ve dentin yerini restoratif materyallere bıraksada diş ve şok absorpsiyon mekanizmasına sahip periodontal doku benzer şekilde stresin kemik yapıya iletiminde rol oynar.

İmplant destekli sabit protetik restorasyonlarda ise fonksiyonel kuvvetler sonucu oluşan stresler restorasyon materyali, abutment, implant aracılığıyla direkt kemiğe iletilir.

Bu üç farklı sistemde stres iletim mekanizmaları ve materyaller farklı olsada sonuçta fizyolojik limitler içinde olmalı, aşırı stres birikimleri elimine edilmelidir. Bu nedenle materyallerde veya destek yapıda ortaya çıkacak streslerin analiz edilmesi gereklidir.

Bu bağlamda, çalışmamızda yaygın kullanım alanına sahip implant üstü kron tasarımlarında farklı materyallerin fonksiyonel kuvvetler altında kendi yapılarında, abutmentta, implantta ve destek kemik yapıda oluşan stresler üzerindeki etkileri sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmiştir ve verilerle klinikte uzun dönem başarıya katkı sağlamak amaçlanmıştır.

Biyolojik malzemelerde (kas, kemik, diş, vücut sıvıları gibi) stres analizi yapmak, tedavi ve protez malzemelerinde analiz yapmaktan zordur. Bu yüzden farklı stres analiz yöntemleri geliştirilmiştir. Stres analizlerindeki esas amaç, modelin gerçek organ, doku ve restoratif malzemeye mümkün olduğunca benzemesi ve fonksiyonel uygulamanın da gerçekte organizmada etkili olan kuvvetleri şiddet, yön ve tip olarak taklit edebilmesini sağlamaktır. Ancak bu koşullarda analiz sonuçları gerçeği yansıtır ve bilimsel niteliği olabilir (Aydınlık ve Şahin 1977).

Canlı doku ve organlarda stres analizi yapmak güç olduğu için çalışılacak yapının ya da canlı dokunun bir modeli üzerinde gerçekleştirilir. Modelin canlı dokuya benzerliği oranında doğru sonuçlar elde etmek mümkün olur (Baran 1995). Bütün teorik analizlerde olduğu gibi modelleme ve çözüm için bazı tahminlerde bulunmak gerekmektedir. Çalışmamızda kullandığımız sonlu elemanlar yönteminin Williams, Sakaguchi, Selna ve birçok araştırmacı tarafından diğer stres analiz yöntemlerine göre daha avantajlı olduğu belirtilmiştir. Bunlar; muntazam geometri göstermeyen katılar ile farklı özelliklere sahip karmaşık yapılara kolayca uygulanabilirliği, gerçek yapıya çok daha yakın bir modelin hazırlanabilmesi, istenilen sayıda malzeme kullanılabilmesinin yanında araya yapay bir model materyali veya malzeme girmeden, yapının mekaniksel özellikleri ile uygunluğun mümkün olan en iyi şekilde elde edilebilmesi, stres tipini, stres dağılımının ve deplasmanların birlikte ve çok duyarlı olarak elde edilebilmesi, deneysel aracın kolaylıkla kontrolü ve sınır koşullarının değiştirilebilmesidir. Bu avantajlarına karşın yapılan çalışmalarda yüklemeler, sınır koşulları ve materyal özelliklerinin belirtilmesinde son derece hassas davranılması gerekmektedir (Eskitaşçıoğlu ve Yurdukoru 1995).

Modelin iki ya da üç boyutlu uygulanması önemli bir konudur. Bilgisayar teknolojisindeki gelişmeler sayesinde üç boyutlu model hazırlanması zaman ve ekonomik açıdan zor olsa da sonuçların doğruluğu açısından avantajlı hale gelmiştir. Yapılan çalışmalar da üç boyutlu modelin üstünlüklerini ortaya koymaktadır (İsmail ve ark 1987). Bu nedenle çalışmamızda üç boyutlu model oluşturulmuştur. Sonuçların doğruluk derecesi modelin doğruluk derecesi ile doğru orantılıdır. Modelin doğruluk derecesi de matematiksel modeldeki nokta ve elemanların sayısı ile orantılıdır. Modelimizin eleman ve nokta sayıları literatürde rutin kullanım değerlerinin çok üstünde tutularak idealize edilmiştir .

Seçtiğimiz implant tipi 4,1x10 mm vidalı ITI implanttır. Bu sistemin temeli, cerrahi travmanın en aza indirilmesi, primer kemik temasının sağlanması, postoperatif implant stabilitesinin sağlanması ve implant materyalinin biyolojik olarak uyumlu olmasıdır. Standart ITI vidalı implant çapı 4,1 mm'dir. Mevcut uzunluklar ise 6, 8, 10, 12, 14 mm'dir. Vidalı implantlar densitesi düşük trabeküler kemikte primer stabilizeyi artırmak için geliştirilmiştir (Scacchi ve ark 2000). Levine ve arkadaşlarının (2002) yapmış oldukları çalışmanın sonuçları 4,1 veya 4,8 mm çaplı vidalı ITI implantların posterior tek diş restorasyonlarında iyi bir seçim olabileceğini göstermiştir. Vidalı implantlar düz ve

silindirik implantlara göre kemik apozisyonu, implantla temas eden kemik yüzeyini arttırması açısından tercih edilmektedir (Skalak, 1983). ITI implant sisteminin boyun kısmının sahip olduğu “Morse taper” özelliğinin yüksek kuvvetler altında bile optimum fonksiyon sağladığı gösterilmiştir (Scacchi ve Merz, 2000). Siegele ve Soltesz (1989) silindirik, konik, basamaklı, vidalı ve içi boş silindirik implantları SESA (sonlu elemanlar stres analiz yöntemi) ile karşılaştırmışlar, konik ve basamaklı implantlarda silindirik ve vidalı implanta göre daha yüksek streslerin oluştuğunu bulmuşlardır. Mandibular premolar bölgede mental foramenin bulunması ve vertikal kemik kaybı gözönünde bulundurulduğunda çalışmamızda kullanılan 10 mm uzunlukta silindirik vida tasarımlı implant uygun bir seçim olmuştur.

Bazı iki boyutlu sonlu elemanlar stres analiz çalışmalarında kemik dikdörtgen şeklinde modellenmiştir (Van Oosterwyck ve ark 1998, Rieger ve ark 1990). Son zamanlarda bilgisayarlı tomografi (CT) ve manyetik rezonans görüntüleme (MRI) gibi dijital görüntüleme tekniklerindeki gelişmeler sayesinde anatominin doğru olarak modellenmesi mümkün hale gelmiştir. Çalışmamızda bilgisayarlı tomografi görüntülerinden elde edilen mandibüler kesitlerden yararlanılmıştır. Daha doğru modelleme için kemik densitesinin de belirtilmesi gerekmektedir. Çünkü kemik densitesi, stres dağılımında oldukça önemli rol oynar. Ancak bilgisayar teknolojisi henüz buna imkan sağlamamaktadır. Trabeküler kemik yapısını modellemek mümkün olmadığından kortikal kemik içinde solid bir yapı olarak modellenmiştir. Çalışmamızda kemiğin meziodistal yöndeki genişliği 10,7 mm'dir. Çalışmamızda seçilen kemik kalite ve miktarı Lekholm ve Zarb tarafından tanımlanan A-2 sınıf kemiktir. Bu tip kemik klinikte sıklıkla karşılaşıldığı için ve Eskitaşçıoğlu ve ark'nun (2001) dental implantlarda farklı kemik kalitesinin stres dağılımına etkisini inceledikleri araştırmalarının sonuçları göz önünde bulundurularak tercih edilmiştir.

Mandibüler ikinci premolar dişe ait kronun matematiksel modeli oluşturulurken Eskitaşçıoğlu'nun (1991) ve Kansu'nun (1996) çalışmalarında olduğu gibi Wheeler tarafından belirtilen ölçüler esas alınmıştır.

Materyal özellikleri yapı içindeki stres dağılımını önemli ölçüde etkilerler. Literatürdeki mevcut çalışmaların çoğunda materyaller homojen, lineer olarak kabul edilmiş ve materyal davranışları Young modülüs (elastisite modülüsü) ve Poisson oranları ile belirtilmiştir (Matsushita ve ark 1990, Lozada ve ark 1994, Sertgöz ve ark 1995,



Papavasiliou ve ark 1996, Papavasiliou ve ark 1997, Holmgren ve ark 1998, Çiftçi ve Canay 2000, Tanaka ve ark 2001, Aykul ve ark 2002, Ünsal ve ark 2002). Çalışmamızda kullanılan materyaller de homojen ve izotrop kabul edilmiştir, yani her düzlemde materyal özellikleri aynıdır. Gerçekte ise doğada bulunan hiçbir materyal % 100 homojen ve izotrop değildir. Esasen organik maddelerle canlı sistem içinde homojen ve izotrop olması beklenemez. Aynı cinsten iki organizmaya ait her dokunun iç yapısı ve izotropi özelliği dahi belli sınırlar içerisinde sayılmayacak kadar çok etkenle sürekli değişebilmektedir. Bu durumda materyal değerlerini ortalama değer olarak homojen ve izotrop varsaymak çok geniş bir popülasyon için vardığımız deney sonuçlarının gerçeğe yaklaşımını engellemeyecektir. Bütün stres analiz tekniklerinde elde edilen sonuçların gerçek değerlere sadece bir yaklaşım olduğu unutulmamalıdır. Hojjatie ve Anusavice (1990) üç boyutlu SESA çalışmasında materyalleri homojen, lineer elastik ve izotrop kabul etmiş, siman kalınlığının etkisini de göz ardı etmiştir. Saint-Venant prensibine göre siman kalınlığı stres dağılımlarını etkilemeyeceğinden çalışmamızda da değerlendirmeye alınmamıştır (Matsushita ve ark 1990). Çalışmamızda sınır koşulu olarak mandibulanın tabanındaki noktaların hareketi engellenmiştir. Stres analizinin sonucunda elde edilen stres bulguları, yaygın olarak kullanılan ve dental yapılardaki makaslama streslerini yansıtan von Mises kriterlerine göre yapılmıştır.

Reeh ve Ross'un (1994) kompozit veneerlerin diş katılığı üzerine yaptıkları strain gauge ve SESA çalışmasında anterior dişlerde fizyolojik yükleme göz önünde bulundurularak, 50 N'luk yüklemeler yapılmıştır. Seong ve arkadaşlarının (2000) implantlarda yaptığı bir çalışmada 35 N ve 70 N'luk statik yükleme yapılmıştır. Gracis ve arkadaşları (1991) implantlarda kullanılan beş farklı materyalin şok absorpsiyonu ile ilgili olarak 100 N'luk oklüzal yük kullanmışlardır. Saumeire ve Dejou (1999) yine implantlarda farklı materyaller için çarpma kuvvetlerini 100 N'luk oklüzal yük altında incelemişlerdir. Yine birçok literatürde stres analizi için çoğunlukla 100 N vertikal kuvvet uygulandığı görülmektedir (Matsushita ve ark 1990, Holmes ve Loftus 1997, Van Oosterwyck ve ark 2002). Çalışmamızda çiğneme kuvvetinin vertikal komponentini taklit eden kuvvet uygulanmıştır. Literatürde çiğneme kuvvetleri ile ilgili çeşitli çalışmalar mevcuttur (Gibbs ve ark 1986, Proffit ve ark 1983). Çiğneme kuvvetleri cinsiyet, yaş, dişin lokalizasyonu ve gıdanın tipine göre değişkenlik gösterir. Weinberg ve Kruger'e göre (1995) alınan besinler sertleştikçe, oluşacak horizontal oklüzal kuvvetler de artar. Çiğneme kuvvetinin değeri erkeklerde bayanlara göre, diş sıkanlarda sıkmayan bireylere

göre yüksek bulunmuştur. Sabit protezlere sahip bireyler doğal dişlere sahip bireylerle benzerlik göstermiştir. Tam protez kullanan bireyler doğal dişlere sahip bireylerin göstermiş oldukları değerlerin 1/3 veya 1/4'ini göstermiştir. İmplant üstü proteze sahip bireylerin çiğneme kuvveti tam protez kullanan bireylere göre daha yüksek bulunmuştur. Okluzal yüzeydeki değişiklikler çiğneme kuvvetini etkiler. Rangert ve arkadaşları vertikal yüklemenin implant boyunca daha eşit dağıldığı için tercih edildiğini, bükülme momentlerinin implantta daha çok strese yol açtığını belirtmişlerdir. Bu yüzden sentrik okluzyon gibi streslerin aksiyel iletildiği okluzyon tipi seçilmelidir. Bu tip kontaklar implant kemik arayüzüne düşük ve homojen dağılan stres oluşumuna yol açar (Papavasiliou ve ark 1996). Çalışmamızda çiğneme kuvvetlerinin aksiyel komponentini taklit eden kuvvetler, tripod kontak durumunda uygulanmıştır. Tripod kontak durumunda okluzalden etki eden kuvvetlerin tüberkül tepesi-fossa veya yüzey-yüzeyle kontak durumuna göre uzun aksa paralel yönde seyrederek daha az stres yoğunluğuna neden olduğu gösterilmiştir (Eskitaşçıoğlu 1991). İmplant üstü protezlerin okluzal planında bu özellik önemli olduğu için sentrik okluzyon konumunda tripod kontak ilişkisinin seçilmesi uygun bulunmuştur.

Modellerimizde yükleme durumu ve materyal özellikleri sabit olduğundan ve bulgularda her modele ait değerler net olarak resimlerle ortaya konduğundan dolayı istatistiksel analiz yapılmamıştır.

Porselen yapıdaki stres dağılımı incelendiğinde, en fazla stres matematiksel değer olarak IPS porselen kron tasarımında gözlenmiştir (600MPa). Buradan yola çıkarak, porselen yapının korunmasının gerekli olduğu vakalarda, porselen yapıda çok fazla stres oluşması göz ardı edilmemelidir. Tüm yapılarda porselendeki en yüksek stres değerleri kuvvetin uygulandığı yapı olması ile ilişkilidir.

Altyapıdaki stres dağılımı incelendiği zaman her dört tasarımda da kuvvet uyguladığımız alanlarda özellikle de distal fossada maksimum stres değerlerine rastlanmıştır. Fakat her dört tasarım incelendiği zaman bu stres değerlerinin nümerik olarak birbirinden çok farklı olduğu görülmüştür. En yüksek stres değeri 173 MPa olmak üzere In-Ceram porselen kron modelinde elde edilmiştir, daha sonra 149 MPa ile temel metal alaşım destekli porselen kron modeli gelmektedir bunları 119 Mpa ile IPS porselen kron modeli ve 108 Mpa ile kıymetli metal alaşım destekli porselen model takip

etmektedir. Bunun nedeni In-Ceram ve temel metal alaşım destekli porselenin altyapısının elastisite modülüsünün IPS ve kıymetli metal alaşım destekli porselenin altyapısının elastisite modülüsünden büyük olmasıdır. Dolayısıyla In-Ceram ve temel metal alaşım destekli altyapı deformasyona daha dirençlidir. Çalışmamızda tüm kron tasarımları için standart 0.8 mm ' lik bir altyapı kalınlığı kullanılmıştır. Altyapı kalınlığı, porselenlerin fonksiyonel kuvvetler karşısında maruz kalacağı streslerin miktar ve lokalizasyonları açısından önem taşımaktadır. İnce bir altyapı yeterli direnç ve rijiditeye sahip değildir bunun yanında kalın bir altyapı ise porselen kalınlığı için gerekli yeri sağlayamayacağından uygun destek değildir. Yine altyapı kalınlığı gereğinden fazla arttığında porselende daha kritik stresler oluşmaktadır (Eskitaşçıoğlu ve Yurdukoru 1995). Çalışmamızda altyapı kalınlıkları matematiksel analizde standart kalınlık gerekliliğinden dolayı eşit tutulmuştur. Parametrede sadece yapısal farklılık incelenmiştir.

Altyapılardaki yapısal farklılıklar implant yapı üzerindeki stres dağılımını etkilemiştir. In-Ceram ve temel metal alaşımı destekli porselen tasarıma ait implantlarda stres implantın kole bölgesinde yoğunlaşmıştır, abutmentin oklüzeline doğru gidildikçe stres değerlerinin oldukça azaldığı görülmüştür. Kıymetli metal alaşım destekli porselen ve IPS tasarıma ait implantlarda ise stres yine implantın kole bölgesinde oldukça yükündür fakat abutmentin oklüzeline doğru gidildikçe diğer iki tasarıma göre daha büyük stres değerlerine rastlanmıştır. Bu verilerle abutment üzerine gelecek streslerin önem taşıyacağı vakalarda metal destekli porselen restorasyonlardan temel metal alaşım destekli porselen kron tasarımının, metal desteksiz porselen restorasyonlardan ise In-Ceram porselen kron tasarımının uygun olacağı görülmüştür.

İmplantın boyun bölgesinde oluşan stres yoğunluğu ITI implant tasarımının stresleri yönlendirme etkisine bağlı olabilir. İmplantın kemiğe yerleştirilme eğimi, kortikal kemikle temas yüzeyinin miktarı ve kuvvet uygulanan alanlar bu bölgedeki stres yoğunluğunda önemli rol oynamaktadır.

Destek kemikteki stres dağılımı incelendiği zaman ise her dört tasarımda da fark bulunamamıştır. Her dört tasarımda da stres yoğunluğu kortikal kemiğin kole bölgesinde ve lingual kurvatüründe dikkati çekmiştir. Yükleme sonrası radyografik tetkiklerde özellikle ilk bir yıl içinde kole bölgesinde gözlenen kemik resorpsiyonundaki artışta bu streslerin rol oynadığını düşünmekteyiz. Burada da kortikal kemiğin önemini açıkça

görmekteyiz. Yine kortikal kemiğin lingual kurvatüründe koleye nazaran daha homojen bir stres dağılımı izlenmiştir. Bu durum mandibüler lingual bölgedeki iç bükeyliğin stres absorpsiyonu açısından önemini ortaya koymaktadır. Bu yüzden sonlu elemanlar stres analiz çalışmalarında mandibulanın blok olarak modellenmesinden ziyade anatomik konturun verilerek modellenmesi sonuçların daha doğru elde edilmesini sağlayacaktır.

Bütün tasarımlarda kortikal kemikteki streslerin kortikal kemiğin marjinal bölgesinde lokalize olduğu izlenmektedir. Lozada ve arkadaşları (1994), vidalı ve silinirik implant dizaynlarının stres dağılımına etkisini inceledikleri çalışmalarında her iki implant tipi için yükün büyük kısmının kortikal bölgeye iletildiğini göstermişlerdir. Meijer ve arkadaşları (1995), implant çevresindeki yüzey kaplamasının stres dağılımına etkisini incelemişler, kaplama olan ve olmayan implantlarda en yüksek streslerin kortikal kemikte oluştuğunu bulmuşlardır. Papavasiliou ve arkadaşları (1996) osseointegrasyon derecesinin stres dağılımına etkisini incelemiş, krestal streslerin her koşulda apikaldeki streslerden yüksek olduğunu göstermişlerdir. Texira ve arkadaşları (1998) meziodistal genişlikleri farklı mandibulalarda stres yoğunluklarının krestal bölgede olduğunu göstermişlerdir. Çiftçi ve Canay (2000) farklı okluzal yüzey materyallerinin stres dağılımına etkisini incelemişler, en yüksek streslerin marjinalde oluştuğunu göstermişlerdir. Çalışmamızın sonuçları bu araştırmacıların sonuçları ile uyumlu bulunmuştur. İmplantla kemik arasında sıkı bağlantı olması ve implantta hareketlilik olmaması nedeniyle stresler implantın boyun kısmında yoğunlaşmıştır. Yine kemik yapı stresleri taşıması açısından çok önemlidir. Kortikal kemiğin elastisite modülü spongiöz kemikten daha fazla olduğu için, daha güçlüdür ve deformasyona daha fazla direnç gösterir. Bu nedenle klinik koşullarda kortikal kemik, spongiöz kemikten daha fazla önem taşıyacaktır (Winberg ve Kruger 1995, Holmes ve Loftus 1997, Ichikawa ve ark 1997). İmplant uygulamalarında olabildiğince kortikal kemikten faydalanılması gerekliliği çalışmamızda ortaya konmuştur.

Modellerin tamamı gözönünde bulundurularak bir değerlendirme yapıldığında maksimum streslerin, porselende yüklemenin yapıldığı noktalarda oluştuğu görülmüştür. Gerçekte kuvvetler tek bir noktadan değil, yüzeyden etki ederler. Bu nedenle konda yükseklik olmamasına ve okluzal ilişkinin tam olarak sağlanmasına özen gösterilmelidir.

Literatürde okluzal yüzey materyali ile ilgili farklı görüşler ileri sürülmüştür. Bazı araştırmacılar implant üstü protezlerin okluzal yüzey materyali olarak akrilik rezin kullanımını önermişlerdir. Bunun aşırı okluzal kuvvetleri azaltmada yastık görevi görerek şok absorbe ettiği düşünülmüştür (Davis ve ark 1988, Gracis ve ark 1991). Çiftçi ve Canay (2000) akrilik rezinlerin kemikte oluşan stresleri % 25 oranında azalttığını göstermişlerdir. Ancak akrilik rezin doğal diş ya da porselenle temasa geçtiğinde hızla aşınır, böylece çiğneme etkinliği azalır ve maxillo-mandibüler ilişkiler değişikliğe uğrayabilir (Tanaka ve ark 1990). Papavasiliou ve arkadaşlarının (1996) yapmış oldukları üç boyutlu SESA çalışmasının sonuçları da okluzal yüzey materyalinin implant çevresinde oluşacak stres miktarını 200 N oblik yüklemeye bile etkilemeyeceği şeklindedir. Benzer bir çalışmada Cibirka ve arkadaşları (1992) implantların okluzal yüzeylerinde altın, porselen ve rezin gibi yaygın olarak kullanılan materyallerin kemiğe ilettikleri kuvveti strain-gauge yöntemi ile inceleyerek, kemiğe iletilen streslerde belirgin bir fark olmadığını göstermişlerdir. Sertgöz (1997) tarafından SESA ile yapılan bir çalışmada, tam ark implant destekli sabit protezlerde üst yapı için daha rijit ve rezilient materyal kullanımının implantları çevreleyen kemik dokuda stres dağılımı üzerine herhangi bir etkiye sahip olmadığı gösterilmiştir. Bu da bizim çalışmamızın sonuçlarını desteklemektedir.

Eskitaşçıoğlu ve arkadaşları (1996) porselen ve akrilik materyallerin stres dağılımına etkisini karşılaştırdıkları çalışmalarında porselenin stresleri kendi iç bünyesinde tutarak daha homojen ve az stres ilettiği sonucuna varmışlardır. Bu çalışma da yine bizim çalışmamızda materyal seçimini yönlendirmiştir. Stegaroiu ve arkadaşları (1998) 3 boyutlu SESA ile yaptıkları çalışmalarında protez materyallerinin kemik ve implanttaki stres dağılımına etkisini araştırmışlardır. Altın, porselen ve rezin materyallerinin incelendiği bu çalışmada belirgin bir fark gözlenmemiş ve rezinin implant-kemik ara yüzünü koruyucu bir etkisi tespit edilememiştir. Bassit ve arkadaşları (2002) farklı okluzal yüzey materyallerinin kullanılmasının implantta farklı stresler oluşturmayacağını göstermişlerdir. Bizim çalışmamızda farklı okluzal yüzey materyalleri implant bünyesinde farklı stresler oluşturmuştur. Ayrıca estetik ve hijyenik olması da okluzal yüzey materyali olarak porselen kullanımını ön plana çıkarmıştır. Posterior porselen kronlarda okluzal kalınlığın optimum 1,5 mm olduğu görüşü yaygındır. Hojjatie ve Anusavice (1990) 0,5-3 mm arasında değişen porselen kalınlıklarının stres dağılımını fazla değişmediğini belirtmişlerdir. Sertgöz (1997) farklı okluzal yüzey materyallerinin stres dağılımına etkisini değerlendirdikleri çalışmada biyomekanik açıdan en uygun kombinasyonun Cr-

Co ve porselen olduğunu göstermiştir. Bizim çalışmamızda da stres dağılımı değerlendirildiğinde biyomekanik açıdan en uygun materyal In-Ceram ve kıymetsiz metal alaşım destekli porselen kron tasarımı (Cr-Co) bulunmuştur.

Saumeire ve Dejou (1999) implantlarda kullanılan farklı restoratif materyallerin şok absorpsiyonunu çarpma kuvvetleri açısından değerlendirdikleri bir çalışmada, kompozit rezin (Dentacolor) ve düşük ısı porselen (Duceram LFC) materyalleri konvansiyonel seramikle karşılaştırıldığında, bu materyallerin çarpma kuvvetlerini azaltmadığı belirtilmiştir. Sonuçta, kompozit rezinlerin mine, altın ve porselenden daha fazla aşınmaya uğradığı ve seramiklere kıyasla estetik, mekanik ve fiziksel özelliklerinin yeterince iyi olmaması nedeni ile , bu materyallerin vertikal boyut kaybı, sentrik oklüzal kontak kaybı, karşıt diş uzaması ve oklüzal interferenslere yol açtığı belirtilmiştir.

İnan (1997) implant destekli köprü uygulamalarında oklüzal yüzeylerde kullanılan restoratif materyallerin kuvvet dağılımına etkisini fotoelastik stres analizi ile incelemiştir. Bu çalışmada Ceremco II porselenin implantın apeks bölgesinde en fazla stres oluşumuna sebep olan materyal olduğunu tespit etmiştir. Verebond metal alaşımının en az stres oluşturduğunu, Artglas ve Elcebond CCV kompozit esaslı rezinlerin ise porselenden daha az , metalden daha fazla stres meydana getirdiklerini bildirmiştir. Sonuçta, implant üstü köprü tasarımında en uygun materyalin metal olduğunu, ancak estetik bir materyal seçimi söz konusu olduğunda Artglass ve Elcebond CCV kompozit rezinlerin kullanılmasının implant prognozu açısından olumlu olacağını belirtmiştir. Ancak kullanılan metod gereği bulgular restoratif materyal ve implant yapının bünyesinde incelenememiştir.

Farklı sonuçların ortaya konduğu bu çalışmalardan Gracis ve ark. (1991) implant üstü tasarımlarda kullanılan kompozit rezin gibi materyallerin streslerde azalmaya neden olduğunu belirtirken, Saumeire ve Dejou (1999) ise azaltmadığını göstermiştir. Materyallerin şok absorpsiyonun değerlendirildiği bu çalışmalarda farklı sonuçlar ortaya konmasına karşın , araştırmacılar rezin materyali için ortak bir görüşü paylaşmışlardır. Bu araştırmacılar kompozit rezinlerin mine, altın ve porselenden daha fazla aşınmaya uğradığı ve seramiklere kıyasla estetik, mekanik ve fiziksel özelliklerinin yeterince iyi olmaması nedeni ile, vertikal boyut kaybı, sentrik oklüzal kontak kaybı, karşıt diş uzaması ve oklüzal interferenslere yol açtığını belirtmişlerdir. Klinik beklentiler ve bu öneriler doğrultusunda çalışmamıza rezin materyaller dahil edilmemiştir.

Kamposiora ve ark. (1996) 2 boyutlu SESA ile yaptıkları bir çalışmada, üç üyeli sabit protezlerde stres dağılımını Tip III altın alaşımı, Dicor ve In-Ceram materyalleri açısından incelemişlerdir. Sonuçta, In-Ceram materyalinin sabit köprüler için en iyi seçim olabileceği sonucuna varmışlardır. In-Ceram ve temel metal alaşım destekli porselen kron tasarımı ile birlikte kendi bünyesinde stresi tutarak implant ve kemik yapıya az stres iletimiyle çalışmamızda da iyi seçim olabileceğini göstermiştir.

Literatürde ve çalışmamızda belirttiğimiz sonuçlara dayanarak, restoratif materyallerin seçiminde fiziksel ve mekanik özelliklerin yanı sıra estetik ve biyolojik özellikler birlikte değerlendirilmeli ve her vakanın kendine özgü koşulları içinde bu materyallerin klinik deneyimlere dayanan optimum yararlılıkları doğrultusunda bir tercih yapılmalıdır. Materyal tercihi ile birlikte uygulanacak klinik işlemler, laboratuvar teknikleri ve restorasyonun tasarım özellikleri de tedavinin sonuç başarısında belirleyici faktörler olduğu akıldan çıkarılmamalıdır.

Sonuç olarak;

1.İmplant üstü kron restorasyonlarında farklı restoratif materyaller fonksiyonel kuvvetler altında stres lokalizasyonları açısından farklı dağılımlara neden olurlar.

2.İmplant üstü kron restorasyonlarında farklı restoratif materyaller fonksiyonel kuvvetler altında kendi iç yapılarında ve abutmentlerde oluşan streslerin lokalizasyon ve matematiksel değerlerinde farklılığa neden olmalarına karşın implant ve kemikte benzer lokalizasyon ve değerlerde streslere neden olurlar.

3.Materyallerin en önemli özelliklerinden biri olan elastisite modülü değerlendirildiğinde, modülüs farklılıkları kemik yapıda ve implantta stres dağılımı açısından değişiklik göstermezken, abutment ve kron yapıda, elastisite modülüs farklılıkları stres dağılımını ve lokalizasyonunu etkilemiştir. Bu bağlamda, kron materyalinin rijiditesinin artması sonucu, restorasyon aracılığı ile iletilen kuvvetlerin daha homojen bir stres dağılımı gösterdiği söylenebilir.

4. Metal destekli tasarımlardan, temel metal alaşım destekli porselen kron tasarımının stresleri daha çok kendi altyapısında tuttuğu, abutmenta daha az stres ilettiği gözlenirken,

kıymetli metal alaşımı desteli porselen kron tasarımıının stresleri abutmenta daha çok transfer ettiği gözlenmiştir.

5.Metal desteksiz tasarımlardan, In-Ceram porselen kron tasarımıının yine stresleri kendi bünyesinde tuttuğu, abutmenta daha az stres iletteği gözlenirken, IPS porselen kron tasarımıının stresleri abutmenta transfer ettiği gözlenmiştir.

6. İmplant st sabit protezlerde restoratif materyal olarak metal destekli bir seçim yaparsak temel metal alaşım destekli porselen materyalini, metal desteksiz bir seçim yaparsak In-Ceram porselen kronu tercih ederek klinikte karşılaşılan abutment kırılmalarına karşın önem alınabilir.

7.İmplant st kron tasarımlarında temel metal alaşım destekli porselen tasarım tercihi tüm yapılar için stres lokalizasyon ve miktarı açısından en doğru seçim olacaktır.

8.Destek kemik yapıda kole bölgesi stres dağılımı açısından kritik bölgedir. Kortikal kemikten oluşan bu bölgeden olabildiğince faydalanmanın stres karşılamada avantaj sağlayacağı grlmektedir.



## 6.ÖZET

S.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü  
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı  
DOKTARA TEZİ / KONYA –2002  
Müjde SEVİMAY  
Danışman  
Prof. Dr. Gürcan ESKİTAŞÇIOĞLU

### İMLANT ÜSTÜ KRON TASARIMLARINDA FARKLI MATERYALLERİN STRES DAĞILIMINA ETKİSİNİN SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZ YÖNTEMİ İLE İNCELENMESİ

Bu çalışmada implant üstü kron tasarımlarında farklı materyallerin fonksiyonel kuvvetler altında oluşturdukları stres miktar ve lokalizasyonu incelenmiştir. İnceleme için bilgisayar destekli dizayn ve sonlu elemanlar stres analiz yöntemlerinden yararlanılmıştır.

Mandibular premolar bölgeye yerleştirilen 4,1x10 mm ITI implant modellenmiş ve analize tabi tutulmuştur. Modelleme ve analizler Dual Pentium III 1 GHz bilgisayar ortamında COSMOS/M, Version 2,5 computer software ve Pro/Engineer 2000i kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

Kıymetli metal alaşımı destekli porselen, temel metal alaşımı destekli porselen, In-Ceram porselen, IPS Empres 2 porselen olmak üzere dört farklı materyale ait kron tasarımı hazırlanmıştır. Kronun sentrik noktalarına 300 N vertikal kuvvet uygulanmıştır. Ana model, porselen yapı, altyapı, implant ve destek kemikte oluşan stresler von Mises kriterlerine uygun olarak hesaplanmış ve renkli gösterimlerle belirtilmiştir.

Çalışmanın sonuçları farklı restoratif materyallerin altyapıda ve implantta stres miktar ve dağılımını önemli ölçüde etkilediğini, destek kemik yapıda ise her dört materyal için stres miktar ve lokalizasyonunun farklılık göstermediği bulunmuştur.

## 7.SUMMARY

### **EVALUATION OF THE EFFECT OF VARIOUS MATERIALS ON STRESS DISTRIBUTION IN IMPLANT – CROWN DESIGN WITH FINITE ELEMENT STRESS ANALYSIS**

In the present study, the stress amount and localisations occur with various materials used in implant-crown design were evaluated under functional forces. Computer aided design techniques and finite element stress analysis method were used for evaluation.

4,1x10 mm ITI implant placed in the mandibular premolar area was simulated and analysed. Simulation and analysis were performed using COSMOS/M software and Pro/Engineer 2000i in Dual Pentium III 1GHz computer.

Crown designs which were as follows: porcelain fused to noble metal crown, porcelain fused to base metal crown, In-Ceram porcelain crown, IPS Empres 2 porcelain crown. 300N vertical force was applied to the centric points of the crowns. Stresses occurred on main model, porcelain structure, superstructure, implant and support bone were calculated as per von Misses criteria and shown with coloured demonstration.

The results of our study indicated that different types of restorative materials play an important role in the amount and distribution of the stresses in the superstructure and the implant. The amount and distribution of the stresses occurred in the support bone was similar with the four test materials.

## 8.KAYNAKLAR

**Alaçam T, Nalbant L, Alaçam A (1998)** *Rezin ve seramik esaslı inley onley sistemleri* 'İleri Restorasyon Teknikleri', 309-340, Ankara.

**Albrektsson T and Jacobsson M (1987)** *Bone metal interface in osseointegration*, J Prosthet Dent, 57, 597-607.

**Albrektsson T and Zarb G A (1989)** *The Branemark osseointegrated implant*, Quintessence Pub Co Inc.

**Anusavice K J (1993)** *Recent developments in restorative dental ceramics*, J Am Dent Assoc , 124, 72-84.

**Aydın C (1994)** *Fotoelastik kuvvet analiz yöntemi ile üç ayrı adeziv köprü modifikasyonunda kuvvet dağılımının incelenmesi*, Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü , Protetik Diş Tedavisi AD., Ankara.

**Aydınlık E, Şahin E (1977)** *Diş hekimliğinde stres analizleri*, Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 1(1), 78-85.

**Aykul H, Toparlı M, Dalkız M (2002)** *A calculation of stres distribution in metal-porcelain crowns by using three dimensional finite element method*, J Oral Reh, 29, 381-386.

**Balfour A and O'Brien G R (1995)** *Comparative study of antirotational single tooth abutments*, J Prosthet Dent, 73, 36-43.

**Baran G R (1985)** *Selection criteria for base metal alloys for use with porcelains*, Dent Clin North Am, 29, 779-787.

**Baran İ (1995)** *İki tip silindirik endosteal implant altyapı üzerine hazırlanmış üç değişik tüberkül eğimli kron tasarımlarına uygulanan vertikal kuvvetlerin oluşturduğu gerilimlerin 'finite element stress analysis' yöntemi ile incelenmesi*, Doktora Tezi, Ankara, p: 4-11.

**Bassit R, Lindsröm H and Rangerty B (2002)** *In-vivo registration of force development with ceramic and acrylic resin occlusal materials on implant- supported prosthesis*, Int J Oral Maxillofac Implants, 17, 17-23.

**Becker M J (1999)** *Ancient 'Dental Implants': A recently proposed example from France evaluated with other spurious examples*, Int J Maxillofac Implants, 14, 19-29.

**Bidez M W and Misch C E (1992)** *Force transfer in implant dentistry: Basic concepts and principles*, J Oral Implantol, 18(3), 264-274.

**Branemark P I (1983)** *Osseointegration and its experimental background*, J Prosthet Dent, 50, 399-410.

**Branemark P I, Zarb G and Albrektsson T (1985)** *Tissue integrated prostheses*, Quintessence Pub Co Inc

**Brunski J B, Puelo D A and Nanci A (2000)** *Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: current status and future developments*, Int J Oral Maxillofac Implants, 15(1), 15-47.

**Caputo A A and Standlee J P (1987)** *Biomechanics in clinical dentistry*, Quintessence Pub Co Inc, Chicago.

**Chapman R J (1989)** *Principles of occlusion for implant prosthesis : Guidelines for position, timing and force of occlusal contacts*, Quintessence Int, 20, 473-480.

**Cibirka R M, Razzoog M E, Lang B R and Stohler C S (1992)** *Determining the force absorption quotient for restorative materials used in implant occlusal surfaces*, J Prosthet Dent, 67, 361-364.

**Claus H (1980)** *Structural bases of dental porcelain*, Vita Zahnfabrik Bad Säckingen, Germany.

**Craig R G (1989)** *Restorative dental materials* , Eight Edition, The C.V. Mosby Company, St. Louis.

**Crispin B J (1992)** *Computerized design and manufacturing of esthetic dental restorations*, Dent Clin North Am, 36, 797-807.

**Crispin B J, Jo Y H and Hobo S (1994)** *Esthetic ceramic restorative materials and restorative materials and techniques in contemporary esthetic dentistry*, Practice Fundamentals, 155-297, Quintessence Pub. Co. Inc., Tokyo.

**Çiftçi Y, Canay Ş (2000)** *The effect of veneering materials on stres distrubution in implant supported fixed prosthetic restorations*, Int J Oral Maxillofac Implants, 15, 571-582.

**Dally J W and Riley W F (1965)** *Experimental stres analysis* ,First Edition, Mc Graw Hill Book Company , New York.

**Dawson P E (1974)** *Evaluation, diagnosis and treatment of occlusal problems*, C.V. Mosby Company, Saint Louis , p: 206-210.

**Davis D, Rimrott R and Zarb G A (1988)** *Studies on frameworks on osseointegrated prosthesis : Part 2, the effect of adding acrylic superstructure*, Int J Oral Maxillofac Implants, 3, 275-280.

**El Charkawi H G, Zekry K A and El Wakad M T (1994)** *Stres analysis of different osseointegrated implants supporting a distal-extension prosthesis*, J Prosthet Dent, 72, 614-622.

**Eskitaşçıoğlu G, Yurdukoru B (1995)** *Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi*, AÜ Diş Hek Fak Derg, 22, 201-205.

**Eskitaşçıoğlu G, Bertksun S (1995)** *Metal destekli porselen restorasyonlarda farklı kalınlıklardaki altyapının stres analizi*, AÜ Diş Hek Fak Derg, 22: 41-46.

**Eskitaşçioğlu G, Baran İ, Aykaç Y, Öztaş D (1996)** *İmplant üstü kron tasarımlarında farklı estetik materyallerin stres dağılımına etkisinin incelenmesi*, Oral İmplantoloji Dergisi, 4, 13-19.

**Eskitaşçioğlu G, Turhan F, Sevimay M, Öztürk A (2001)** *Dental implantlarda farklı kemik kalitesinin stres dağılımına etkisinin incelenmesi*, SÜ Diş Hek Fak Derg, 11(1), 35-39.

**Eskitaşçioğlu G (1991)** *Doğal ve protetik restorasyonlu dişlerde farklı sentrik kontak tiplerinde oluşan fonksiyonel gerilimlerin 'Structural Analysis Program' ile incelenmesi*, Doktora Tezi, AÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü , Ankara.

**Eskitaşçioğlu G (1999)** *Mezuniyet sonrası eğitim ders notları*, S.Ü. Diş Hek Fak Protetik Diş Tedavisi AD. KONYA

**Garber D A and Goldstein R E (1994)** *a- Tooth preparation in porcelain & composite inlays & onlays esthetic posterior restorations*, Quintessence Pub Co Inc, Hong Kong, 38-55.

**Giardano R A (1996)** *Dental ceramic restorative systems* , Compend Contin Edu Dent, 17, 779-794.

**Gibbs C H, Mahan P E, Mauderli A, Lunideen H C and Walsh E K (1986)** *Limits of human bite strength* , J Prosthet Dent, 56(2), 226-230.

**Gladwin M and Bagby M (2000)** *Clinical aspects of dental materials* , Lippincott Williams&Wilkins.

**Gracis S E, Chalupnick J D, Nicholls J I and Yuo Delis R A (1991)** *Shock absorbing behavior of five restorative materials used on implants* , Int J Prosthodont, 4, 282-291.

**Gunne J, Rangert B, Glantz P O and Svensson A (1997)** *Functional loads on freestanding and connected implants in three unit mandibular prostheses opposing complete dentures: An in-vitro study* ,Int J Oral Maxillifac Implants, 12, 335-341.

**Heintze S D (1998)** *Bridges made of all ceramic material (IPS Empress 2) ,indication, clinical aspects, prognosis, Ivoclar,-Vivadent-Report, No: 12.*

**Hertel R C and Kalk W (1993)** *Influence of the dimensions of implant superstructure on peri-implant bone loss, Int J Prosthodont, 6, 18-24.*

**Hobo S, Ichida E and Garcia LT (1990)** *Osseointegration and occlusal rehabilitation , First Edition, Quintessence Pub Co Inc., Tokyo.*

**Hojjat B and Anusavice K S (1990)** *Three dimensional finite element analysis of glass ceramic dental crowns, J Biomechanics, 23(11), 1157-1166.*

**Holand W (1998)** *Materials science Fundamentals of the IPS Empress 2 glass-ceramic, Ivoclar- Vivadent – Report, No: 12.*

**Holmes D C and Loftus J T (1997)** *Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants, J Oral Implantol, 3, 104-111.*

**Holmgren E P, Seckinger R J, Kilgren L M and 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 Imp, 24(2), 80-88.*

**Ichikawa T, Kanitani H, Kawamoto N, Matsumoto N and Wigianto R (1997)** *Influence of bone quality on the stress distribution, Clin Oral Impl Res, 8, 18-22.*

**Ivoclar-Vivadent, Scientific Documentation (1999)** *IPS Empress 2 , research and development scientific service, January.*

**İnan Ö (1997)** *İmplant destekli köprü uygulamalarında oklüzal yüzeylerde kullanılan restoratif materyallerin kuvvet dağılımına etkisinin incelenmesi, Doktora Tezi, SÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü.*

**İsmail Y H, Phauntis L N and Fleming J F (1987)** *Comparison two dimensional and three dimensional finite element of a blade implant*, J Oral Imp, 4, 25-61.

**Kansu A R (1996)** *Farklı bifurkasyon defektlerinde kuvvetlerin yol açtığı streslerin sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile karşılaştırmalı analizi*, Doktora Tezi, Ankara, p: 37-43.

**Kedici P S (1998)** *Sabit protezlerde ileri estetik*, Seminer Notları.

**Kedici P S (2002)** *Tam seramikler*, Türk Diş Hekimliği Birliği Dergisi, Sayı 71, 78-80.

**Kelly J R, Nishimura I and Campell S D (1996)** *Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives*, J Prosthet Dent, 75, 18-32.

**Knapp J G and Small I A (1990)** *Mandibuler complete denture protheses supported by mandibular staple bone plate implant*, J Prosthet Dent, 63, 73-76.

**Korioth T W P, Dechow P C and Hannam A G (1992)** *3-D finite element modelling and validation of a dentate human mandible*, J Dent Res, 71, 781.

**Korkmaz T (1995)** *İki değişik gövde tasarımında sabit porselen restorasyonlar üzerine gelen oklüzal kuvvetlerin değişik bölgelerdeki dağılımlarının holografik interferometre yöntemi ile incelenmesi*, Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi AD. , Ankara.

**Kreulen C M, Moskevic H, Dansen K A and Creugers N H J (2000)** *Time and motion study on class II copy-milled ceramic inlays*, J Dent, 28, 429-436.

**Leinfelder K F, Isenberg B P and Essig M E (1989)** *A new method for generating ceramic restorations: A CAD/CAM system*, J Prosthet Dent, 58, 512-516.

**Levine R A, Clem D, Beagle J, Ganales J, Johnson P, Solnit G and Keller W (2002)** *Multicenter retrospective analysis of the solid screw ITI implant for posterior single-tooth replacement*, Int J Maxillofac Impl, 17(4), 550-556.



**Lindhe J, Karring T and Lang N P (1998)** *Clinical periodontology and implant dentistry*, Munksgaard, p: 851-860.

**Lozado J L, Abbate M F, Pizzarello F A and James R A (1994)** *Comparative three dimensional analysis of two finite element endosseous implant designs*, J Oral Implantol, 20(4), 315-321.

**Matsushita Y, Kitah M, Misuta K, Ikeda H and Suetsugu T (1990)** *Two dimensionel FEM analysis of hydroxyapatite implants: Diameter, effects on stres distrubution*, J Oral Implantol, 16(1), 6-11.

**Maxson B B, Powers M P and Scott R F (1990)** *Prosthodontic considerations for the transmandibular Implant* , J Prosthet Dent, 63, 554-558.

**Mc Cabe J F (1990)** *Applied dental materials*, London: Blackwell Scientific Publications Co. Inc. 2<sup>nd</sup> Edition.

**Mc Lean (1979)** *The science and art of dental ceramics*, Quintessence Pub Co Inc Chicago, 1<sup>st</sup> Edition.

**Mc Lean J W and Kedge M (1988)** *High strength ceramics in: Perspectives in dental ceramics* , Proceedings of the fourth international symposium on ceramics, Quintessence Pub Co Inc , Chicago, Sf: 153-165.

**Mc Lean J W and Odont D (2001)** *Evaluation of dental ceramics in the twentieth century*, J Prosthet Dent, 85, 61-66.

**Mc Neill C (1997)** *Fundamental occlusal therapy considerations science and practice of occlusion*, Quintessence Publishing Co. Inc. Chapter 31.

**Meijer H J A, Kuiper J H, Starmans F J M and Bosman F (1992)** *Stress distrubution around dental implant: Influence of superstructure, length of implant and height of mandible*, J Prosthet Dent, 68, 96-102.

**Meijer GJ, Starmans F J M, De Putter C and Van Blitterswijk C A (1995)** *The influence of a flexible coating on the bone stress around dental implants*, J Oral Reh, 22, 105-111.

**Memikoğlu M (1997)** *Tam seramik posterior sabit parsiyel restorasyonların in-vitro ve in-vivo uygulanabilirliği ve sınırlamaları yönünde incelenmesi*, Doktora Tezi, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.

**Misch C M (1993)** *Contemporary Implant Dentistry*, First Edition, Mosby-Year Book, Inc, St. Louis.

**Misch C E, Qu Z and Bidez M W (1999)** *Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: Implications for dental implant treatment planning and surgical placement*, J Oral Maxillofac Surg, 57, 700-706.

**Naylor P (1992)** *Introduction to metal ceramic technology*, Quintessence Pub Co Inc , Carol Stream, Illinois.

**O'Brien W J (1989)** *Dental materials properties and their selection*, quintessence Publishing Co. Inc., Chicago.

**O'Brien W J (1997)** *Dental materials and their selection*, Quintessence Pub Co Inc 2<sup>nd</sup> Edition.

**Odman P Nilsson E and Pietruszka K (1998)** *Cerena-a new method for the restoration of teeth with prefabricated ceramic inlays*, J Oral Rehabil, 25, 340-347.

**Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne S C and Felton D A (1996)** *Three dimensional finite element analysis of stress distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type and loading during function*, J Prosthet Dent, 76, 633-640.

**Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne S C and Felton D A (1997)** *3D FEA of osseointegration percentages and patterns on implant bone interfacial stresses*, J Dent, 25, 485-491.

**Parker M W (1993)** *The significance of occlusion in restorative dentistry*, Dent Clin North Am, 37, 341-351.

**Philips R W (1984)** *Elements of dental materials*, W.B. Saunders Company 4<sup>th</sup> Edition.

**Philips R W (1991)** *Skinner's science of dental materials*, W.B. Saunders Company , 9<sup>th</sup> Edition , Philadelphia.

**Proffit W R, Fields H W and Nixon W L (1983)** *Occlusal forces in normal and long face adults*, J Dent Res , 62(2), 566-571.

**Reeh E S and Ross G K (1994)** *Tooth stiffness with composite veneers: A strain gauge and finite element evaluation*, Dent Mater, 10, 247-252.

**Rekow D (1987)** *Computer aided design and manufacturing in dentistry: A review of the state of the art*, J Prosthet Dent, 58, 512-516.

**Rieger M R, Adams W K and Kinzel G L (1990)** *A finite element survey of eleven endosseous implants* , J Prosthet Dent, 63, 457-465.

**Rosenblum M A and Schulman A (1997)** *A review of all-ceramic restorations*, JADA, 128, 78-80.

**Roulet J F, Söderholm K J M and Longmate J (1995)** *Effects of treatment and storage conditions on ceramic/composite bond strength*, J Dent Res, 74, 381-387.

**Sakaguchi R L, Brust E W, Cross M, DeLong R and Douglas W H (1991)** *Independent movement of cusps during occlusal loading*, Dent Mater, 7, 186-190.

**Scacchi M, Merz B R and Schär A R (2000)** *The development of the ITI dental implant system. Part I: A review of the literature*, Clin Oral Impl Res, 11(Supply), 8-21.

**Seong W J, Koriath T W P and Hodges J S (2000)** *Experimentally induced abutment strains in three types of single molar implant restorations* , J Prosthet Dent, 84, 318-326.

**Sertgöz A, Bişkin T, Demirbaş B (1995)** *Eğimli yerleştirilmiş bir implant ve çevre kemik dokusundaki oluşabilecek streslerin sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmesi*, Oral Implantoloji Dergisi, 10, 19-23.

**Shearer A C, Thordrup M, Horsted- Bindslew P and Wilson N H F (1998)** *A milled ceramic inlay/onlay system: A report from a series of cases* , Bri Dent J, 185, 283-286.

**Shillingburg H T, Hobo S and Whitsett L D (1981)** *Fundamentals of fixed prosthodontics*, Quintessence Pub Co Inc , Chicago, p: 55-77.

**Shillingburg H T, Brackett S E, Hobo S, Jacobi R and Whitsett L D (1997)** *Fundamentals of fixed prosthodontics*, Quintessence Pub Co Inc 3<sup>rd</sup> Edition.

**Siegele D and Soltesz U (1989)** *Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone*, Int J Oral Maxillofac, 4, 333-340.

**Skalak R (1983)** *Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses*, J Prosthet Dent, 49(6), 843-849.

**Soumeire J and Dejou J (1999)** *Shock absorbability of various restorative materials used on implants*, J Oral Reh, 26, 394-401.

**Stegarou R, Sato t, Kusakari H and Miyakawa O (1998)** *Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants, a three dimensional finite element analysis*, Int J Oral Maxillofac Implants, 13, 82-90.

**Şahmalı S, Albayrak S (1996)** *Dökülebilir seramikler* , Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi , 20, 60-67.

**Tanaka E, Tanaka M, Watanabe M, Del Pazo R and Tane K (2001)** *Influences occlusal and skeletal discrepancies on biomechanical environment in the TMJ during maximum clenching on analytical approach with finite element method*, J Oral Reh, 28, 888-894.

**Texira E R, Sato Y and Shindoi N A (1998)** *Comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics*, J Oral Reh, 25, 299-303.

**Thordrup M, Ishidor F and Horsted-Bindslew P (1999)** *A three year study of inlays milled from machinable ceramic blocks representing 2 different inlay systems*, Quintessence Int , 30, 829-836.

**Trushkowsky R D (1998)** *Ceramic inlay fabrication with 3 dimensional copy milling technology*, Celay, Compend Contin Edu Dent, 19, 1077-1084.

**Ulusoy M, Aydın K (1988)** *Bölümlü protezler*, Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları , No: 13, Ankara Üniversitesi Basımevi, Ankara.

**Ünsal K, Eskitaşcıoğlu G, Soykan E, Walsh T F (2002)** *Finite element analysis of forces created by root separation and resection modelling*, J Oral Sci, 44(2), 79-84.

**Van Eijden T M G S (1991)** *Three dimensional analysis of human bite force magnitude and moment* , Archs Oral Biol, 36, 535-539.

**Van Oosterwyck H, Duyck J, Van Der Sloten J, Van Der Pere G, De Cooman M, Lievens S, Puers R and Naert I (1998)** *The influence of bone mechanical properties and implant fixation upon bone loading around oral implants*, Clin Oral Implants Res, 9, 407-418.

**Van Oosterwyck H, Duyck J, Van Der Sloten J, Van Der Pere G and Naert I (2002)** *Peri- implant bone tissue strains in cases of dehiscence : a finite element study*, Clin Oral Impl Res, 13(3), 327-333.

**Wall J G and Cipra D L (1992)** *Alternative crown systems*, Dent Clin North Am, 36, 765-782.

**Walton J N and Mac Entee M I (1994)** *Problems with prostheses on implants: A retrospective study*, J Prosthet Dent, 71, 383-388.

**Weinberg L A and Kruger B (1995)** *A comparison of implant prosthesis loading with four clinical variables*, Int J Prosthodont, 8, 421-433.

**Wheeler R C (1969)** *An atlas of tooth form*, W.B. Saunders Company, p: 68-69

**Wilson H J, Heath J R, Mansfield M A and Spence D (1987)** *Dental technology and materials for students*, Blackwell Scientific Publications London 8<sup>th</sup> Edition.

**Wyatt C C L (1998)** *The effect of prosthodontic treatment on alveolar bone loss: A review of the literature*, J Prosthet Dent, 80, 362-366.

**Zaimoğlu A, Aksu E, Can G, Ersoy E (1993)** *Diş hekimliğinde maddeler bilgisi*, Ankara: Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Sayı: 17.

**Zarb G A and Schmitt A (1994)** *Osseointegration for elderly patients: the Toronto study*, J Prosthet Dent, 72, 559-568.

## 9. ÖZGEÇMİŞ

1975 yılında Balıkesir’de doğdu. İlk, orta ve lise eğitimini Konya’da tamamladı. 1993 yılında Selçuk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi’ne başladı ve 1998 yılında mezun oldu. 1998 yılında Selçuk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi AD.’da araştırma görevlisi ve doktora öğrencisi olarak çalışmaya başladı. Halen aynı bölümde araştırma görevlisi olarak çalışmaktadır. Evlidir.



## 10. TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince yetişmemde emeği ve katkısı bulunan, bu konuyu araştırmamı öneren değerli Tez Danışmanım Sayın Prof. Dr Gürcan ESKİTAŞÇIOĞLU'na,

Modellerin hazırlanmasında büyük katkıları olan Sayın Nuri ÇERÇİOĞLU'na, Doç. Dr. Elif ÜNSAL'a ve Dr. Dt. Emel SOYKAN'a

Her zaman olduğu gibi , doktora eğitimim boyunca da bana destek olan sevgili eşim Sertaç'a ve aileme sonsuz teşekkürlerimi sunarım.





