

ANKARA ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**SABİT PROTEZLERDE KULLANILAN FARKLI RESTORATİF  
MATERYALLER TARAFINDAN KARŞILANAN KUVVETLERİN, KEMİK  
YAPIYA OLAN İLETİMİNİN İN-VİTRO OLARAK İNCELENMESİ**

Dt. Sakine ÇIKMAZ

T 99601

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DOKTORA TEZİ

DANIŞMAN

Prof. Dr. Semih BERKSUN

T.C. YÜKSEKÖĞRETİM KURULU  
DOKÜMANTASYON MERKEZİ

Bu tez , Ankara Üniversitesi Araştırma Fonu tarafından 97-02-00-07 proje numarası ile desteklenmiştir.

2001-ANKARA

Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Doktora Programı çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 26/ 4 / 2001



Jüri Başkanı  
Prof. Dr. Ferit PEHLIVAN

Jüri

Prof. Dr. Bengül YURDUKORU



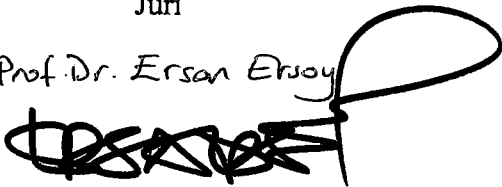
Jüri

Prof. Dr. Semih BERKSUN



Jüri

Prof. Dr. Ersan ERİSOY



Jüri

Prof. Dr. Yavuz BURGAZ



## ÖNSÖZ

Doktora tezimin başlangıcından bu yana geçen uzun süreçte, bilgisini, tecrübesini, emeğini, zamanını, sabrını ve insanlığını bu çalışma için benimle paylaşarak katkıda bulunan ve aşağıda adı geçen herkese sonsuz teşekkürü bir borç bilirim.

Bu uzun ve zorlu çalışma sürecinde her zaman her konuda desteğini esirgemeyerek yanımda olan danışmanım Prof. Dr. Semih Berksun'a,

ODTÜ Makine Mühendisliği A.B.D'da bize her türlü imkanı sağlayarak çalışmamızın deneysel bölümünü gerçekleştirmemize katkıda bulunan, değerli hocam Prof. Dr. Ömer Gündüz Bilir'e,

Deneysel çalışmamızın yürütülmesinde katkılarını esirgemeyen ODTÜ Makine Mühendisliği malzeme test laboratuvar sorumlularından Yılmaz Öztürk ve Muhlis Baharlı'ya,

Çalışmamızın deneysel aşamasına Tübitak SAGE olarak katkılarını esirgemeyen, Alper Ünver ve Ayhan Erdim'e,

Bu çalışma sürecinde, kendi deneyimlerini, bilgi ve tecrübesini benimle paylaşan Doç. Dr. M. Kemal Ünsal'a,

BİAS Mühendislik olarak, çalışmamızın her aşamasında değerli katkılarından dolayı Aydın Kuntay ve Gürol İpek'e,

İstatistik çalışmamızın yürütülmesinde katkılarını esirgemeyen, değerli hocam Yrd. Doç. Dr. Ensar Başpınar'a,

Çalışmamız sırasında bilgi ve düşüncelerini Tez İzleme Komitesi olarak bizimle paylaşan, değerli hocalarım Prof. Dr. Bengül Yurdukoru ve Prof. Dr. Ferit Pehlivan'a,

Deney düzeneğimizin oluşturulması için gerekli olan insan çene kemiğini bize temin eden, değerli hocam Prof. Dr. B. Ufuk Şakul'a,

Katkıda bulunan Degussa Firmasına,

Deneysel çalışmamızın yürütülmesinde katkıları olan Mega Dental, Özdemir Dental, Burak Diş Laboratuvarı, Meka Diş Laboratuvarı, SYÇ Diş Laboratuvarı ve Ece Diş Laboratuvarına,

Çalışmamız sırasında yardımını esirgemeyerek destek olan Dr.Dt. Salih Yıldırım'a,

Her zaman yardım ve destekleriyle yanımda olan İlknur Yıldız ve diğer tüm arkadaşlarıma,

Maddi ve manevi bana destek olan aileme.....Teşekkürler.

## İÇİNDEKİLER

|                                                                   |      |
|-------------------------------------------------------------------|------|
| Kabul ve Onay                                                     | ii   |
| Önsöz                                                             | iii  |
| İçindekiler                                                       | iv   |
| Simgeler ve Kısaltmalar                                           | vii  |
| Şekiller                                                          | viii |
| Resimler                                                          | x    |
| Tablolar                                                          | xi   |
| 1. GİRİŞ                                                          | 1    |
| 1.1. Sabit Protezlerde Kullanılan Restoratif Materyaller          | 2    |
| 1.1.1. Sabit Protezlerde Kullanılan Metal Alaşımları              | 3    |
| 1.1.2. Dental Porselenler                                         | 6    |
| 1.1.3. Targis- Vectris Kron Sistemi                               | 14   |
| 1.1.4. Artglass Kron Sistemi                                      | 15   |
| 1.2. Mekanikte Bazı Temel Kavramlar                               | 16   |
| 1.2.1. Stres (Gerilme)                                            | 17   |
| 1.2.2. Strain (Gerinim)                                           | 18   |
| 1.2.3. Stres-Strain Diyagramı                                     | 19   |
| 1.2.4. Elastisite Modülü                                          | 21   |
| 1.2.5. Yorulma Direnci (Fatigue Strenght)                         | 22   |
| 1.2.6. Sertlik (Hardness)                                         | 23   |
| 1.2.7. Çarpma Kuvveti ve Dayanıklılığı (Impact Force ve Strength) | 23   |
| 1.2.8. Anizotropik Davranış                                       | 24   |
| 1.2.9. Poisson Oranı                                              | 24   |
| 1.2.10. Aşınma Direnci (Abrasion Resistance)                      | 24   |

|           |                                                                      |           |
|-----------|----------------------------------------------------------------------|-----------|
| 1.3.      | Biyomekanik Kavramlar                                                | 25        |
| 1.3.1.    | Fonksiyon Esnasında Kuvvet Transferi                                 | 25        |
| 1.3.2.    | Oklüzal Yük Transferi                                                | 25        |
| 1.3.3.    | Periodontal Ligament                                                 | 26        |
| 1.3.4.    | Ağız İçi Kuvvetler                                                   | 26        |
| 1.3.5.    | Besinler                                                             | 27        |
| 1.3.6.    | Oklüzal Kontaklar                                                    | 27        |
| 1.3.7.    | Çiğneme Hareketi ve Oklüzal Kuvvetler Neticesinde Oluşan Yük Tipleri | 28        |
| 1.3.8.    | Kuvvet Dağılım Prensipleri                                           | 28        |
| 1.3.9.    | Doğal Dişten Alveol Kemige Kuvvet Dağılımı                           | 29        |
| 1.4.      | Stres Analiz Yöntemleri                                              | 29        |
| 1.4.1.    | Fotoelastik Stres Analizi                                            | 30        |
| 1.4.2.    | Radio Telemetri                                                      | 30        |
| 1.4.3.    | Halografik Interferometri                                            | 31        |
| 1.4.4.    | Kırılabilir Vernik Kaplama Tekniği                                   | 31        |
| 1.4.5.    | Thermografik Stres Analizi                                           | 31        |
| 1.4.6.    | Gerilim Ölçer Metodu (Strain-Gauge'ler)                              | 32        |
| 1.4.7.    | Sonlu Elemanlar Stres Analizi (SESA)                                 | 42        |
| 1.5.      | Konu ile İlgili Yapılan Çalışmalar                                   | 43        |
| <b>2.</b> | <b>GEREÇ VE YÖNTEM</b>                                               | <b>47</b> |
| 2.1.      | Deney Düzeneklerinin Oluşturulması ile İlgili Çalışmalar             | 47        |
| 2.2.      | Kron Örneklerinin Hazırlanması                                       | 51        |
| 2.3.      | Strain-Gauge Stres Analizi İçin Deney Düzeneklerinin Hazırlanması    | 55        |

|           |                                                                      |           |
|-----------|----------------------------------------------------------------------|-----------|
| 2.3.1.    | Yükleme Düzeneği                                                     | 55        |
| 2.3.2.    | Yükleme Şekli ve Miktarı                                             | 57        |
| 2.3.3.    | Strain-Gauge'lerin Hazırlığı                                         | 58        |
| 2.3.4.    | Strain-İndikatör Cihazına Bağlantı ve Köprü Devresinin Oluşturulması | 62        |
| 2.4.      | Stres Analiz Deneylerinin Yapılması ve Sonuç Verilerin Toplanması    | 62        |
| 2.5.      | DeneySEL Gerilme Analizi İçin Hesaplamalar                           | 63        |
| 2.6.      | Sonlu Elemanlar Stres Analizi (SESA) ile İlgili Çalışmalar           | 64        |
| 2.7.      | İstatistik Analiz                                                    | 66        |
| <b>3.</b> | <b>BULGULAR</b>                                                      | <b>67</b> |
| 3.1.      | Strain-Gauge Stres Analiz Bulguları                                  | 67        |
| 3.1.1.    | Kronlara Göre İstatistik Analiz                                      | 68        |
| 3.1.2.    | Yüklere Göre İstatistik Analiz                                       | 73        |
| 3.2.      | Sonlu Elemanlar Stres Analiz (SESA) Bulguları                        | 77        |
| <b>4.</b> | <b>TARTIŞMA</b>                                                      | <b>84</b> |
| <b>5.</b> | <b>SONUÇ</b>                                                         | <b>99</b> |

|             |            |
|-------------|------------|
| <b>ÖZET</b> | <b>101</b> |
|-------------|------------|

|                |            |
|----------------|------------|
| <b>SUMMARY</b> | <b>102</b> |
|----------------|------------|

|                  |            |
|------------------|------------|
| <b>KAYNAKLAR</b> | <b>103</b> |
|------------------|------------|

**SİMGELER ve KISALTMALAR**

|                  |                                    |
|------------------|------------------------------------|
| C°               | Santigrat derece (sıcaklık birimi) |
| E                | Elastisite modülü                  |
| GPa              | Gigapascal                         |
| MPa              | Megapascal                         |
| N                | Newton (kuvvet birimi)             |
| Nm <sup>-2</sup> | Pascal (basınç birimi)             |
| R                | Elektriksel direnç (ohm)           |
| μ                | Mikron (uzunluk birimi)            |
| μm               | Milimikron                         |
| mm               | Milimetre                          |
| V                | Elektriksel potansiyel (volt)      |
| v                | Poisson oranı                      |

## ŞEKİLLER

|                                                                                                                                                                                           |    |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Şekil 1.1. Cisme uygulanan kuvvetlerde oluşan kompleks stresler (Phillips, 1991)                                                                                                          | 18 |
| Şekil 1.2. Stres-Strain diyagramı I (Gladwin ve Bagby, 2000)                                                                                                                              | 20 |
| Şekil 1.3. Stres-Strain diyagramı II (Leinfelder ve Lemmons, 1988)                                                                                                                        | 20 |
| Şekil 1.4. Farklı materyaller için elastisite modülü (Leinfelder ve Lemmons, 1988)                                                                                                        | 22 |
| Şekil 1.5. Wheatstone köprü devresinin şematik görünümü                                                                                                                                   | 36 |
| Şekil 1.6. Yarım köprü konfigürasyonu                                                                                                                                                     | 37 |
| Şekil 1.7. Çeyrek köprü konfigürasyonu                                                                                                                                                    | 37 |
| Şekil 3.1. Kronların R1-S2 rozet gauge için minimum principal stres değerleri                                                                                                             | 69 |
| Şekil 3.2. Kronların R2-S2 rozet gauge için minimum principal stres değerleri                                                                                                             | 70 |
| Şekil 3.3. Kronların R3-S2 rozet gauge için minimum principal stres değerleri                                                                                                             | 71 |
| Şekil 3.4. Kronların R4-S2 rozet gauge için minimum principal stres değerleri                                                                                                             | 72 |
| Şekil 3.5. Kronların R5-S2 rozet gauge için minimum principal stres değerleri                                                                                                             | 72 |
| Şekil 3.6. Kronların R6-S2 rozet gauge için minimum principal stres değerleri                                                                                                             | 73 |
| Şekil 3.7. Yüklerin R1-S2 rozet gauge için minimum principal stres değerleri                                                                                                              | 75 |
| Şekil 3.8. Yüklerin R2-S2 rozet gauge için minimum principal stres değerleri                                                                                                              | 75 |
| Şekil 3.9. Yüklerin R3-S2 rozet gauge için minimum principal stres değerleri                                                                                                              | 75 |
| Şekil 3.10. Yüklerin R4-S2 rozet gauge için minimum principal stres değerleri                                                                                                             | 75 |
| Şekil 3.11. Yüklerin R5-S2 rozet gauge için minimum principal stres değerleri                                                                                                             | 76 |
| Şekil 3.12. Yüklerin R6-S2 rozet gauge için minimum principal stres değerleri                                                                                                             | 76 |
| Şekil 3.13. Molar diş için hazırlanan SESA modeli                                                                                                                                         | 78 |
| Şekil 3.14. Elastisite modülü 1GPa olan kron materyaline uygulanan kuvvet sonucu bütün diş (a), kemik yapı (b), kron yapı (c) ve kronsuz yapı (d) için oluşan minimum principal stresler. | 79 |

**Şekil 3.15.** Elastisite modülü **10GPa** olan kron materyaline uygulanan kuvvet sonucu bütün diş (a), kemik yapı (b), kron yapı (c) ve kronsuz yapı (d) için oluşan minimum principal stresler. 80

**Şekil 3.16.** Elastisite modülü **100 GPa** olan kron materyaline uygulanan kuvvet sonucu bütün diş (a), kemik yapı (b), kron yapı (c) ve kronsuz yapı (d) için oluşan minimum principal stresler. 81

**Şekil 3.17.** Elastisite modülü **200 GPa** olan kron materyaline uygulanan kuvvet sonucu bütün diş (a), kemik yapı (b), kron yapı (c) ve kronsuz yapı (d) için oluşan minimum principal stresler. 82



## RESİMLER

|                                                                                 |    |
|---------------------------------------------------------------------------------|----|
| <b>Resim 2.1.</b> Üç parçadan oluşan akril anahtar (akril matriks)              | 48 |
| <b>Resim 2.2.</b> 9 Farklı materyal için hazırlanan 7'şer adet kron örneği      | 50 |
| <b>Resim 2.3.</b> Yükleme aparatı I (Bukkal görünüm)                            | 56 |
| <b>Resim 2.4.</b> Yükleme aparatı II (Lingual görünüm)                          | 57 |
| <b>Resim 2.5.</b> Rozet Gauge Tipi                                              | 58 |
| <b>Resim 2.6.</b> Strain-gauge hazırlığında kullanılan uygulama kiti            | 60 |
| <b>Resim 2.7.</b> Rozet gaugelerin bukkal görünümü                              | 61 |
| <b>Resim 2.8.</b> Rozet gaugelerin lingual görünümü                             | 61 |
| <b>Resim 2.9.</b> Strain-indikatör (Gerilim-ölçer) cihazı                       | 62 |
| <b>Resim 3.1.</b> Rozet-gauge'lerin lokalizasyonu (Bukkal ve Lingual gauge'ler) | 68 |

**TABLÖLAR**

|                                                                                                      |    |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| <b>Tablo 1.1.</b> Metal destekli porselen alaşımlarının sınıflandırılması (O'Brien, 1997):           | 4  |
| <b>Tablo 2.1.</b> Örnek materyal kombinasyonları                                                     | 49 |
| <b>Tablo 2. 2.</b> Örnek materyallerin elastisite modülüs değerleri.                                 | 50 |
| <b>Tablo 2. 3.</b> Alaşımlar için özellikler tablosu.                                                | 52 |
| <b>Tablo 2.4.</b> Analizi yapılan bölgedeki biyolojik dokuların elastik özellikleri.                 | 66 |
| <b>Tablo 3.1.</b> Kronlara göre her rozet gauge için minimum principal stresler (S2) (n=21)*         | 69 |
| <b>Tablo 3. 2.</b> Yüklere bağlı olarak her rozet gauge için minimum principal stresler (S2) (n=63)* | 74 |
| <b>Tablo 3. 3.</b> Molar diş modeli                                                                  | 77 |

## 1. GİRİŞ

Sabit bölümlü protezler, protetik uygulamaların en önemlilerinden biri olup, hastanın kaybettiği fonksiyon, estetik ve fonetik ihtiyaçlarının yerine getirilmesini sağlarlar. Bu işlevleri yerine getirirken, uygulanacak protez tasarımının ve kullanılacak dental materyallerin çiğneme kuvvetlerine karşı koyacak özelliklere sahip olmasının protetik tedavinin başarısında kritik bir önemi vardır.

Ağız içinde meydana gelen kuvvetlerin yön ve büyüklüğünün biyomekanik olarak saptanması, dental uygulamalar açısından büyük önem taşımaktadır. Restore edilen bir diş, çiğneme kuvvetleriyle karşılaştığında bir kuvvet transferi gerçekleşir. Fonksiyonel ve parafonksiyonel kuvvetler oral dokularda son derece kompleks cevaplar ortaya koyar. Dişhekimliğinde önemle istenen protetik restorasyonların bu kuvvetlere fizyolojik sınırlar dahilinde karşı koyabilmesidir. Böylece oral rehabilitasyonlarla patolojik durumlara dönüşüm engellenerek uygun kuvvet dağılımları sağlanabilir. Ayrıca dental restorasyonlarda bu kuvvetlerin oluşturduğu stresler restorasyonun mekanik davranışını belirler. Bu nedenle, materyalin dayanıklılığının bilinmesi, farklı endikasyonlarda uygun materyalin seçimi, restorasyonun başarısı için son derece önemlidir.

Periodontal olarak kemik desteği zayıf dişlerde tasarımı yapılan sabit protetik restorasyonlarda destek olarak kullanılan dişlerin çiğneme kuvvetlerine karşı koyabilme kapasitesi azalır. Bu tip klinik durumlarda hangi restoratif materyalin seçiminin en doğru yaklaşım olabileceği konusu önemlidir. Bu durum kron-köprü protezlerinin uzun dönem başarısında rol oynayacaktır.

Bu bağlamda, çalışmamızda sabit bölümlü protetik restorasyonlarda kullanılan farklı materyallerin çiğneme kuvvetleri altında çene kemiğine ne şekilde bir kuvvet transferi gerçekleştirdiklerinin stres analizi ile incelenmesi amaçlanmıştır. Bu amaç doğrultusunda, değişik vakalarda materyal seçiminin klinik olarak önemi tartışılacaktır.

### 1.1. Sabit Protezlerde Kullanılan Restoratif Materyaller

Dental materyal bilimi, materyallerin kompozisyonu ve özellikleri yanında uygulandıkları çevreyle olan etkileşimlerini kapsar. Böylece herhangi bir uygulama için materyal seçimi güvenli ve emin bir şekilde yapılabilir. Özellikle doğru materyal seçimi dikkatli bir manüplasyonla 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 restorasyonu söz konusu olduğunda, seçimi yapılacak materyalin mine dokusu ile benzer özelliklere sahip olması gerekmektedir (Gladwin ve Bagby, 2000). Materyallerin doğasında var olan özellikler, diş hekimliğinde 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 sabit protetik restorasyonun hazırlanması için materyallerde aranan özellikler ve uygulanacak restoratif sistemden beklenen gereksinimler şunlardır:

1. Diş yapısının korunması
2. Dayanıklılık (Kırılma dayanıklılığı, esneyebilirlik, sertlik)
3. Biyouyumluluk
4. Estetik olması (Işığın difüzyonu, translüsensi, renk ve "chamelon" etkisi)

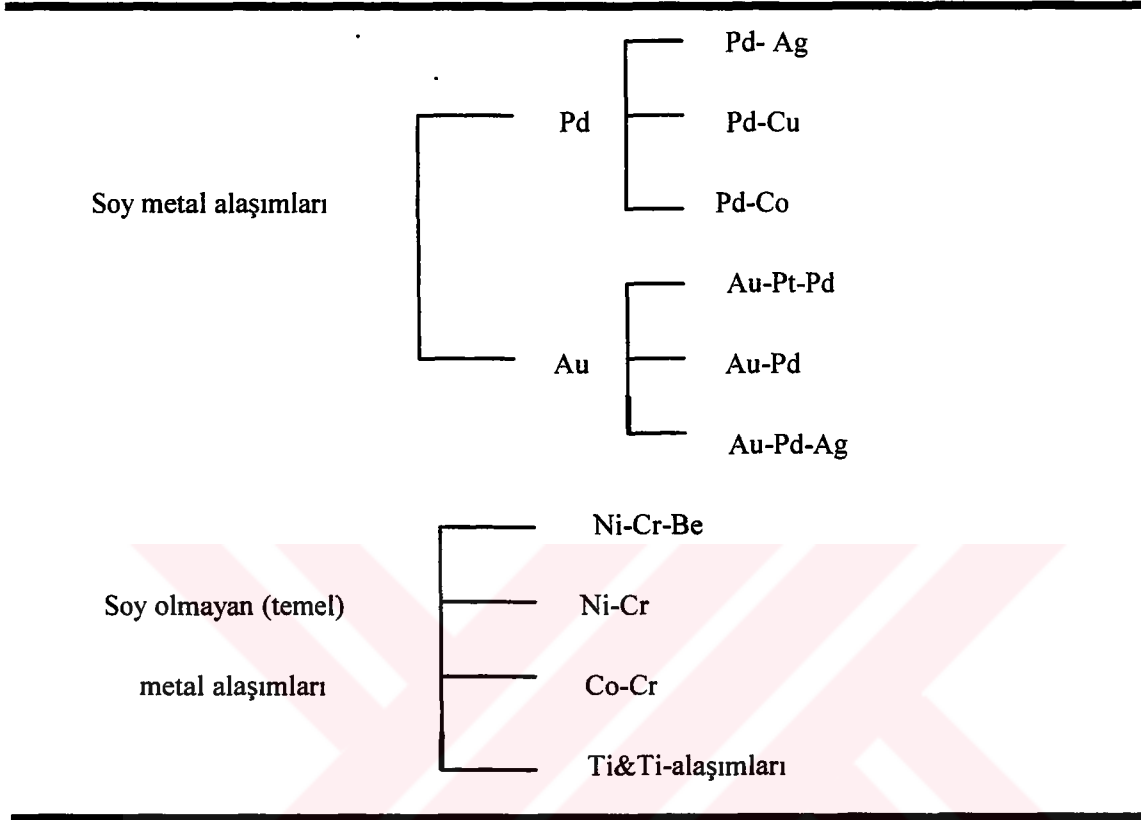
5. Hızlı ve kolay bir şekilde elde edilebilmeleri
6. Doğal dişlere benzer aşındırıcı etkisinin olması
7. Doğal dişlere benzer diş aşınması
8. Termal genleşme katsayısının (TGK) mineyle uyumlu olması
9. Kolay tamir edilebilmesi
10. Düşük termal iletkenlik
11. Ekonomik olması (Wall ve Cipra, 1992)

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

#### **1.1.1. 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 diş hekimliğinde 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 sistemi Tablo 1.1'de görülmektedir.

**Tablo 1.1.** Metal destekli porselen alaşımlarının sınıflandırılması (O'Brien, 1997):**Soy metal alaşımları:****Yüksek Altın alaşımları:**

Bu alaşım, 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 fırınlaması esnasındaki zayıf eğilme direnci ise en önemli dezavantajlarıdır.

#### Altın-palladyum-gümüş alaşımları:

Ag ilavesi ve Au oranının düşürülmesi ile alaşımın elastisite modülüsü yükseltilmiş ve porselen fırınlaması sırasındaki boyutsal değişiklikler azaltılmıştır. Ancak, Ag'ün ilavesiyle porselende yeşilimsi bir renklenme eğilimi ortaya çıkmıştır.

#### Altın-palladyum alaşımları:

Bu alaşım ile Au-Pd-Ag ve Pd-Ag alaşımlarının daha yüksek termal genleşme katsayısı ve renklenme gibi olumsuz özellikler azaltılmıştır.

#### Palladyum-gümüş alaşımları:

Bu alaşımın fiziksel ve kimyasal özellikleri diğer değerli metal alaşımları ile kıyaslanabilecek kadar iyidir ve metal destekli porselen sistemler için uygundur. Pd-Ag alaşımları, değerli metal alaşımları içinde yüksek elastisite modülüsleri, düşük eğilme dirençleri ve mükemmel porselen bağlantısı ile geniş bir kullanım alanı bulurlar. Porselende meydana getirdikleri renklenme değişikliği en önemli dezavantajlarıdır.

#### Yüksek palladyum alaşımları:

Bu alaşımlar Pd-Co ve Pd-Cu gibi farklı kompozisyonlarda yer alırlar. Palladyumla birlikte kobalt ve bakırın kullanımı, bu alaşımın daha ekonomik olmasını sağlarken, maskelenmesi güç koyu renkteki oksit tabakasının oluşumu ve yüksek ısıda deformasyona dirençlerinin az olması önemli dezavantajlardır (Naylor, 1992; Zaimoğlu ve ark, 1993; O'Brien, 1997; Shillenburg ve ark., 1997).

#### **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 dezavantajlarındandır.

Bu grupta yer alan diğer bir alaşım ise titanyum alaşımıdır. Titanyum soy metal olmamasına rağmen, mükemmel biyoyumluluğu nedeniyle sıklıkla temel metal alaşımları içinde de yer almaz. 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).

### **1.1.2. Dental Porselenler**

Seramikler silika yapısında olan topraksı materyallerdir. Bu sebeple ismini Yunanca "Keramikos" yani topraktan yapılma anlamına gelen kelimeden almaktadır (Mc Lean 1979).

Geleneksel dental porselenin kimyasal içeriğini Feldspar, Kaolin ve 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 aliminyum 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. Kütleyle stabilite sağlayarak dayanıklılığını artırır. Aynı zamanda materyale şeffaf bir görünüm verir (Mc Lean, 1979; Mc Cabe, 1990; Naylor, 1992; Zaimoğlu ve ark, 1993).

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

#### **I. Kaynaşma derecelerine göre;**

1-) Düşük ısı (low fusing) dental porselenler (  $871^{\circ}C$ - $1,066^{\circ}C$  )

2-) Orta ısı (medium fusing) dental porselenler (  $1,093^{\circ}C$ - $1,260^{\circ}C$  )

3-) Yüksek ısı (high fusing) dental porselenler (  $1,288^{\circ}C$ - $1,371^{\circ}C$  ) (O'Brien, 1997)

## **II. Yapım tekniklerine göre;**

### **1. Metal destekli porselen sistemleri:**

A-) Döküm metal üzerinde bitirilen dental porselenler

B-) Metal yaprak üzerinde bitirilen dental porselenler (Memikoğlu, 1997)

### **2. Metal desteksiz porselen sistemleri:**

A-) Konvansiyonel (toz-likit) seramikler

B-) Dökülebilir seramikler

C-) Makina ile şekillendirilebilir (machinable) seramikler

D-) Basınçla şekillendirilebilir seramikler

E-) İnfiltrate seramikler

F-) Diğer seramik sistemleri (Rosenblum ve Shulman, 1997)

### **1. Metal Destekli Porselen Sistemleri**

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

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.

Porselenin metale bağlantısını etkileyen 4 mekanizma tanımlanmıştır:

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

2-) Baskı kuvvetleri: 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 bağlantı: Metal yüzeyinde oluşan oksit tabakasına olan bağlantıdır. Altın alaşımlarında indium, 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; Shillenburg ve ark., 1997).

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 optik kalitenin azalmasına bağlı olarak metal renginin dental porselen altından aksetmesi söz konusu olabilir (Claus, 1980). Tüm bunların yanında metal alt yapının uygun tasarımı yapılması metal ve dental porselen arasındaki dengenin korunmasında önemli rol oynamaktadır (Mc Lean, 1979; Claus, 1980).

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

Metal ve laboratuvar maliyetini düşürmek metal kalınlığını azaltmak, metal röllesinden kaçınarak optimum estetiği sağlamak ve simantasyon işlemleri sırasında metal porselen

birleşimlerindeki 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 (Mc Lean 1980). Renaissance ve Sunrise bu grubun günümüzde bilinen örnekleridir.

## 2. Metal Desteksiz Porselen Sistemleri

Dental porselen, kayıp diş dokusunun yerini alan en doğal görünümlü dental materyaldir. Porselen, düşük çekme direnci ve kırılabilirliği sebebiyle kırılmaya karşı direncini artırmak amacıyla genellikle metal alt yapıya bağlanmıştır. Ancak bu metal alt yapı, porselenin ışık geçirgenliğini azaltarak ve metal iyon renklemeleri ortaya çıkararak porselenin estetiğini etkilemektedir. Ayrıca, bazı hastalarda çeşitli metallere hassasiyet ve alerji olabilmektedir. Bu dezavantajlar, materyal ve laboratuvar maliyetleri ile birlikte metal seramik sistemlerin yüksek dayanıklılığı ve hassas uyumunu sağlayabilen tam seramik sistemlerin geliştirilmesine olanak sağlamıştır (Rosenblum ve Schulman, 1997).

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

Bu sistemde, toz-likit karışımı day üzerine tabakalar halinde uygulanır.

Optec HSP: İçeriğindeki artırılmış lösit ile konvansiyonel feldspatik porselenden daha dirençlidir. Direncin artması nedeniyle Optec HSP’de tam seramik restorasyonların yapımında alimüna porselenlerde olduğu gibi kor yapıya gerek yoktur (Rosenblum ve Schulman, 1997).

Duceram LFC: “Hidrotermal düşük ısı porseleni” denilen bir restoratif materyaldir. Hidroksil iyonları içeren amorf camdan oluşmaktadır. Üretici firma bu kristal yapının daha yüksek yoğunlukta olduğunu, esneme ve kırılma direncinin daha fazla olduğunu ve feldspatik porselene göre daha düşük sertlikte olduğunu belirtmektedir (Rosenblum ve Schulman, 1997).

### B-) Dökülebilir seramikler:

Bu sistem ile katı seramik tabletlerle (ingot) kor yapı veya kayıp mum tekniği ve santrifüj döküm teknikleri kullanılarak tam kron restorasyonları elde edilir.

Dicor: Tetrasilisilik fluormika kristalleri ( $K_2Mg_5SiO_2OF_4$ ) içeren cam seramiklerdir. Materyalin % 55'ini tetrasilisilik fluormika, % 45'ini ise cam oluşturur. Kayıp mum tekniği ve döküm yoluyla elde edilen şeffaf yapıdaki Dicor kronlar, 11 saatlik fırınlama işlemi ile mika kristaline dönüştürülerek dirençleri artırılmıştır. Bu kronlar tümüyle aynı materyalden elde edildiği için, ışık geçirgenliğini engelleyecek opak alt yapıya sahip olmadıklarından doğal dişe benzer bir translusentlik gösterirler (Rosenstiel ve ark., 1995; Kelly ve ark., 1996; Şen ve Pak, 1996; Mc Lean ve Odont, 2001).

### C-) Makine ile şekillendirilebilir (machinable) seramikler:

CAD-CAM (Bilgisayar yardımı ile tasarım-bilgisayar yardımı ile üretim) teknolojisinin yardımıyla kopyalama milledme (copy-milling) tekniği kullanılarak inley, onley ve veneer kronların elde edildiği restorasyonlardır (O'Brien, 1997).

Cerec CAD-CAM: Prepare edilmiş dişi tarayan özel bir video kamera kullanır. Elde edilen veri, komputeze bir freze yardımıyla seramik tableten oluşturulan restorasyonun tasarlanması için hekim tarafından manupule edilir (Rosenstiel ve ark., 1995).

Dicor MCG: Cam matriks içerisinde fluorosilik mika kristallerinden oluşan makine ile şekillendirilebilir bir seramiktir. Çekme direnci dökülebilir Dicor ve Cerec kompozisyonlarından daha fazladır (Rosenblum ve Schulman, 1997).

Celay: Bu sistemde, seramik tabletler önceden hazırlanan rezin kopyaları rehber alınarak milledme yoluyla şekillendirilirler. İnce grenli feldspatik porselendir (Kelly ve ark., 1996; Rosenblum ve Schulman, 1997).

#### D-) Basınçla şekillendirilebilir seramikler:

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

IPS Empress ve IPS Empress 2: IPS-Empress sistemi metal desteksiz restorasyonların dezavantajlarına alternatif olarak geliştirilen bir tam seramik sistemidir. Bu sistem, seramiğin “kayıp mum tekniği” ile elde edilen kalıp içerisinde ısı ve basınç altında şekillendirilmesi esasına dayanır. İki farklı yapım tekniğine sahiptir. İlk teknikte renksiz porselen kullanılarak yapılan restorasyon, yüzey renklendirmesine tabi tutulur. İkinci teknikte, renklendirilmiş dentin tabletleri kullanılarak elde edilen restorasyonun son formu, veneer seramik materyali ile tabakalama tekniği kullanılarak verilir.

Empress 2 sistemi orijinal IPS-Empress sistemi gibi benzer avantajları sergilemesinin yanı sıra, yeni bir formül ve daha geniş bir uygulama alanıyla karşımıza çıkmaktadır. Orijinal IPS-Empress, önceki seramiklere nazaran lüsitli dirençlendirilen cam seramiklerin gelişmiş kırılma direnci ve dayanıklılık sergilemesi nedeniyle tanıtılmıştır. Empress 2 sistemi ise tamamen farklı bir formüle bağlıdır. Bu sistemde lityum disilikat cam seramik kullanılmaktadır. Uzun lityum disilikat kristallerinin cam matrikse bağlandığı bu yüksek kristalin yapı, Höland ve Schweiger tarafından geliştirilmiştir. Kristallerin bu kilitlemiş yapısı, kırılma sertliğini ve esneme direncini 340 Mpa’a kadar çıkartabilmektedir (Sorensen ve ark., 1999). Dentin incisal ve efekt renklerini vermek üzere çok değişik renkteki toz yapı ile elde edilen Empress 2 veneer seramiği aynen doğal dişlerdeki benzer görsel özellikleri ve yapıya benzer floraapatit kristalleri içerir. Sistemin bu mikroyapısal özellikleri konvansiyonel metal seramikler ve diğer tam seramiklerle karşılaştırıldığında, estetik olarak üstünlük göstermiştir.

Empress 2 orijinal Empress’ten 3 kat daha dirençlidir. Yüksek kristalin yapı sayesinde kırılma sertliği de 3 katına çıkabilmektedir. Ingotların kontrollü bir şekilde kaynaştırılması sayesinde preslenen seramik çok az sayıda çatlağa sahip olan yüksek kaliteye sahiptir. Seramik alt yapıdaki çatlakların azaltılması köprünün klinik ömrü için kritik bir öneme sahiptir. Alt yapıdaki çatlaklar, çatlak gelişiminin ve başarısızlığın

temelini oluşturur. IPS-Empress 2 sistemi ile, tek kron veya üç üyeli anterior veya posterior köprü hazırlanabilir ancak 2. premoların en son destek olması şartı aranır (Wall ve Cipra, 1992; Qualtrough and Piddock, 1997; Ivoclar dökümanı, 1998; Erçoban, 1998; Mc Lean ve Odont, 2001).

Optec preslenebilir seramikler: Optec OPC lösit miktarı artmış bir feldspatik porselendir. Basınç ve ısı altında muflalanarak inley, veneer ve tam kronların elde edilmesinde kullanılırlar. Basınçlı fırın ve day materyali gibi özel bir ekipman gerektirir (Rosenblum ve Schulman, 1997).

E-) İnfiltrate seramikler:

In-ceram: In-ceram adı altında Vita (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) tarafından üretilen ve köprüler için yeterli dirence sahip kor yapı üzerine, konvansiyonel dental seramiğin uygulandığı bir tam seramik sistemidir. Dr. Sadoun tarafından geliştirilen bu sistem, Seghi ve arkadaşları tarafından yapılan esneme dayanıklılık testleri sonucunda 446 Mpa değeri ile diğer seramiklerden 4 kat daha fazla dayanıklı olduğu gösterilmiştir (1990). In-ceram 0,5-3,5 µm partikül boyutuna sahip yüksek oranda alümina içermekte olup, mikroyapıyı sağlayan %3'lük kaynaşma büzülmesine sahiptir. Bu özellik, tek kronlarda mükemmel marjinal uyumu sağlar. In-ceram tam seramik sistemi, metal seramik ve diğer tam seramik sistemlerle karşılaştırıldığında, 25µm'lik marjinal açıklık değerleri ile daha üstün bir özellik göstermektedir. Üç üyeli köprülerde ise 58µm'lik bir marjinal açıklık saptanmıştır (Sorensen, 1990). Fransa'da yapılan 5 yıl ve üzeri klinik çalışmalarda, anterior-posterior tek kronlarda ve anterior üç üyeli köprülerde % 100'lük bir başarı tespit edilmiştir (Sorensen ve ark., 1992). Estetik sonuçlar metal seramik kronların yanı sıra, diğer tam seramik sistemlerden de üstünlük göstermiştir. Cam infiltrasyon fırınlaması, kor yapının translüsensini artırıp, veneer porselenin rengine yakın temel rengin verilmesini sağlar. Tüm bu işlemlerden sonra üst yapı konvansiyonel yöntemlerle bitirilip restorasyon tamamlanır (Wall ve Cipra, 1992; Kelly ve ark., 1996; Memikoğlu, 1997; Vita Dökümanı).

F-) Diğer seramik sistemleri:

Hi-ceram: Genel olarak  $Al_2O_3$  miktarı % 50 oranında arttırılmış bir kor materyalidir. Southan ve Jorgensen 'in geliştirdiği bu sistemde jaket kron yapımında refraktör day tekniği kullanılmıştır (Wall ve Cipra, 1992; Memikoğlu, 1997).

Magnesia kor materyali: Magnesia içeren yüksek genleşmeli magnesia kor materyali ilk defa 1983 yılında O'Brien tarafından tanıtılmıştır. Bu materyal  $13,5 \times 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}$ 'lik termal genleşme katsayısına sahip olup, metal destekli porselen restorasyonlarda sıklıkla kullanılan kaplama porseleni ile uyum arz etmektedir. Kor yapının dayanıklılığı, vitröz matriksteki magnesia kristallerinin dağılımı ve matriks içindeki kristalizasyonu ile sağlanmaktadır (O'Brien, 1997).

Procera seramik sistemi: Bu seramik sistemi Andersson ve Oden tarafından 1993 yılında tanıtılmıştır. Kopyalama milleden tekniği kullanılarak diş preparasyon modelleri üzerine uygulanan sıkıştırılmış yüksek alümina tozlarının ( $Al_2O_3 > 99,9 \%$ )  $1550^\circ\text{C}$ 'de 1 saat fırınlanmasıyla elde edilirler. Procera alimünyum kopingler metal alt yapı yerine kullanılarak, iyi bir marjinal uyumla klinik başarı sağlarlar (Mc Lean ve Odont 2001).

### 1.1.3. Targis- Vectris Kron Sistemi

Ivoclar firması tarafından geliştirilen bu sistem, fiberle güçlendirilmiş kompozit materyal "Vectris" ve ceromer (ceramic optimised) polimer olarak adlandırılan yüksek dolduruculu kaplama materyali "Targis" den oluşmuştur. Bu sistem iyi bir estetiğin elde edilmesiyle beraber, yüksek mekanik dayanıklılık ve düşük ağırlığı ile metal desteksiz protetik restorasyonlara alternatif olarak üretilmiştir.

Bu sistemin geniş bir endikasyon spektrumu vardır. Anterior ve posterior bölgelerde Vectris ile metal desteksiz kron ve köprüler, inley, onley, laminate veneerler,

implantüstü protezler ve bunların yanında metal altyapı üzerine Targis materyalinin kaplandığı kron ve köprüler yer almaktadır.

Vectrisin temelini oluşturan fiberle güçlendirilmiş teknoloji uçak ve gemi yapımı gibi yüklerin uygulandığı ve düşük ağırlığın gerektiği durumlarda kullanılmaktadır. Fiberle güçlendirilmiş Vectris, kron ve köprüler için metalsiz translusent altyapıyı oluşturur. Materyalin matriksi ve fiberler farklı fiziksel özelliklere sahiptir. Fiberler yüksek gerilme dayanıklılığı ve düşük kayma dayanıklılığı, matriks ise daha yüksek derecede dayanıklılık (toughness) göstererek, kimyasal fiber matriks bağlantısı ile optimum kompozit materyali elde edilir.

Kaplama materyali olan Targis, komşu ve antogonist dişlerle temastadır. Kaplama materyalinin özellikleri, diş ve dişeti ile uyumun yanı sıra, materyalin yüzey kalitesi ve restorasyonların estetik gereksinimlerini yerine getirmektedir. Targis % 75-85 oranında yüksek inorganik dolduruculu bir materyaldir. Bu yapı ince porselen partikülleri ile sağlandığından, seramiklere benzer estetik özellikler ortaya çıkar. Partiküllerin arasındaki boşlukları, rezin materyallerinin özelliklerini ortaya koyan organik matriks doldurur (Ivoclar, 1997; Loose ve ark., 1998; Belvedere, 1998).

#### **1.1.4. Artglass Kron Sistemi**

Artglass polimer-cam içerikli bir kron-köprü materyali olup, cam veya cam benzeri (vitroid) 3 komponentten oluşmaktadır. Bu materyal, baryum alüminyum silikat cam partikülleri (Ba-Al-Si Glass), reolojik aktif silika jel ve organik cam içermektedir. Bu organik cam yapı, yoğun ağ örgüsü ve amorf yapıyı meydana getiren, çok fonksiyonlu, yüksek molekül ağırlığına sahip metakrilat esterlerini içermektedir.

Artglass'ın yapımında, Artglass ile metal arasındaki bağlantı için Kevlok bonding sistemi kullanılmaktadır. Kevlok uygulamasından sonra metal üzerinde elle hissedilebilen yumuşak bir tabaka oluşmakta ve bu tabakanın üzerine opak ve Artglass

uygulanmaktadır. Metalle Artglass'ın bağlanması Kevlok primer ve Kevlok bond aracılığı ile hem kimyasal hem de mikro düzeyde mekanik olarak oluşmaktadır. Uygulama, sisteme ait özel aktive edici bir cihazla gerçekleştirilir.

Kevlok bonding sistemine alternatif olarak, Artglass metal bağlantısında Siloc pre/bond'da kullanılmaktadır. Siloc pre, conditioner olarak görev yaparken, siloc bond metal ve Artglass arasında bonding ajan olarak kullanılır (Heraeus Kulzer GmbH).

Kevlok-Artglass yapının metal-seramik yapıdan % 30 daha rezilient olması, implant protezlere yükün iletimini azaltabilecek bir avantaj olarak gösterilmektedir (Knight, 1997).

Artglass konvansiyonel kompozit materyali ile karşılaştırıldığında, daha yüksek kırılma dayanıklılığı göstermiştir (Rammelsberg ve ark., 2000).

Artglass hemen hemen doğal mineye benzer abrazyon karakterlerine sahiptir. Konvansiyonel veneer seramiklerle deneyi yapılan birçok vakada, Artglass doğal antagonist dişe aynı derecede zarar vermemiştir (Heraeus Kulzer GmbH).

Artglass'ın kullanıldığı alanlar: metal destekli restorasyonlar; kron ve köprüler, teleskop kronlar, hassas tutuculu protezler ve implant destekli protezler ile metal desteksiz restorasyonlar; jaket kronlar, laminate veneerler ve inley, onleylerdir.

Artglass yeni, uygulaması ve yapımı kolay, geliştirilmiş cam (polyglass) esaslı bir restorasyon malzemesidir (Heraeus Kulzer GmbH).

## **1.2. Mekanikte Bazı Temel Kavramlar**

Diş hekimliğinde kullanılan pek çok materyalin uygulanması, bu materyallerin minimum mekanik özelliklerinin bilinmesini gerektirir. Dental materyaller kırılmaksızın

ve deforme olmaksızın çiğneme kuvvetlerini karşılayacak yeterli dayanıklılıkta ve rijiditede olmalıdır (Mc Cabe, 1990).

### 1.2.1. Stres (Gerilme)

Bir cisme uygulanan dış kuvvetlere karşı, cisim içerisinde ve yüzeyinde oluşan intermoleküler ve interatomik dirençtir.

Primer bir bağlantı oluşturan iki atom söz konusu olduğunda, sistemin enerjisi interatomik ayırma minimum konumunda ise buna denge bağlantı mesafesi denir. Atomların denge mesafelerinin, baskı ya da çekme ile değiştirilmesi durumunda atomlar arası mesafe ile orantılı olarak belli bir kuvvete ihtiyaç duyulur. Bu durum bir yayın denge durumundan deformasyonuna ve dolayısıyla uygulanan kuvvete mekanik olarak benzemektedir. Bu deformasyon elastik geri dönüşümlü deformasyon olarak tanımlanır ve Hooke Kanunu ile ifade edilir (Ray, 1997).

$$\sigma = E \cdot \epsilon \text{ (Hooke Kanunu)}$$

Dengeli bir sistem, dıştan gelen bir kuvvete zıt yönde bir kuvvet ile karşı koyar ve atomlar arası bağlantıların deformasyonunu belli limitlere kadar engeller. Hacimsel materyallerin yüklenmesi durumunda her bağlantıya gelen ortalama kuvvet, kuvvetin geldiği yöndeki kesitsel alanlarla orantılıdır ve bu stres olarak ifade edilir.

$$\sigma = \text{Stres}$$

$$\sigma = F / A$$

$$F = \text{Kuvvet}$$

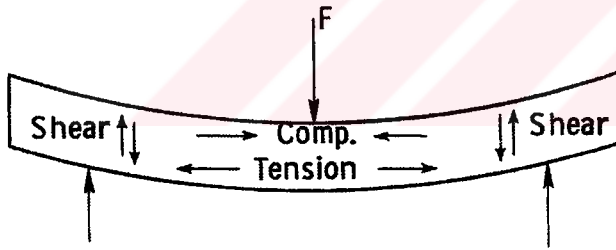
$$A = \text{Alan}$$

Boyutlar  $\text{Nm}^{-2}$  (Pascal) ile gösterilir. Stresin olduğu yerde deformasyon veya strain her zaman mevcuttur.

Bir kuvvet altında dental yapılarda oluşan streslerin üç basit tipi vardır:

1. Çekme Tipi Stresler (Tensile Stress): Bir cismi uzatmak ya da germek için uygulanan yükün yarattığı deformasyona karşı oluşan dirençtir. Daima tensile strain ile beraber oluşur.
2. Baskı Tipi Stresler (Compressive Stress): Bir cismi sıkıştırmak ya da kısaltmak amacıyla uygulanan yüke karşı, cismin içerisinde oluşan dirençtir. Daima compressive strain ile beraber oluşur.
3. Makaslama Tipi Stresler (Shear Stress): Bükme hareketine ya da bir cismi diğerinin üzerinde kaydırma hareketine karşı oluşan dirençtir.

Herhangi bir cisme tek tip stres uygulamak son derece zordur. Pratikte, daima bir cisim üzerine uygulanan bir tip stres varsa, baskın olmamakla birlikte, diğer iki tip streste cisim içerisinde oluşmaktadır. Diş hekimliğinde protetik uygulamalarda daha çok bu tür kompleks streslerle karşılaşılmaktadır (Şekil 1.1) (Mc Cabe 1990; Ray, 1997; O'Brien, 1997).



Şekil 1.1. Cisme uygulanan kuvvetlerde oluşan kompleks stresler (Phillips, 1991)

### 1.2.2. Strain (Gerinim)

Cisme uygulanan kuvvet, yani oluşan stres sonucunda cismin birim boyutunda meydana gelen boyutsal değişimdir.

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

$\epsilon$  : Strain

$\Delta L$ : Birim uzunluk başına boyca değişim

L : Orijinal uzunluk

Strain, interatomik mesafenin en düşük enerji konumunu göstermediği zaman ortaya çıkar. Eğer atomik mesafe artırılırsa, bu artmanın miktarı  $\Delta I$  olarak gösterilir ve tensile strain olarak tanımlanır. Strain =  $\Delta I / I$  ile ifade edilir.

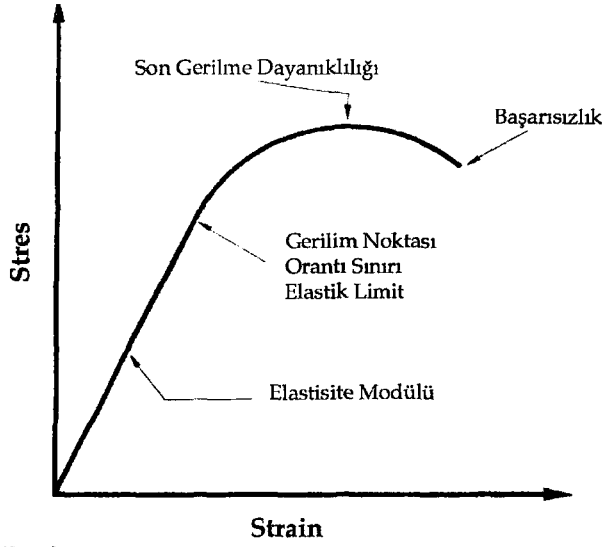
Benzer bir şekilde, interatomik mesafe düşürülürse ( $\Delta I$ ), compressive (baskı) strainleri ortaya çıkar. Yine, Strain =  $\Delta I / I$  ile ifade edilir.

Bu analizler bir hacimsel objenin deformasyonunun açıklanmasına olanak sağlar. Tensile ve compressive strainlerin birbiriyle bağlantısı shear strainini oluşturur. Bu durumun benzer atomların eğrilmesi sonucu ortaya çıktığı düşünülebilir.

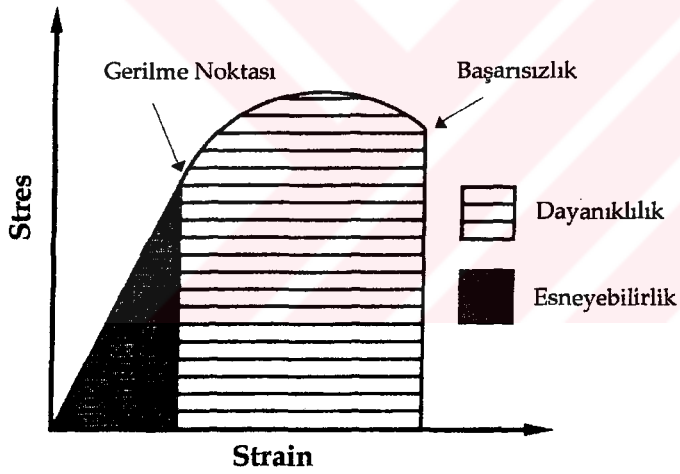
Strain  $\epsilon$  ile gösterilir ve % ile ifade edilir. Genellikle strain, elastik (eski haline dönebilir), plastik (kalıcı) ya da her iki tipinde beraber olduğu durum olarak ortaya çıkabilir (Mc Cabe, 1990; Ray, 1997; O'Brien, 1997).

### 1.2.3. Stres-Strain Diyagramı

Stress-Strain diyagramı germe dayanıklılığı (yield strength), son gerilme dayanıklılığı (ultimate tensile strength), kırılma dayanıklılığı (fracture strength) elastisite modülü ve uzama (elongation) gibi materyalin özelliklerini tanımlamak için kullanılan ölçümleri verir.



Şekil 1.2. Stres-Strain diyagramı I (Gladwin ve Bagby, 2000)



Şekil 1.3. Stres-Strain diyagramı II (Leinfelder ve Lemmons, 1988)

Stress-strain diyagramı 0'dan başladığında, diyagramın lineer kısmı elastik strainleri temsil eder. Stresin straine oranı veya çizginin eğimi elastisite modülünü verir.

Elastik limit (proportional limit) çizgiselliğin sınırlandır ve elastik stres ve strainin sonunu tanımlar.

Kalıcı strainin başlangıcı germe dayanıklılığı (yield strength) olarak tanımlanır ve bu durumda elastik limite çakışır. Bu eğrinin maksimumu materyalin stres taşıma limitinin ölçüsünü verir ki, burada kırılma stresi mekanik kırıklarla ilişkilidir. Kalıcı strainin herhangi bir noktasında ölçülen strain uzama (elongation) olarak tanımlanır ve genellikle % ile ifade edilir. Stres-strain diyagramının elastik limite kadar altında kalan alan esneyebilirliktir (resilience) ve bu eğrinin tamamının altında kalan alan ise sertlik (toughness) adı verilen bir ölçümü sağlar (Leinfelder ve Lemmons, 1988; Mc Cabe, 1990; O'Brien, 1997).

#### 1.2.4. Elastisite Modülü

Elastik deformasyonda kuvvet ( Hooke Kanunu );

$$F / A = E. \Delta l / l \Rightarrow \sigma = E. \epsilon \quad (\text{Ray, 1997})$$

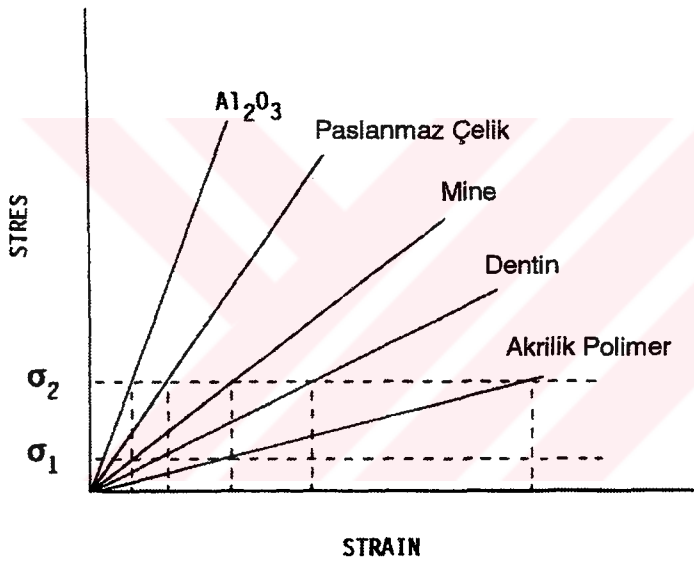
E materyal sabitidir ve atomlar arası bağlantının katılığını ifade eder. Bu değer gerilim ya da baskı durumlarında elastisite modülü olarak bilinir. Hook Kanunu streslerin belli bir çizgi üzerinde şekilden bağımsız olarak, sadece materyalin yapıldığı maddeye göre değişir. Elastisite modülü yüksek materyaller daha rijittirler ve bu atomik bağlantı düzeyinden yani Hooke sabitinden ileri gelir. Bu sabitin değeri deformasyonun derecesi, kuvvetin çekme veya baskı olup olmamasıyla ilişkili değildir. Bu sabit sadece materyalin yapısıyla ve geometrisiyle bağlantılıdır.

Elastisite modülü stresin straine oranı olup, stres strain eğrisinin lineer bölümünde oluşan sabit bir değerdir. Elastisite modülü materyal katılığının bir ölçüsüdür ve her cins malzeme için ayırdedici bir özelliktir.

Elastisite modülü : Stres / Strain

Elastisite modülü cismin rijiditesi hakkında bilgi verir. Elastisite modülü büyüdükçe cismin rijiditesi artar, fleksibilitesi azalır. Stres-strain eğrisinin eğimi de bize cismin elastisite modülü hakkında bilgi vermektedir. Eğrinin strain vektörü ile yaptığı açı arttıkça, cismin rijiditesi de artmaktadır (Mc Cabe, 1990; Ray, 1997; O'Brien, 1997).

Elastisite modülü klinikle ilgili olup, farklı modülüs değerlerine sahip diş dokuları, farklı modülüslü restoratif malzemelerle restore edildiğinde, oral yapıların toplam katılığını ve oluşan interfacial stresleri etkileyebilir. Klinik sonuçlar elastisite modülüs değerlerinin uyumuyla ilişkilidir (Watts, 1994).



Şekil 1.4. Farklı materyaller için elastisite modülü (Leinfelder ve Lemmons, 1988)

### 1.2.5. Yorulma Direnci (Fatigue Strenght)

Bir materyal ardışık olarak yüklendiğinde, mekanik kırılma eğilimini artıran koşullar tek yükleme testlerinden oldukça farklıdır. Tüm dental materyaller fonksiyon sırasında

tekrarlanan yüklere maruz kaldığından, yorulma ile ilgili özellikler dental materyalin geliştirilmesi bakımından önemlidir. (Leinfelder ve Lemmons, 1988; O'Brien, 1997).

#### **1.2.6. Sertlik (Hardness)**

Yüzey çentiklenmesine karşı direnç olarak tanımlanır. Çentikleme testinden hesaplanan sertlik numarası ile ifade edilir. Belli bir zaman periyodunda uygulanan kuvvetin test yüzeyinde meydana getirdiği bozulma (çentik) derinliğinin ölçülmesi ile ifade edilir. Sertlik "H" ile gösterilir, ve etkilenen alanın kuvvete bölünmesiyle elde edilir. Dental materyallerin sertlik değerlerinin ölçümünde en çok kullanılan Brinell, Rockwell, Vickers ve Knoop sertlik testleridir (Mc Cabe, 1990; Zaimoğlu ve ark., 1993; Ray, 1997; Gladwin ve Bagby, 2000).

#### **1.2.7. Çarpma Kuvveti ve Dayanıklılığı (Impact Force ve Strength)**

İki cisim kısa bir zaman aralığında çarpışırsa ortaya çıkan reaksiyon kuvvetine darbe kuvveti adı verilir. Ağızda bu durum mandibula yüksek hız ve güçte kapandığında meydana gelir. Bu çarpma kuvveti sonucunda ortaya çıkan reaksiyon kuvveti cisimlerin materyal özelliklerini de içine alan birçok faktöre bağlıdır. Dental restorasyonların stres altındaki rijiditesi için elastisite modülünün yüksek olması gerekir. Böylece materyal deformasyona uğramadan çarpmaya direnç gösterecektir (Hobo ve ark., 1991; Zaimoğlu ve ark., 1993; Çiftçi, 1998).

### 1.2.8. Anizotropik Davranış

Materyallerin basit stress-strain karakterlerinin birbirinden bağımsız olarak homojen ve izotropik (her yönde aynı özellikler) olduğu anlaşıldığında, diş ve kemik gibi daha komplike materyallerin homojen ve izotropik olmadığı anlaşılır. Örneğin; dentin tübüllerine paralel ve transvers kuvvetler uygulandığında, her iki durum için farklı bir stress-strain eğrisi oluşmaktadır. Bu durumda materyal anizotropiktir. Bu karakteristik davranışı mine, kortikal ve trabeküler kemik değişik derecelerde göstermektedir. (Caputa ve Standlee, 1987, Bölüm 1)

### 1.2.9. Poisson Oranı

Bir yönde şekil değiştirmeye maruz kalan her cisim, diğer yönde de aynı tür bir şekil değiştirme gösterir. Bütün malzemeler için 0 - 0,5 arasında bir değerdir ve malzemeye bağlı olarak ayırdedici mekanik bir özelliktir (Philips, 1991; Zaimoğlu ve ark.,1993; Gladwin ve Bagby, 2000).

### 1.2.10. Aşınma Direnci (Abrasion Resistance)

Abrasyon, bir materyal yüzeyinin diğer bir materyal yüzeyini aşındırma işlemidir. Aşınma mekanik ve kimyasal olarak pek çok faktöre bağlı olan karmaşık bir mekanizmadır.

Farklı materyallerin abrazyona direnci hakkında karşılaştırmalı birçok bilgi, kontrollü klinik çalışmalarla ortaya çıkar (Mc Cabe, 1990; O'Brien, 1997).

Klinik olarak bir restorasyonun kolay aşınmaya uğramayacak kadar sert olması ve karşıt dişi aşındırmayacak kadar yumuşak olması tercih edilir (Gladwin ve Bagby, 2000).

### 1.3. Biyomekanik Kavramlar

#### 1.3.1. Fonksiyon Esnasında Kuvvet Transferi

Ağız içinde fonksiyon esnasında meydana gelen kuvvetler, optimal çiğneme etkinliğini sağlamak açısından önemlidir. Her hekim, dişler, kemik, ligamanlar ve kasları stres-oluşturan ve stres-absorbe edici sistemler olarak değerlendirmelidir. Oklüzal yüklerin fizyolojik limitler dışına çıktığı durumlarda, başarısızlıkla sonuçlanan pek çok durum ortaya çıkabilir. Dişler ve restorasyonlar zarar görebilir, periodontal dokularda ve kemikte yıkımlar olabilir, TME' de dejenerasyonlar meydana gelebilir.

Kemiğin streslere dayanma yeteneği, onun mikroskopik ve makroskopik yapısına bağlıdır. Kemiğin vücutta iki fonksiyonu söz konusu olup, birincisi destek, levye ve mekanik koruma özelliği, ikincisi kalsiyum, fosfor rezervuarı ve kan hücrelerinin oluşumu için bir alan teşkil etmesidir.

Makroskopik olarak kemik yapı, dışta kompakt veya kortikal kemik olarak isimlendirilen bir tabaka, bunun içinde ise spongiyoz kemik olarak isimlendirilen süngerimsi bir tabakadan meydana gelir. Spongiyoz kemik çoğunlukla uzun ekstremitelerde, yassı, kısa ve düzensiz kemiklerin iç yüzlerinde bulunur (Örneğin; karpal kemikler, vertebra, zigoma, mandibula ) (Caputo ve Standlee, 1987, Bölüm 2).

#### 1.3.2. Oklüzal Yük Transferi

Çiğneme esnasında etkili olan lateral ve vertikal kuvvetlerle oklüzal yüzeyler arasında meydana gelen oklüzal ilişki, diş ve periodontal dokular aracılığıyla streslerin kemik

yapıya iletilmesine neden olur. Bu streslerin çoğu periodontal ligamantte absorbe edilir. (Deporter ve Zarb, 1988; Sakaguchi ve ark., 1991).

Bununla birlikte, dişin statik yüklemesinde, dişin yanı sıra kronun deformasyonuna sebep olacağı gösterilmiştir. Bruksizmde görülen lateral kontaklarla kombine olan yüksek oklüzal yükler, kronun daha büyük deformasyonu ile sonuçlanabilir (Sakaguchi ve ark., 1991).

### 1.3.3. Periodontal Ligament

Fibröz konnektif dokudan oluşan periodontal ligament, sement ve alveoler kemik arasında yer alır. Osteoblastlar, osteoklastlar, fibroblastlar, sementoblastlar, fagositler, mezenşimal hücreler ve malasiz epitel hücre artıklarını içerir. Periodontal ligament esas olarak Sharpey lifleri olarak adlandırılan kollojen liflerinden oluşmuştur. Kollojen lifler konum ve yönlerine göre, horizontal, oblik ve apikal lifler olarak isimlendirilirler. Bu lifler şok absorpsiyonunda rol oynarlar ve oklüzal stresleri dağıtmaya yardım ederler (Hobo ve ark.,1991).

### 1.3.4. Ağız İçi Kuvvetler

Bireylerde ısırma esnasında meydana gelen kuvvetler Howell & Manly ve Hekimo ve arkadaşları tarafından çalışılmıştır. Bu çalışmalarla tek bir dişte maksimum kuvvetin molarlar için 383-880 N arasında, kesiciler için 176-226 N arasında değiştiği sonucuna varılmıştır (Glantz ve ark., 1984 a).

Doğal dişlerin çevresindeki periodontal lifler üzerinde bulunan reseptörler vasıtası ile ağız içi kuvvetlerin şiddeti ve yönü kolaylıkla algılanabilmektedir (Özgey, 1998). Ağız içi kuvvetler 3 boyutlu olup besinler, tüberkül eğimleri, çiğneme hareketi ve kas

aktiviteleri gibi değişkenlerden etkilenmektedir (Weinberg ve Kruger, 1995). Çiğneme ve yutkunma sırasında gelişen oklüzal kuvvetlerin büyüklüğü, ısırma sırasında oluşan kuvvet değerlerinin altındadır (Laurell ve Lundgren, 1984 b).

### 1.3.5. Besinler

Besinlerin elastikiyeti dişler üzerinde oluşan bileşke kuvvetlerde oldukça etkili bir yapıya sahiptir. Besinlerin yumuşak ve kolay çığnenebilir olması kas koordinasyonu ve proprioseptif mekanizma yardımı ile oklüzal çatışmaların doğması önlenmektedir. Böylece horizontal kuvvetler en alt düzeyde oluşacaktır. Alınan besinler daha sert hale geldikçe oluşacak oklüzal kuvvetlerde artmış olacaktır. Çiğneme işlemi tamamlanıp besin tamamıyla öğütüldükten sonra oklüzal kuvvetler, dişlerin temas eden eğimli yüzeylerine yayılmaktadır. Bu hadise sonucunda horizontal yönde bir bileşke kuvvet ortaya çıkmaktadır. Sonuç olarak, çığnemenin etkileri değişken olup horizontal kuvvetler besin içeriğı ile ilgili olmaktadır (Weinberg ve Kruger, 1995).

### 1.3.6. Oklüzal Kontaklar

Oklüzal kontak tipleri üçe ayrılır ve tripot, tüberkül tepesi-fossa ve yüzey yüzeye kontak olarak isimlendirilir. Tüberkül eğimlerine vertikal yönde gelen oklüzal kuvvetler horizontal yönde bileşke kuvvet oluşturmakta ve bu kuvvetlerde tüberkül eğimlerine dik bir yönde seyretmektedir. Horizontal kuvvetlerin azaltılması tüberkül eğimlerinin azaltılarak, oklüzal anatomisinin değiştirilmesi ile sağlanabilir. Aynı zamanda karşıt oklüzyondaki kontakların lokalizasyonunun değişmesi olumlu yönde etkili olmaktadır. En uygun stres dağılımı tripot kontak tipinde sağlanmaktadır (Eskitaşcıoğlu, 1991; Weinberg, 1993; Weinberg ve Kruger, 1995; Baran ve ark.,1995).

### 1.3.7. Çiğneme Hareketi ve Oklüzal Kuvvetler Neticesinde Oluşan Yük Tipleri

Çiğneme hareketi hem vertikal hemde horizontal yönde kuvvet komponentlerine sahip olmaktadır (Weinberg ve Kruger, 1995).

Çiğneme hareketi sonucu oluşan kuvvetlerin kontrolü, çiğneme kaslarının kontraksiyonu ve kuvvetin dağılımı olmak üzere 2 mekanizmaya bağlıdır. Çiğneme kaslarının kontraksiyonu diş kontakları değiştirilerek azaltılır veya çoğaltılırsa, sistem üzerindeki total kuvvette azaltılacak veya artırılacaktır. Çiğneme sistemindeki kas kontraksiyonu TME, periodonsiyum veya dişlerin oklüzal yüzeyleri arasında dağıtılır (Mc Neill, 1997).

### 1.3.8. Kuvvet Dağılım Prensipleri

Oklüzal kuvvet oluşuktan sonra, sisteme gelen kuvvetin dağılması, o sistemi oluşturan elemanların sertliği, esneme yeteneği, yüzey morfolojisi, kontak tipi ve kontak alanı ile ilgili olmaktadır. Böyle bir sistemdeki komponentler vertikal eleman (doğal diş veya implant), destek ortam (periodontal membran veya kemik) ile bu yapıları birbirine bağlayan protetik tasarımdan oluşmaktadır. Doğal diş destekli protez sistemlerinde yapılar siman yardımıyla rijit hale getirilirken, bazı implant destekli sistemlerde esnek vida kullanılmaktadır.

Diş ve implant sistemlerinde çene kemiği içerisinde tesbit edilen ve ölçülebilen hareketler üçe ayrılmaktadır:

1-Makrohareket : Diş veya protez parçalarının 0.5 mm den daha fazla olan hareketini tanımlamaktadır.

2-Mikrohareket : Diş, protez veya implant sistem parçalarının 0.1 mm ile 0.5 mm arasında olan hareketini tanımlar. Bu hareketi gözle ölçmek mümkün olmayıp sadece özel ölçü yöntemleri ile mümkün olmaktadır.

3-Mikron hareket : 0.1 mm den daha az hareketi tanımlamaktadır (Weinberg ve Kruger, 1994; Weinberg ve Kruger, 1995).

#### **1.3.9. Doğal Dişten Alveol Kemiğe Kuvvet Dağılımı**

Periodontal ligamentin mikromobilitesi ve kök formasyonundan dolayı lateral kuvvetler doğal dişin 1/3 apikalinde rotasyon merkezi oluşturmaktadır. Lateral kuvvetler, vertikal yönde etkiyen oklüzal kuvvetlerin, tüberkül eğiminden dolayı oluşan bileşke kuvvetini temsil etmektedir. Bu kuvvetlerin diş etekli olması neticesinde stresler gelişigüzel tüm kök boyunca alveol kemiğe yayılmakta ve kuvvetlerin karakteri (basma veya çekme) ile miktarı, dönme merkezine göre olan lokalizasyona bağlı olmaktadır. Sonuç olarak doğal dişler rijit olarak splintlendiği zaman periodontal ligamentin hareketi neticesinde tüm kuvvetler kök yüzeyleri boyunca alveol kemiğine yayılacaktır (Weinberg ve Kruger, 1994).

#### **1.4. Stres Analiz Yöntemleri**

Herhangi bir yapının tasarımı, öngörülen yükler altında meydana gelecek olan streslerin tahminini gerektirir ve bu durum tüm dental yapılar için de geçerlidir. Stres analizi, bir yapı içerisinde yüklere bağlı olarak meydana gelebilecek streslerin 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 (Caputo ve Standlee, 1987, Bölüm 1).

Deneysel çalışmalarda stres analizi yapmak için çeşitli yöntemler kullanılmaktadır.

1. Fotoelastik stres analizi
2. Radio Telemetry
3. Halografik İnterferometri
4. Kırılabilir vernik kaplama tekniği
5. Thermografik stres analizi
6. Gerilim ölçer metodu (strain-gauges)
7. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi (SESA)

#### **1.4.1. Fotoelastik Stres Analizi**

Bu yöntem, transparan materyallerde internal stres dağılımının polarize ışık altında renkli modellere dönüştürülmesini temel alır. Teorik yöntemlerle çözümü mümkün olmayan veya uygun sonuçların elde edilemediği, geometrisi ve yükleme şekli karmaşık olan yapılara uygulanır (Caputo ve Standlee, 1987, Bölüm 1; Toprak ve ark., 1997).

#### **1.4.2. Radio Telemetry**

Bu metod birleşik bir donanım ve yazılım yardımı ile herhangi bir materyalle bağlantısı olmadan verilerin transferi üzerine kurulu bir yöntemdir. Yöntemde bir güç kaynağı, radiotransmitter, bir alıcı, materyal üzerine yapışan gerilim ölçerler, gerilim ölçer yükselticisi, anten ve bir kayıt cihazı mevcuttur. Gerilim ölçerler üzerinde oluşan direnç farklılıkları voltaj düşmelerine sebebiyet vermekte ve bu da radio telemetrinin frekansını

ayarlamakta ve etkilemektedir. Bu sistemin önemli avantajı, tel kullanmaksızın verilerin iletilmesidir (Ünsal, 1994).

#### **1.4.3. Halografik Interferometri**

Halografi tekniğinde interferometre denilen aletten yararlanılır. Bu alet cisimler üzerindeki mesafe ve yer değiştirme miktarını çıkardığı iki lazer ışın demeti ile ölçer. Işın verilmesi esnasında cisim hareket ettirildiğinde halografik görüntüde şekillenen saçakların değerlendirilmesi ile sonuç bulunur (Ulusoy ve Aydın, 1988).

#### **1.4.4. Kırılabilir Vernik Kaplama Tekniği**

Bu yöntemde analizi yapılacak olan modele özel vernik püskürtülür, fırınlanır ve daha sonra belirli bölgelerden yüklemesi yapılır. Kuvvetlerin yoğun olduğu bölgede izlenen çatlaklar, kuvvet hatlarının doğrultusunu göstermektedir (Ulusoy ve Aydın, 1988).

#### **1.4.5. Thermografik Stres Analizi**

Bu yöneme göre, izotropik homojen bir materyal belirli bir devirle yüklendiği zaman ısıya göre sonuç devirde ortaya çıkan değişiklik materyalde meydana gelen streslerin toplamı ile doğru orantılı olmaktadır (Ulusoy ve Aydın, 1988).

#### 1.4.6. Gerilim Ölçer Metodu (Strain-Gauge'ler)

Mühendislik uygulamalarında, her zaman için yukarıda anlatılan yöntemlerin kullanılması pratik yönden mümkün değildir. Bu bahsedilen yöntemlerin kısıtlamalarını belli oranda ortadan kaldırmak için strain-gauge'ler geliştirilmiştir.

Strain-gauge'ler çok basit olarak anlatılacak olursa, çok ince plastik bir folyo üzerine yapıştırılmış, elektrik iletkenleridir. Bu bir çeşit çok ince tel olarakta değerlendirilebilir.

Gauge'lerin çalışma prensibi, Lord Kelvin'in ortaya koyduğu ve fizik bilimi içinde "Hooke Kanunu" diye bilinen yöntemle dayanır. Hooke Kanunu kısaca özetlenecek olursa, iletkenin kesit alanının azalması ile iletilen elektriğin ters orantılı olmasıdır. Yani, iletkenin kesit değişikliği iletilen elektrik miktarının değişmesine neden olur. İçinden volt olarak miktarı bilinen bir enerji ile uyarılan strain-gauge'ler stresler altında deformasyon göstereceğinden ilettiği enerji miktarında bir değişiklik olacağı bilinir. Bu iş için özel olarak geliştirilmiş cihazlar kullanılarak başlangıçta verilen enerji ile streslere maruz kalan strain-gauge'in ilettiği enerji ölçülüp, rakamsal bir veri elde edilebilir. Bu veri ileride anlatılan nedenlerden dolayı, herhangi bir birime sahip değildir ve "strain" olarak adlandırılır (Micro-Measurements, Catalog 500; Ünsal, 1994).

Strain-gauge'lerin doğru ölçüm yapabilmesi ve üzerine uygulandığı cismin deformasyon miktarını tam olarak verebilmesi için, gauge'in uygulandığı materyal ile uyumlu olması ve yüzeyi ile arada hiçbir boşluk kalmaksızın bir bütünlük içinde yapışması gerekmektedir (Stafford ve Glantz, 1991, Ünsal, 1994).

Strain-gauge'lerin bir başka sınırlaması da sadece yapıştığı yüzeydeki deformasyonları ölçebilmesidir. Bu nedenle, herhangi bir materyalin iç ve dış bölgesindeki deformasyonların ölçülmesi isteniyor ise, her iki yüzeye de strain-gauge uygulaması gerekmektedir. Bu hem pahalı hem ileri teknik bilgi gerektiren ve pratikte her zaman mümkün olmayan bir işlemdir. Bilgisayar teknolojisinin gelişmesi ile yukarıda bahsedilen sınırlamaları ortadan kaldırabilecek yöntem, sonlu elemanlar stres analizidir

SESA). Bu yöntem, ancak ölçüm yapılacak materyallerin fiziksel özellikleri (elastisite modülü, poisson's oranı) kesin olarak bilinirse gerçekçi sonuçlar verebilir. Diş, kemik, periodontal ligament ve kas dokusunun kişiden kişiye değişen birçok parametreyi kapsamaması, matematiksel modellerin çalışmamız için tek başına yeterli olmadığını ortaya koymuştur.

Bu nedenle, çalışmamız sadece strain-gauge sonuçlarına dayandırılmamış olup, matematiksel modellerde kullanılarak karşılaştırılması yapılmıştır (Caputo ve Standlee, 1987, Bölüm 1; Sakaguchi, 1991).

Diğer yöntemlerle kıyaslandığında, zor sayılabilecek strain-gauge yöntemi, sadece gerilme analizi yapmak için değil, ayrıca birçok fiziksel büyüklüğün ölçülmesinde de günümüzde çok sık kullanılan bir araç haline gelmiştir. Kuvvet, moment, deplesman, basınç, sıcaklık, ağırlık gibi büyüklüklerin statik veya dinamik değişimlerini ölçmek için tasarlanan algılayıcıların (transducer) büyük bir kısmı strain-gauge uygulamalarına dayanmaktadır. Örneğin; en hassas digital kuyumcu terazilerinden, çok büyük tır kamyonlarını tartan kantarlar, gıda sektöründe otomatik ambalajlama sırasında kullanılan tartı cihazlarının yapımında çoğunlukla strain-gauge'ler kullanılmaktadır.

Ölçme yapılacak noktaya yapıştırılan strain-gauge'in görevini hatasız yapabilmesi, ancak birim uzamaların strain-gauge elemanına hatasız bir şekilde iletilmesiyle sağlanabilir. Bu amaçla strain-gauge ile ölçüm yapılacak cisim arasında yukarıda da bahsedildiği gibi kusursuz bir bağlantı olması gerekir. Bunun için, titiz çalışma, özel yapıştırıcılar ve ölçüm yapılacak cismin yapısına göre özel strain-gauge'ler kullanılmalıdır. Hatasız bir ölçüm ancak bu şekilde sağlanır (Toprak ve ark., 1997).

Optimum bir ölçüm için, dikkatli bir hazırlık safhası gerekir. Bu safha; planlama, malzeme ve eleman seçimini kapsar.

Strain-gauge uygulaması sırasında dikkat edilmesi gereken noktalar şunlardır:

- a-) Uygulama noktası ve doğrultuların seçimi
- b-) Devre şeması
- c-) Kullanılacak strain-gauge'lerin seçimi
- d-) Yapıştırılacak zeminin hazırlanması ve yapıştırma işlemi
- e-) Lehimleme işlemleri
- f-) Uygulama konumunu bozabilecek her türlü mekanik, kimyasal, elektrik, termal veya diğer etkilerden koruyucu bariyer düzen (Toprak ve ark., 1997).

Pratikte, birim uzamalar ( $\epsilon$ -strain) değişik prensiplerle tasarlanan strain-gauge'lerle ölçülür. Bunlar;

- a-) Mekanik
- b-) Optik
- c-) Elektriksel
- d-) Akustik
- e-) Pnömatik strain-gauge'lerdir (Toprak ve ark., 1997).

Bunlar içinde en çok kullanılan grup elektriksel strain-gauge'lerdir.

Elektriksel strain-gauge'ler kullanma prensiplerine göre kendi içinde indüktif, kapasitif ve rezistif olmak üzere üç gruba ayrılır.

Strain-gauge'lerden beklenen özellikler:

- a-) Kalibrasyon sabiti sıcaklık ve zamanla değişmemeli
- b-) Birim uzamalar  $1.10^{-6}$  seviyesinde ölçülebilmeli

- c-) Noktasal ölçüm yapılabilmesi
- d-) Dinamik ve statik ölçümler yapılabilmesi
- e-) Ekonomik olması
- f-) Ölçüm işlemleri kolay olması
- g-) Strain-gauge cevabı lineer olması
- h-) Hassas ölçüm yapılabilmesi (Toprak ve ark., 1997).

Bu özellikler elektrik rezistans tip strain-gauge'ler tarafından karşılanmaktadır.

#### **Elektrik Rezistans Strain-Gauge'ler:**

1856'da İngiliz bilim adamı Lord Kelvin direnci  $R$  olan metal tele bir kuvvet uyguladığı zaman, telde meydana gelen geometrik şekil ve direnç değişiminin değişik materyallerde farklı olduğunu izlemiştir. Bu prensipten yola çıkarak, üretilen elektriksel strain gauge'lerde meydana gelen geometrik şekil ve direnç değişimi şu şekilde formüle edilmiştir (Micro-Measurements, Catolog 500; Toprak ve ark., 1997):

$$R = \text{iletkenin direnci}$$

$$R = \rho L / A$$

$$\rho = \text{özdirenç}$$

$$L = \text{materyalin uzunluğu}$$

$$A = \text{iletkenin kesiti}$$

#### **Strain-Gauge Devreleri:**

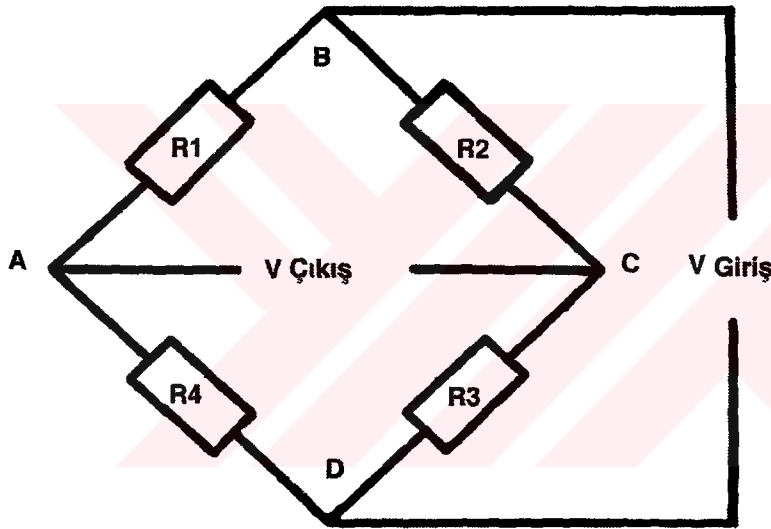
Strain-gauge'lerle ölçme yaparken iki tip elektrik devresinden biri kullanılır. Bunlar;

1. Wheatstone Köprü Devresi
2. Potansiyometre Devresi

Bunlardan genellikle kullanılan Wheatstone köprü devresidir.

#### Wheatstone Köprü Devresi:

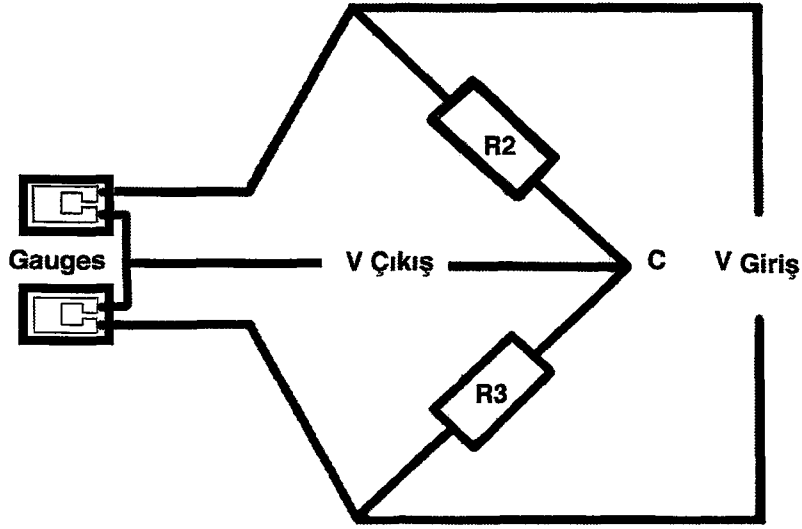
Wheatstone köprü devresi, strain-gauge içindeki ufak rezistans değişikliklerinin değerlendirilip strain değerine çevrilebilmesi için kullanılan elektrik rezistans konfigürasyonudur. Bu konfigürasyon Şekil 1.5’de gösterildiği gibi 4 adet rezistans, bir güç kaynağı ve A ile C arasına yerleştirilmiş hassas bir galvanometreyi içermektedir. Bu yapı içindeki rezistansları strain-gauge’ler, güç kaynağı ve galvanometreyi ise strain indikatör box adı verilen cihaz oluşturmaktadır.



Şekil 1.5. Wheatstone köprü devresinin şematik görünümü

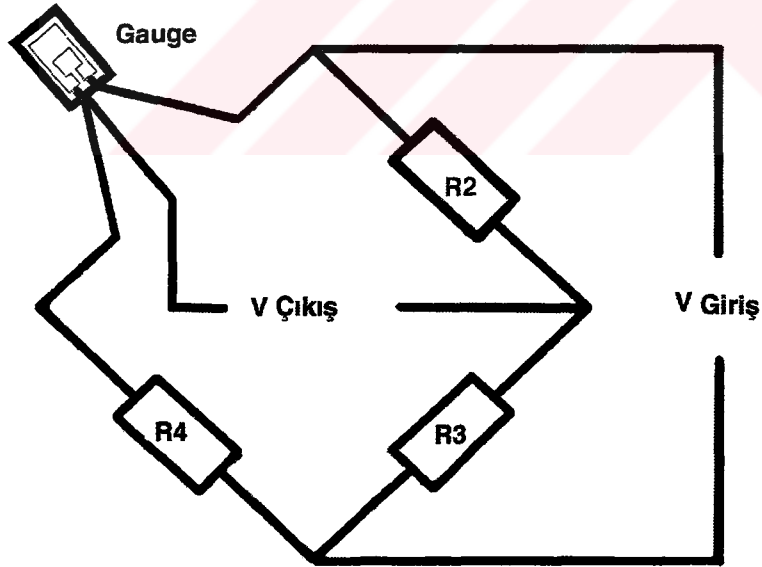
#### Değişik Wheatstone Köprü Devreleri:

1. Tam köprü konfigürasyonu: Tam köprü, Wheatstone köprüsünün dört koluna da strain-gauge’lerin bağlanması halidir (Şekil 1.5).
2. Yarım köprü konfigürasyonu: Bu devrede iki adet strain-gauge Wheatstone köprüsünün iki komşu koluna bağlanır (Şekil 1.6).



Şekil 1.6. Yarım köprü konfigürasyonu

3. Çeyrek köprü konfigürasyonu: Bu köprü devresinde tek bir strain-gauge kullanılarak, köprü tamamlanır (Şekil 1.7).



Şekil 1.7. Çeyrek köprü konfigürasyonu

Aslında bu konfigürasyonların tümü Wheatstone köprü konfigürasyonunun modifikasyonlarıdır. Yarım ve çeyrek köprü düzenlerinde Wheatstone devresini oluşturmak için gereken 2 ve 3 rezistans strain indikatör cihazı içindeki rezistanslar ile yer değiştirmiştir (Ünsal, 1994).

#### Wheatstone köprü devresinin kalibrasyonu:

Wheatstone köprüsü için R1, R2, R3 ve R4 dirençleri arasındaki ilişki şu şekilde formüle edilebilir.

$$R1 / R4 = R2 / R3$$

Yukarıdaki durum sağlandığında, üretilen voltaj (V-çıkış) 0 olabilir ve Wheatstone köprü dengelenerek galvanometre 0'ı gösterir.

R1 direncindeki değişim köprünün dengesini bozar ve çıkış terminalinde yani galvanometrede akım geçişine neden olur. Benzer değişim hem büyüklük hem kutuplulukta köprünün bitişik kolunda R4'de meydana geldiğinde o zaman voltaj (V-çıkış) ve galvanometre sıfırda kalır ve köprü denge konumundadır.

Eğer Wheatstone köprü devresinde dirençlerin yerine strain-gauge'leri bağlarsak, galvanometrenin kaydettiği voltaj strain-gauge'lerdeki direnç değişimlerinin sonucu olacaktır. Strain-gauge uygulamalarında direnç değişiminde meydana gelen sonuçları kaydetmek için, yukarıda bahsedilen cihaz kullanılır. Bu cihaz birbirine bağlanmış gauge'lerin strain değerlerini gösterebilir. (-) değerler gauge'lerin sıkışmalarını, (+) değerler ise gerilimlerini gösterir (Ünsal, 1994; Toprak ve ark., 1997).

#### **Strain-gauge'lerin seçimi:**

Deneysel strain-gauge stres analizi için ilk aşama, uygun gauge'lerin seçimidir. Gauge özelliklerinin ve parametrelerinin doğru seçimi, optimal gauge performansı için çok önemlidir. Bu durum doğru ve gerçekçi strain ölçümlerinin elde edilmesini, uygulama kolaylığının sağlanmasını ve toplam maliyetin azaltılmasını sağlar.

Strain gauge düzeni ve uygulama özellikleri aşağıdaki parametrelerden etkilenmektedir;

- a.) Strain-duyarlı alaşım
- b.) Destek materyali (plastik foil)
- c.) Gauge uzunluğu
- d.) Gauge modeli
- e.) Termal kompanzasyon numarası
- f.) Grid direnci (ızgara)
- g.) Özel koşul (Micro-Measurements, TN-505-4).

Temel olarak, gauge seçimi çevresel ve diğer uygulama durumları ile en uygun olan parametrelerin, doğru kombinasyonlarıyla saptanır.

Strain-gauge konusundaki sınırlamalar genellikle aşağıdaki şekildedir:

- a.) Doğruluk
- b.) Stabilité
- c.) Isı
- d.) Uzama
- e.) Test sürekliliği
- f.) Dönüşüm dayanıklılığı (cyclic endurance)
- g.) Uygulama kolaylığı
- h.) Ortam (Micro-Measurements, TN-505-4).

Birçok çalışmada, lineer gauge'ler kullanılmakla beraber, sabit protezler gibi kompleks bir yapıda pirincipal strain (asal gerinim) yönünün belirlenmesi amacıyla rozet gauge'ler kullanılmalıdır. Asal strain  $\epsilon$ -max ve  $\epsilon$ -min'un yönü ve büyüklüğünü elde etmek için rozet analiz oluşturulmalıdır (Micro-Measurements, TN-515; Yamashita ve ark., 1997).

Strain-gauge üreten firmalar strain-gage'in tip ve büyüklüğünü tanımlayan kod numaraları kullanırlar. Bu kod numaralarında her harf ve sayı bir özelliği tanımlar.

Örneğin bir firmanın kodlama sistemi şu şekilde özetlenebilir;

EA-06 250 BF-350 Option LE

EA :Strain-gauge serisi

E - Taban malzemesi (E-poliamid)

A - Metal tel alaşımı (A- konstantan)

06 : Termal kompensasyonla ilgili numara

250 : Gauge ölçüm uzunluğu (mm)

BF : Gauge şekli

350 : Direnç

Option LE : Özel koşul (Micro-Measurements, Catolog 500).

#### **Terminal seçimi :**

Ölçüm esnasında veya daha sonra bağlantı kablolarının hareketi ve zorlaması sonucu strain gauge'in uçlarından kopmaması için, strain-gauge uçları önce terminal adı verilen ve hemen strain-gauge'in yanına yapıştırılan elemanlara lehimlenir. Bağlantı kabloları daha sonra terminalin diğer uçlarına lehimlenir. Bu şekilde kabloları gelen zorlamalar

strain-gauge tellerine zarar vermez (Micro-Measurements Catolog A-110-8; Toprak ve ark., 1997).

#### **Yüzey hazırlama işlemleri:**

Başarılı bir yapıştırma işlemi için gereken yüzey hazırlık aşamaları şunlardır:

1. Çözücü uygulanması (solvent degreasing)
2. Yüzeyin aşındırılması (surface abrading)
3. Gauge'in uygulanma hattının belirlenmesi (gauge location layout lines)
4. Yüzey şartlandırıcı uygulaması (surface conditioning)
5. Nötralize edilmesi (neutralizing).

Bu 5 uygulama sıralaması farklı test materyallerinin özelliklerine uygun olarak değiştirilebilir veya modifiye edilebilir (Micro-Measurements, TN-B-129-7).

#### **Yapıştırma işlemleri:**

Bu aşama büyük önem taşır. Çünkü, yapıştırma sistemleri malzemede meydana gelen deformasyonların gauge'e net bir şekilde iletilmesi için uygun bağlantının sağlanmasında etkilidir. Değişik koşullar ve dış etkiler, farklı yapıştırıcı ya da uygulama metodunu gerektirebilir. Böylece farklı strain-gauge serileri ve yapıştırıcı çeşitleri kullanılarak optimum bağlantı elde edilebilir.

Genel olarak yapıştırıcı çeşitleri şunlardır:

Soğuk işlemli yapıştırıcılar: Uygulanması kolay olup, işlem oda ısısında gerçekleşir. Reaksiyon zamanları kısaysa böyle yapıştırıcılara “hızlı yapıştırıcılar” adı verilir.

Sıcak işlemli yapıştırıcılar: Ölçüm yapılacak malzeme ısıtılabilir özellikte ise, bu yapıştırıcı kullanılır. Bu genelde transduser yapımında kullanılır.

Seramik lehim malzemesi: Yüksek sıcaklığa dayanıklı bakalit tipi strain-gauge'lerin yapıştırılmasında kullanılır (Micro-Measurements, Catolog A-110-8; Toprak ve ark., 1997).

### **Strain-gauge'lerin koruyucu ile kaplanması:**

Strain-gauge uygulamalarında elektriksel değişiklikler ölçüldüğünden, testin yapılacağı ortamın elektrik iletimini hiçbir şekilde etkilememesi gerekir. Bu nedenle testin yapılacağı ortama bağlı olarak farklı izolasyon malzemeleri kullanılabilir. Bunlar üretici firmaların geliştirdiğı özel malzemeler olabileceğı gibi, mum kadar basit bir materyal de olabilir. Bunun seçimi, testin gerçekleştirileceğı ortamın ısı ve nem durumuyla yakından ilgilidir (Micro-Measurements, Catolog 500; Toprak ve ark., 1997; Yamashita ve ark., 1997).

### **1.4.7. Sonlu Elemanlar Stres Analizi (SESA)**

Sonlu elemanlar stres analizi mühendislik problemlerinin çözümünde kullanılan teorik bir teknik olarak kabul edilmektedir. Bu teknik, gerçek yapıları ayrı ayrı matematiksel tanımlamalarla 2 veya 3 boyutlu olarak modeller. Tekniğın temeli yapının görselleştirilmesi esasına dayanır. Sonlu elemanlar yönteminde, orjinal yapı elemanlarına ayrılarak oluşturulur ve bu şekilde yapının mekanik karakteristikleri ortaya konur. Ayrıca bu elemanları ve bağlantı noktalarını tanımlamak için düğüm adı verilen bir numaralama sistemi ile bu düğüm noktalarının konumlarını net bir şekilde tanımlayabilmek için bir koordinat sistemi kurulur. Bahsedilen izotropik yapının elastisite modülü (E) ve poisson oranı ( $\nu$ ) tanımlandıktan sonra, gelişmiş matematiksel yöntemlerle üzerinde oluşan stresler ve/veya deformasyonlar yine bilgisayar yardımı ile ortaya konulur (Caputa ve Standlee, 1987; Holmes ve ark., 1997).

Bu teorik stres analiz metodu, diğer çözüm yöntemlerinin uygulanamayacağı durumlarda, karmaşık biyolojik sistemlerin kantitatif analizine izin verir (Holmes ve ark., 1997).

### 1.5. Konu ile İlgili Yapılan Çalışmalar

Cibirka ve arkadaşlarının (1992) implantların oklüzal yüzeylerinde kullanılan restoratif materyallerin kuvvet absorpsiyon oranını saptamaya çalıştıkları araştırmalarında, implant ve destekleyen kemik arasına yerleşen bir yiyecek parçasını kesmek için kullanılan vertikal kuvveti uygulamak ve ölçmek için bir metod geliştirmişlerdir. Bu metod implanta direk olarak bağlı kemiğe geçen vertikal kuvvetin ölçümüne ve kaydedilmesine olanak sağlamıştır. İmplant yoluyla kemiğe oklüzal materyal yüzeyleriyle geçirilen kuvvet için uygulanan yükün kaydedildiği oran karşılaştırmalı analiz için kullanılmıştır. Altın, porselen ve rezin gibi yaygın olarak kullanılan oklüzal materyaller arasında kaydedilen kemik mikrostraininde kuvvet azalması açısından belirgin bir fark olmadığını göstermişlerdir.

Stegarioiu ve arkadaşları (1998) 3 boyutlu SESA ile yaptıkları çalışmalarında, kemik ve implanttaki stres dağılımına protez materyallerinin etkisini incelemişlerdir. Altın, porselen ve rezin materyalleri incelendiğinde rezinin implant-kemik arayüzünü koruyucu etkisi tespit edilememiştir.

Glantz ve arkadaşları (1984 a-b) sabit mandibular protezlerdeki fonksiyonel strainleri in-vitro ve in-vivo saptamaya çalıştıkları çalışmalarında, destek yapıların tasarımı ve mekanik özelliklerin sabit protezlerde fonksiyonel deformasyon üzerine büyük etkisi olduğunu göstermişlerdir.

Sertgöz (1997) tarafından SESA ile yapılan çalışmada, tam ark implant destekli sabit protezlerde üst yapı için daha rijit veya esneyebilir materyal kullanımının implantları çevreleyen kemik dokuda stres dağılımı üzerine herhangi bir etkiye sahip olmadığı gösterilmiştir. Bunun yanında, tam ark implant restorasyonlarda en uygun materyal kombinasyonunun Co-Cr iskelet yapı ve porselen oklüzal yüzeyler olduğunu belirtmişlerdir.

Morton ve arkadaşları (1998) farklı dinamik yükler altında, titanyum implant içerisinde uyumlu esnek plastik komponentin kortikal kemik strainleri üzerine etkisini strain-gauge'lerle değerlendirdikleri in-vitro çalışmalarında, kemik yapının elastik özellikte davrandığı gösterilmiştir. Bu şartlar altında, polioksimetilen destek komponentleri titanyum ile karşılaştırıldığında kemik strainlerini etkilemediği görülmüştür.

Yapılan bir strain-gauge çalışmasında, restoratif bir materyal olan amalgamın kullanıldığı restorasyonlardaki tüberkül esnemesi değerlendirilmiştir. Amalgamın kondensasyonu tüberkülde deformasyonlar gözlenirken, amalgam restorasyonun sökülmesini takiben dişlerde elastik dönüşüm gözlenmiştir (Assif ve ark., 1990).

Yamashita ve arkadaşlarının (1997) sabit parsiyel protezlerde in-vivo ve in-vitro strainleri karşılaştırdıkları çalışmalarında, kronlar için in-vitro ve in-vivo ölçümler arasında principal strain dağılımı bulunmuştur. Bu çalışmadaki sonuçlar periodontal ligamentin viskoelastisitesi ve kemik yapının deformasyonunun statik yükleme altında kron straini üzerinde, önemsiz etkiye sahip olduğunu göstermiştir. Bu çalışmada, in-vitro ve in-vivo iki kron için strain dağılımı arasındaki fark ihmal edilebilirken, tüm sabit bölümlü protezler için in-vivo strain önemli miktarlarda kaydedilmiştir.

Magne ve arkadaşları (1999) keser dişlerin şekli üzerine deneysel-matematiksel, yani strain-gauge ve SESA ile yaptıkları çalışmalarında, bir dişi restore ederken dişin orijinal biyomekanik davranışının mineye benzer özelliklerde olması gerektiğini belirtmişlerdir. Sonuç olarak, fasiyel yüzeydeki mine dokusu azaltıldığında ya da kaldırıldığında, yüksek stres konsantrasyonları gözlenmiştir.

Kompozit veneer'lerin diş katılığı üzerine etkisinin saptanmaya çalışıldığı bir başka çalışmada, strain-gauge ve SESA ile yapılan değerlendirmelerde, rezin kompozit veneer uygulaması yapılan bir dişin, sağlam bir diş katılığında restore edilemediği gösterilmiştir (Reeh ve Ross, 1994).

Rezin inley restoratif materyalinin tüberkül güçlendirilmesine etkisinin strain-gauge yöntemiyle incelendiği bir çalışmada, indirek hazırlanmış rezin inley ile sağlam bir diş arasında belirgin bir fark gözlenmemiştir (Lopes ve ark., 1991).

Yine tüberkül esnemesine farklı restoratif materyallerin etkisinin strain-gauge yöntemi ile incelendiği bir diğer çalışma da, Tenure/Marathon V ile restore edilen dişlerin, amalgam ve Scotchbond 2/P-50 ile restore edilen dişlerden daha katı hale geldiği proksimal bölgedeki strainler değerlendirilerek , istatistiksel olarak gösterilmiştir (Medige ark., 1995).

Hobkirk ve Tanner'in (1995) implant-doğal diş destekli implantüstü protezlerde yük transferini strain-gauge yöntemi ile inceledikleri çalışmalarında, doğal dişlerin köprü desteğine belirgin olarak katkıda bulunduğu gösterilmiştir.

Hobkirk ve arkadaşları (1998) fonksiyonel mandibular deformasyonun çene, implant, üst yapı kompleksindeki kuvvet dağılımına etkisini strain-gauge'lerle incelemişlerdir. Sonuç olarak, fonksiyonel mandibular deformasyonun, mandibular implant protezlerin tasarımında etkili bir faktör olduğunu belirtmişlerdir.

Aydın ve Tekkaya (1992) 2 boyutlu SESA ile 3 üye köprüden oluşan bir model oluşturdukları çalışmalarında kemik seviyesinin azalmasına bağlı olarak alveoler kemikte streslerin arttığını tespit etmişlerdir.

İnsan mandibulasında in-vitro yapılan bir strain-gauge çalışmasında paslanmaz çelik bir plak mandibular kemiğe uygulanmış ve kemik strainleri değerlendirilmiştir. Plagın tutturulmasıyla mandibulanın kemik ve plak arasındaki elastisite modül farklılığı nedeniyle daha katı hale geldiği gözlenmiştir (Throckmorton ve ark., 1992).

Throckmorton ve Dechow (1994) mandibular kondildeki strainleri in-vitro olarak strain-gauge'ler ile değerlendirdikleri çalışmalarında, ısırma ve kas kuvveti pozisyonlarına bağlı olarak strain tablolarında belirgin değişiklikler olmadığını göstermişlerdir.

Sakaguchi ve arkadaşları (1991) oklüzal yükler karşısında tüberkül hareketlerini strain-gauge ve SESA ile inceledikleri çalışmalarında, oklüzal kuvvetin mine tabakası nedeni ile tüberküller arası iletilmediği için, iki tüberkülün birbirinden bağımsız olarak kuvvet ilettiğini, mine tabakası kaldırıldığında ise bu etkinin ortadan kalktığını belirtmişlerdir.

Brosh ve arkadaşları (1998) açılı implant destekleriyle açılı olmayan düz implantları strain-gauge ve fotoelastik yöntemleri kullanarak karşılaştırdıkları çalışmalarında strain-gauge yönteminin implant/kemik arayüzündeki stresleri analiz etmenin daha gerçekçi olduğunu belirtmişler ve açılı implantların koronal bölgesindeki stresleri düz implantlarla karşılaştırdıklarında streslerin daha fazla olduğunu görmüşlerdir. Ayrıca, bu iki deneysel yöntemin farklı bilgiler sağlayan tamamlayıcı metodlar olduğunu bildirmişlerdir.

Üç farklı tek-molar implant tasarımı üzerine strain-gauge yöntemi kullanılarak yapılan deneysel bir çalışmada, değişik yükleme durumları altında implant strainleri elde edilmiştir. Sonuçta, tek-molar implant tasarımlarında implantın sayısı ya da çapı arttığında deneysel olarak implant destek strainlerinin etkili bir şekilde azaldığı görülmüştür (Seong ve ark, 2000).

Tashkandi ve arkadaşları (1996) kanatlı implant protezler için, kortikal kemikteki yük dağılımını strain-gauge yöntemi ile inceledikleri bir çalışmada, farklı kanat uzunlukları için en distaldeki implantın kemik yüzeyinde yüksek strain değerleri tespit etmişlerdir.

Lundgren ve Laurell (1984 a) protetik olarak restore edilen dentisyonlarda oklüzal kuvvetleri strain-gauge transducerler ile incelemişlerdir. Sonuçta, 300N'a kadar olan kuvvetlerde her transducer için doğrusal bir artışın söz konusu olduğu belirtilmiştir.

Yamashita ve arkadaşları ise (1998) fonksiyonel yükler altında oluşan streslerin restorasyon ve destek diş arasındaki simanın kırılmasına etkisini inceledikleri çalışmalarında, strain-gauge metodunu kullanmışlardır. Sonuç olarak, simanın yük uygulanması sırasında restorasyon deformasyonunu azalttığı belirtilmiştir.

## 2. GEREÇ VE YÖNTEM

Sabit protezlerde kullanılan farklı restoratif materyaller tarafından karşılanan kuvvetlerin, kemik yapıya olan iletiminin in-vitro olarak incelenmesini amaçladığımız bu araştırmamız, deney düzeneğinin oluşturulmasını takiben strain-gauge stres analizi ve bu analizi destekleyen, sonlu elemanlar stres analizi ile ilgili deneysel çalışmaları kapsamıştır.

### 2.1. Deney Düzeneğinin Oluşturulması ile İlgili Çalışmalar

Çalışma için düşünülen deney materyali “insan çene kemiği” Ankara Üniversitesi Anatomi Anabilim Dalı aracılığı ile kadavradan temin edildi. Çene kemiğinin özelliğini kaybetmemesi için %5’lik formol içerisinde bekletildi. Bu deneysel çalışmanın mandibular kemikte bulunan mevcut dişler içinde, en uygun olduğu düşünülen sağ I. molar (46) diş üzerinde yapılması planlandı. Kullanılan mandibula üzerindeki dişlerin dağılımı aşağıdaki gibidir.

46 45 43 32 33 34 35 37

Mandibular kemiğe bir kaide oluşturmak amacıyla, otopolimerize akril (Meliodent, Bayer Dental, Newbury Berkshire, Germany) içerisine yerleştirildi ve tamamen hareketsiz olmak koşuluyla sabit hale getirildi.

İncelenmesi düşünülen örnek kronların hazırlanacağı 46 numaralı dişin tam kron diş preparasyonu yapılmadan önce, standart formda kronlar hazırlayabilmek için şeffaf akrilden bir matriks (akril anahtar) oluşturuldu. Bunun için, akril kaideye sabitlenmiş ve bu kaideyle uyumlu olacak şekilde ilave reaksiyonlu ölçü maddesi (Panasil, Kettenbach,

T.C. YATIRIM MENKUL DEĞERLER A.Ş. YATIRIM MENKUL DEĞERLER A.Ş. YATIRIM MENKUL DEĞERLER A.Ş.

Dental Spezialitäten GmbH & Co, Eschenburg, Germany) kullanılarak iki aşamalı (putty-wash) ölçü tekniğiyle üç parçalı silikon anahtar elde edildi. Silikondan hazırlanan bu anahtarların üç ayrı parça halinde basınçlı muflalama yöntemiyle şeffaf akriliğe (Imicrly, Intermak, Konya, Türkiye) dönüştürülmesi sağlandı (Resim 2.1).



**Resim 2.1.** Üç parçadan oluşan akril anahtar (akril matriks)

Kron örneklerinin standart bir formda hazırlanmasını sağlayacak akril matriksin elde edilmesini takiben tam kron preparasyonu yapıldı. Dışın preparasyonu yapılırken tam kron için bildirilen kesim prensiplerinin yerine getirilmesine özen gösterildi.

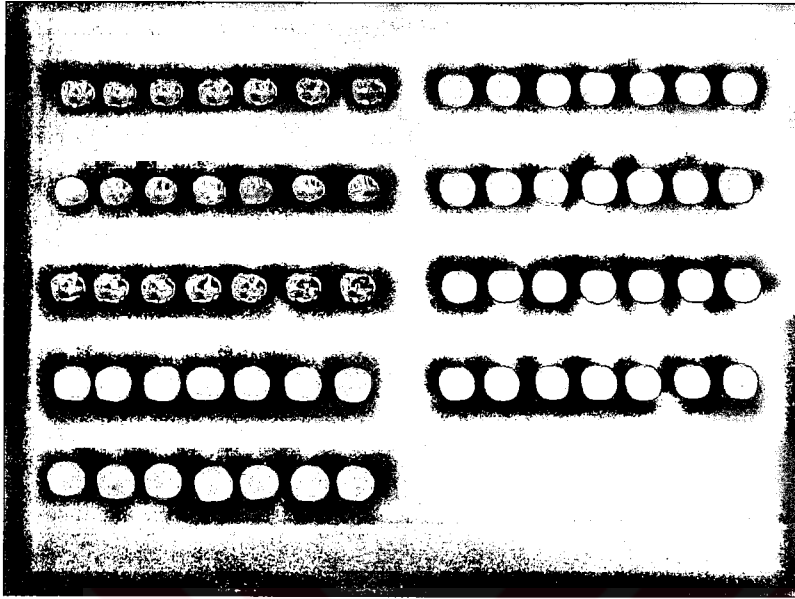
- 1-) Preparasyon esnasında öncelikle elmas frez ile (Diatech Dental AG) rehber oluklar yapıldı.
- 2-) Oklüzal tablanın eğimini kaybetmeden anatomik oklüzal yüzey formunu yansıtan geometrik bir karakterde kesim yapıldı ve keskin köşeler yuvarlatıldı.
- 3-) Aksiyel yüzeyler paralel hazırlanıp daha sonra 6<sup>0</sup>'lık açı ile preparasyon aksına yaklaştırıldı.
- 4-) Preparasyonda oklüzal yüzeyden 2 mm, aksiyel yüzeylerden 1,5 mm indirgeme yapıldı.
- 5-) Oluk (chamfer) marjinal tasarım oluşturuldu.
- 6-) İnce grenli bitirme frezi ile (Diatech Dental AG) ile kron preparasyon işlemi tamamlandı.

Preparasyon işleminin tamamlanmasının ardından, kron örneklerinin hazırlanması için ölçü materyali olarak ilave reaksiyonlu elastomerik ölçü materyali (polivinil siloksan) olan Panasil putty (1. ölçü) ve Panasil light body (2. ölçü) (Kettenbach, Dental Spezialitäten GmbH & Co, Eschenburg, Germany) kullanılarak iki aşamalı putty-wash tekniğiyle ölçüler alındı. Elde edilen negatifin içine vakumlu karıştırma cihazında karıştırılan sert alçı (Prima-Rock, Whip Mix Corporation) dökülerek day'lı çalışma modeli hazırlandı.

9 farklı restoratif materyalden 7' şer adet kron örneği hazırlandı.

**Tablo 2.1. Örnek materyal kombinasyonları**

|                                    |                                                                   |
|------------------------------------|-------------------------------------------------------------------|
| Full Kron (Temel metal alaşımları) | Cu-Zn                                                             |
|                                    | Cr-Co (Wirobond® C, Bego, Bremen, Germany)                        |
|                                    | Cr-Ni (Ducranium-U, Degussa, Germany)                             |
| Metal Destekli Porselenler         | Cr-Ni (alt yapı)+VMK-68 (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) |
|                                    | Cr-Ni (altyapı)+Finesse (Ceramco, Addleston, USA)                 |
| Metal Desteksiz Porselenler        | In-Ceram (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany)                |
|                                    | IPS-Empress (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein)                      |
| Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit    | Targis-Vectris (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein)                   |
| Güçlendirilmiş Kompozit Rezin      | Cr-Ni (alt yapı) +Artglass (Heraus Kulzer GmbH)                   |



**Resim 2.2.** 9 Farklı materyal için hazırlanan 7'şer adet kron örneği

**Tablo 2. 2.** Örnek materyallerin elastisite modülüs değerleri.

| Materyal             | Elastisite Modülü (GPa) | Referanslar                                                                     |
|----------------------|-------------------------|---------------------------------------------------------------------------------|
| Cu-Zn                | 115                     | <a href="http://www.matweb.com/material">http://www.matweb.com/material</a>     |
| Cr-Co (Wirobond® C)  | 210                     | Bego, Bremen, Germany                                                           |
| Cr-Ni (Duceranium-U) | 210                     | Degussa, Germany                                                                |
| VMK-68               | 70                      | <a href="http://www.lib.umich.edu/dentlib">http://www.lib.umich.edu/dentlib</a> |
| Finesse              | 72                      | Ceramco, Addlestone, USA                                                        |
| In-Ceram (kor)       | 364                     | Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany                                         |
| IPS-Empress 2 (kor)  | 96                      | Ivoclar, Schaan, Liechtenstein                                                  |
| Targis (dentin)      | 12,3                    | Ivoclar, Schaan, Liechtenstein                                                  |
| Vectris (single)     | 21                      | Ivoclar, Schaan, Liechtenstein                                                  |
| Artglass             | 10                      | Heraus Kulzer GmbH, Hanau, Germany                                              |
| Doğal diş (mine)     | 80                      | Spears ve ark., 1993                                                            |

## 2.2. Kron Örneklerinin Hazırlanması

Kron örneklerinin standardizasyonunu sağlamak için; metal alt yapı kalınlıklarının aynı olmasını sağlamak amacı ile, Adapta sistem (Bego, Bremen, Germany) kullanıldı. Metal alaşımların dökümü üretici firmaların önerileri doğrultusunda Unicast (Vop Co., Botevgrad, Bulgaria) döküm cihazında gerçekleştirildi.

Kron örneklerinin oklüzal yüzey morfolojisi farklı materyal ve yapım teknikleri çerçevesinde hazırlanan matriks yardımıyla standardize edilmeye çalışıldı.

### I. Full Kron (Temel Metal Alaşımları)

Çalışmamızda incelenmesi düşünülen full kron örnekler için üç farklı metal alaşımı kullanıldı. Bunlardan Cu-Zn alaşımı ekonomik nedenlerden dolayı, fiziksel ve mekanik özellikleri benzer olan değerli metal alaşımının yerine kullanıldı. Özellikle Cu-Zn alaşımının elastisite modülü değerinin değerli metal alaşımına yakın olması, bu alaşımın seçiminde önemli bir kriter olmuştur.

$E = 115 \text{ GPa}$  (Cu-Zn) (<http://matweb.com/material> )

$E = 95 \text{ GPa}$  (Au-Pt-Pd) (Pontostar, BEGO, Bremen, Germany)

$E = 115 \text{ GPa}$  (Pa-Cu) (Begopal, BEGO, Bremen, Germany)

Cr-Ni (Ducranium-U, DEGUSSA) alaşımı gerek full kron örneklerin hazırlanmasında, gerekse porselen ve kompozit rezin alt yapılarda tercih edildi.

**Tablo 2. 3.** Alaşımlar için özellikler tablosu.

|                                                                  | Cu-Zn                      | Cr-Ni                                   | Co-Cr                                                |
|------------------------------------------------------------------|----------------------------|-----------------------------------------|------------------------------------------------------|
| İçeriği                                                          | % 90 Cu<br>% 10 Zn         | % 60 Ni, % 21Cr<br>% 4,5 Mo, % 3 Nb     | % 61 Co, % 26 Cr, % 6 Mo,<br>% 5 W, % 1 Si, % 0,5 Fe |
| Elastisite Modülü                                                | 115 GPa                    | 210 GPa                                 | 210 GPa                                              |
| Erime Aralığı                                                    |                            | 1325 <sup>0</sup> C-1328 <sup>0</sup> C | 1380 <sup>0</sup> C-1270 <sup>0</sup> C              |
| Termal Genleşme Katsayısı<br>(10 <sup>-6</sup> K <sup>-1</sup> ) | 20-300 <sup>0</sup> C 18,4 | 20- 500 <sup>0</sup> C 14,1             | 20- 600 <sup>0</sup> C 14,2                          |
| Yoğunluk                                                         | 8,8 g/cm <sup>3</sup>      | 8,5 g/cm <sup>3</sup>                   | 8,5 g/cm <sup>3</sup>                                |
| Vickers Sertlik                                                  |                            | 200 HV 10                               | 310 HV 10                                            |
| Uzama                                                            | in 76,2 mm                 | 17 %                                    | 6 %                                                  |

## II. Metal Destekli Porselenler:

Bu grupta iki farklı seramikten kron örnekleri hazırlandı.

### 1. Cr-Ni (metal alt yapı-Duceranium-U, DEGUSSA)+VMK-68 (VİTA)

Bu grupta metal alt yapı üzerine konvansiyonel bir porselen olan VMK-68 (VİTA) uygulanarak kron örnekleri elde edilmiştir.

### 2. . Cr-Ni (metal alt yapı-Duceranium-U, DEGUSSA)+Finesse (CERAMCO)

Bu grupta metal alt yapı üzerine Finesse-düşük ısı porseleni uygulanarak kron örnekleri elde edilmiştir.

### III. Metal Desteksiz Porselenler:

#### IN-CERAM:

Vita firması tarafından üretilen In-ceram, özel olarak hazırlanan bir kor yapı üzerine konvansiyonel dental seramiğin uygulandığı, tam seramik sistemidir. In-ceram kron örneklerinin hazırlık aşamasında öncelikle elde edilen ana modeldeki tüm undercut sahaları bloke edildi. Basamağa gelmeyecek şekilde yaklaşık 45  $\mu$  kalınlığında üç kat die spacer (aralık temin edici) uygulandıktan sonra ilave reaksiyonlu ölçü maddesi ile ölçü alındı. Silikonla elde edilen ölçü üzerine 30 dk. sonra özel bir alçı (In-ceram special plaster, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) dökülerek, 2 saat sonra çalışma modeli ölçüden çıkarıldı. Dişin marjinleri kurşun kalemle belirlendikten sonra ince bir örtücü ile kaplandı. Daha sonra aliminyum oksit tozu, bir tüp karıştırma likiti ve bir damla bağlayıcı karıştırılarak “slip” denilen pürüzsüz ve krem kıvamında bir karışım elde edildi. Partiküllerin ıslanmasını maksimuma çıkarmak için karışım, vakum altında ultrasonik cihaz ile gerçekleştirildi. Day üzerinde meydana getirilen slip modelde, önceden çizilen sınır çizgileri görünür hale gelene kadar bistüri ile traşlama yapıldı. Tüm bu işlemler bitirildikten sonra fırınlama öncesinde stabilize edici sürüldü. Fırınlama aşamasına gelen slip model 6 saatte 120  $^{\circ}\text{C}$ 'ye çıkarılan sıcaklık aralığında tutulduktan sonra 2 saatte 1120  $^{\circ}\text{C}$ 'ye ulaştırıldı ve daha sonraki 2 saatte de 400  $^{\circ}\text{C}$ 'ye kadar soğutulma işleminde tutuldu. Bu 10 saatlik fırınlama siklusundan sonra oda sıcaklığında soğumaya bırakıldı. Hazırlanan bu kor yapı üzerinde yapılacak ikinci aşama cam infiltrasyonu olup, distile su ile bir cam tozu karıştırılarak bu yapı üzerine uygulandı. Kor yapı 1100  $^{\circ}\text{C}$ 'de 4 saat tutuldu. İnfiltrasyon işlemi tamamlanan kor yapıda fazla cam materyali elmas frezlerle aşındırılıp,  $\text{Al}_2\text{O}_3$  kumlama yapıldı. Daha sonra alt yapı 960  $^{\circ}\text{C}$ 'de tutularak son şekil elde edildi. Day üzerinde kor yapı uyumu kontrol edildikten sonra, üst yapı konvansiyonel yöntemlerle hazırladığımız akril matrikse uygun olarak oluşturuldu. Üst yapı için kor materyali ile uyumlu Vitadur Alpha (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) tozları kullanıldı. Bu şekilde elde edilen In-ceram kronlar deney modeline uyumlandırıldı, minör aşındırmalar yapıldı ve glaze işlemi uygulanarak deneysel çalışmaya hazır hale getirildi.

## IPS-EMPRESS 2:

Ivoclar firması tarafından geliştirilen IPS-Empress 2 seramik sistemi, kayıp mum tekniği ile oluşturulan kalıp içerisine seramik tabletlerin (ingot) ısı ve basınç altında şekillendirilmesi esasına dayanır. Deneysel çalışmamız için hazırlamayı planladığımız IPS-Empress 2 kron örnekleri için öncelikle full kron mum modelajları yapıldı. Bunun için akril matriksten yararlanıldı. Hazırlanan mum örnekleri Empress setinde yer alan özel bir manşette konumlandırıldı. Mum örneklerin revetmana alınmasında genleşme ve büzülme için izin veren IPS-Empress sistemine ait özel fosfat bağlı revetman kullanıldı. Bu revetman özel likiti ile 60 sn boyunca vakum altında karıştırıldı. Manşetteki mum atımı için Vita Vacumat 300 (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) fırınında 850 °C'de 90 dk. ön ısıtmaya tabi tutuldu. Ardından manşetin içindeki döküm yoluna seramik tabletler yerleştirilerek, bu sistem için özel olarak geliştirilmiş IPS-Empress EP 500 fırınında lityum disilikat ingotların 920 °C'de preslenmesiyle seramik kronlara dönüştürüldü. Presleme vakum altında yapıldı. Fırınlama işlemi bittiğinde manşet oda sıcaklığında soğumaya bırakıldı. Seramik örnekleri manşetten çıkarmak için kumlama işlemi yapıldı. Daha sonra örneklerin üzerindeki artıklar ve pürüzler elmas mœletlerle temizlendi. Bu şekilde elde edilen seramik kronların deney modeline uyumlandırılmasının ardından yüzey renklendirilmesi ve glaze işlemine tabi tutularak, deneysel çalışma için hazır hale getirildi.

## **IV. Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit (Targis-Vectris):**

Ivoclar firması tarafından geliştirilen bu sistem, alt yapı olarak fiberle güçlendirilmiş kompozit materyali “Vectris” , kaplama materyali olarak, ceromer polimer olarak adlandırılan yüksek dolduruculu “Targis” den oluşmaktadır.

Çalışmamızda incelemeyi planladığımız Targis-Vectris kron örneklerini hazırlamada ilk aşama Vectris alt yapının elde edilmesi aşamasıdır. Bu amaçla, posterior bölgedeki tek kronlar için üretilen Vectris Single kullanıldı. Vectris materyalinin çalışma prensibi, materyalin vakum / basınç altında lastik bir membran üzerine çekilmesi ve ışık ile sertleştirilmesi esasına dayanır. Bu amaçla Vectris Single day üzerine yerleştirildikten sonra sisteme ait olan Vectris VS1 cihazı ile vakum ve basınç altında materyal

sertleştirildi. Vectris alt yapı sertleştirildikten sonra daydan taşan Vectris maddesi frezlerle kaldırılarak daylı modele uyumlu hale getirildi. Vectris alt yapının hazırlanmasının ardından Targis üst yapı ve Vectris alt yapı arasında güvenli bir kimyasal bağlantı için, Vectris alt yapı üzerine translüsens Targis base sürüldü. Bu işlemin sonrasında hazırladığımız akril matriks kullanılarak, alt yapı üzerine Targis materyali uygulandı ve ışıkla sertleştirme özelliği olan Targis Power cihazı ile materyal sertleştirildi. Bu şekilde elde edilen Targis-Vectris kron örnekleri deney modeline uyumlandırıldı ve polisajları yapılarak deney aşamasına hazır hale getirildi.

#### **V. Güçlendirilmiş Kompozit Rezin (Artglass):**

Çalışmamız için hazırladığımız kronlar Cr-Ni (Duceranium-U) metal alt yapı üzerine Artglass'ın uygulanması ile elde edildi. Üretici firmanın önerileri doğrultusunda, Artglass'ın uygulanacağı metal alt yapılar öncelikle  $Al_2O_3$  ile kumlama işlemine tabi tutuldu. Bu şekilde bonding sistem için mikro-retansiyon sağlandı. Metal Artglass bağlantısı için, Siloc® pre/ bond sistemi kullanıldı. Daha sonra bağlantısı hazırlanan metal alt yapı üzerine 2 aşama opak uygulanarak metal yapı maskelendi. Son olarakta, Artglass materyali akril matriks yardımı ile alt yapı üzerine uygulandı. Tüm bu aşamalarda materyaller UniXS cihazında ışıkla polimerize edildi. Polimerizasyonu sağlanan Artglass kronların deney modeline uyumu sağlandıktan sonra, özel polisaj seti kullanılarak polisaj işlemi yapıldı ve deney çalışması için hazır hale getirildi.

### **2.3. Strain-Gauge Stres Analizi İçin Deney Düzenekinin Hazırlanması**

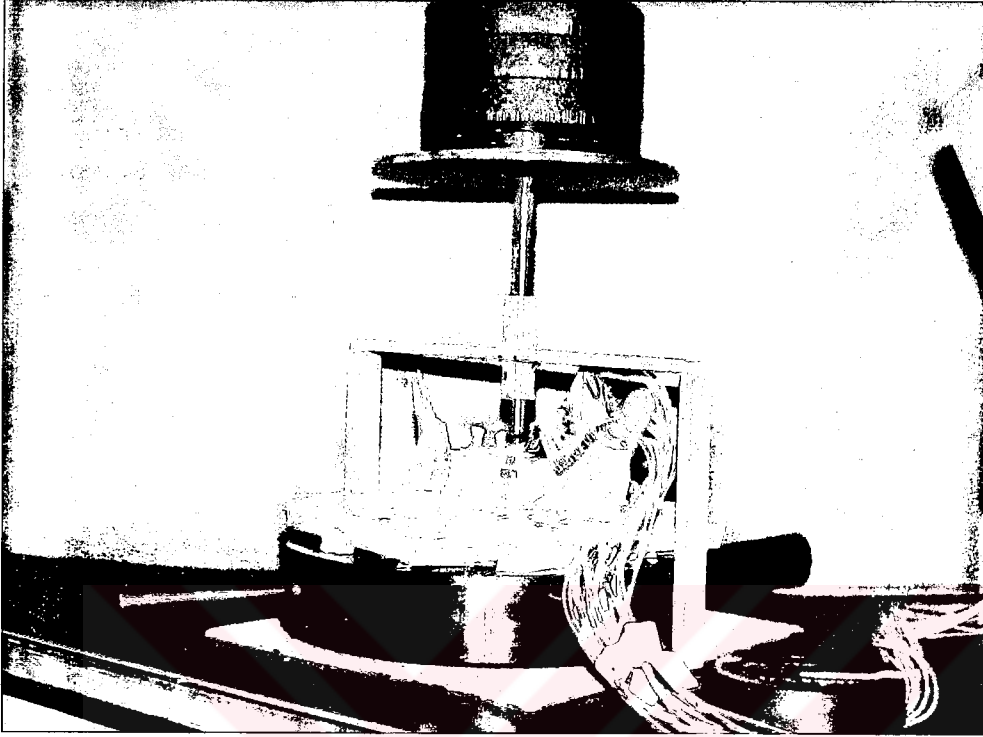
#### **2.3.1. Yükleme Düzenek**

Deney düzenekinin kurulması ve çalışmanın yapılabilmesi için, Orta Doğu Teknik Üniversitesi Makina Mühendisliği A.B.D. ile gerekli bağlantılar sağlandı. Statik

yükleme yapmayı planladığımız resim 2.3 ve 2.4’de görülen aparat tornada elde edildi. Aparat deney modelinin sabitlendiği akrilik kaidenin yerleştirileceği yatay bir tabla ve yük uygulanmasını sağlayacak hareketli dikey bir parçadan oluşmuştur. Yüklerin uygulanmasını sağlayacak dikey parçanın uç kısmı kron örneklerinin oklüzal yüzeyiyle temas gelecek bir bilyadan oluşturuldu. Yuvası içinde hareketli olan bu bilya, tripot oklüzal kontak tipini sağlamak amacıyla kullanıldı.



**Resim 2.3. Yükleme aparatı I (Bukkal görünüm)**



**Resim 2.4. Yükleme aparatı II (Lingual görünüm)**

### **2.3.2. Yükleme Şekli ve Miktarı**

Deneysel çalışmamızda 50 N, 70 N, 100 N olmak üzere üç farklı yük uygulanarak statik yüklemeler yapılması planlandı.

Statik yükleme etapları: 1. Yükleme: 50 N

2. Yükleme:  $50\text{ N} + 20\text{ N} = 70\text{ N}$

3. Yükleme:  $70\text{ N} + 30\text{ N} = 100\text{ N}$ ,

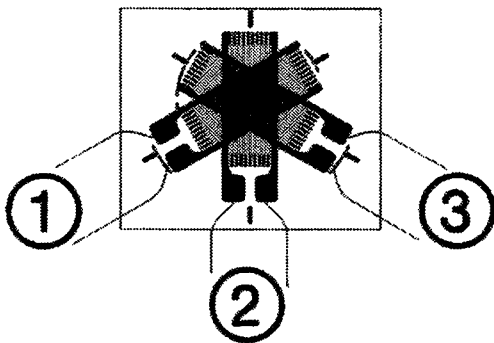
şeklinde ardışık bir şekilde yapıldı.

### 2.3.3. Strain-Gauge'lerin Hazırlığı

Strain-gauge stres analiz deneylerini yapmayı planladığımız çalışmamızda, öncelikle kullanacağımız strain-gauge'ler (Measurements Group, Inc., Raleigh, USA) temin edildi.

#### 1. Strain-gauge ve terminal seçimi:

Deneyisel çalışmamız için en uygun gauge seçimini yaparken, gerilme ve şekil değiştirme alanının karmaşıklığı, deney modelinin geometrisi ve yükleme sisteminin özelliği gözönüne alındı. Gerilme halindeki düzlemde bir noktada gerilme analizi yapabilmek için o noktada en az üç doğrultuda bağıl uzamanın ( $\epsilon$ ) ölçülmesi gerekmektedir. Bu amaçla üretilen ve bir noktadaki değişik doğrultularda bağıl uzamaları ölçebilmek için aynı elemanda birden çok strain-gauge'i bünyesinde toplayan rozet gauge'lerdir. Bu yaklaşım doğrultusunda, çalışmamızda amaca en uygun gauge'in rozet tip strain-gauge olduğuna karar verildi. Rozet gauge'ler arasında tercihimiz minyatür 45° dikdörtgen tip rozet oldu. Kullandığımız bu rozet tipinde 3 gauge elemanı 45°'lik açıyla çakıştırılmıştır. Üretici firma Measurement Groups'un kodlama sistemine göre seçtiğimiz strain-gauge tipi; SA – 06 – 030 -- WR – 120 olmuştur.



**Resim 2.5.** Rozet Gauge Tipi

## 2. Strain-gauge'lerin deney modeline uygulanışı:

- Uygulama bölgesinin tespiti:

Strain-gauge stres analizi için deney modeline toplam 6 adet rozet gauge yapıştırılmasına karar verildi. Bu 6 adet rozet gauge'in mandibular kemiğin bukkal ve lingual yüzeylerine 3'er adet olmak üzere yerleştirilmesi planlandı. Rozet gauge'ler sağ 1. molar dişin mesial ve distal kök uçları ile bifurkasyon bölgesindeki strain ölçümlerini elde etmek amacıyla kullanıldı. Bu bağlamda gauge'lerin uygulanacağı lokalizasyon bölgelerinin tespitinde, paralel teknikle çekilen periapikal röntgen filminden yararlanıldı.

Terminallerin uygulama bölgesi tespit edilirken, rozet gauge'lere yakın olması, kemik yüzeyin düzenli olması ve ince tel kabloların terminallere kolayca lehimlenebilmesine imkan verecek şekilde konumlandırılmasına dikkat edildi.

- Yüzey hazırlama işlemleri:

Çalışmamızda strain-gauge'lerin yapışma yüzeyinin kemik yapı olması nedeniyle, üretici firmanın önerileri doğrultusunda yüzey hazırlığı yapıldı.

Gauge'lerin yapıştırılacağı düzensiz yüzey bölgeleri öncelikle zımpara disklerle (3M, Pithiviers, France) dikkatlice zımparalandı. Eterle temizlenen yüzey ince grenli bir diskle tekrar zımpara edildi ve son olarak tekrar eter uygulandı.

- Yapıştırma işlemleri:

Çalışmamızda deney modelinin özelliğine bağlı olarak rozet gauge'ler ve terminaller ayrı ayrı yapıştırıldı. Kemik yapı üzerinde gerilme analizi yapmamız nedeniyle soğuk işlemli yapıştırıcılardan olan M-Bond 200 (Measurements Group, Inc., Raleigh, USA) tercih edildi ve uygulandı. Üretici firmanın önerileri doğrultusunda, yapıştırma işlemi için öncelikle strain-gauge cımbızla şeffaf kılıfından çıkarıldı ve seloteyp ile daha önce belirlenen uygulama bölgesine tespit edildi. Gauge ve seloteyp ikilisi 30<sup>0</sup>'lik açı ile konumları bozulmayacak şekilde kaldırıldı. M-Bond 200 sürüldü ve ucu kaldırılan seloteyp üzerindeki gauge ile birlikte kemiğe tekrar yapıştırıldı. Fazla yapıştırıcı ve

varsa hava kabarcığının dışarı atılması amacıyla strain-gauge üzerine bir miktar parmak basıncı uygulandı. 60 s. beklendikten sonra, seloteyp dikkatlice kaldırıldı.

Terminallerin kemiğe yapıştırılması işlemi ise, strain gauge'lerin yapıştırılma işlemine benzer şekilde gerçekleştirildi.

- Lehimleme işlemleri (Terminal ve kablo bağlantıları):

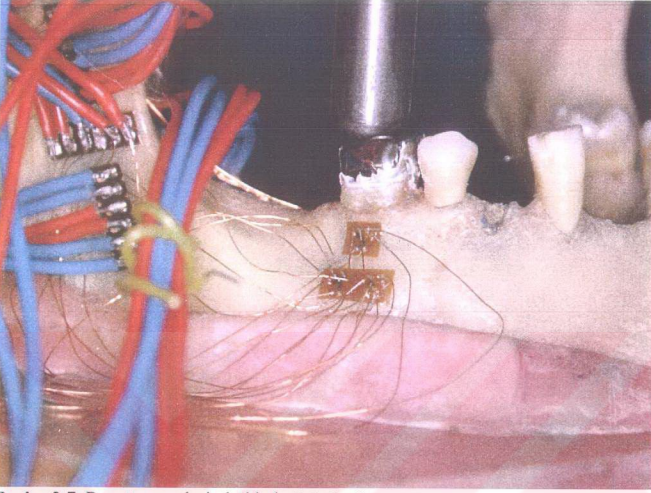
Lehimleme işlemleri çalışmamızın koşulları gereği, iki aşama da gerçekleştirildi.

Birinci aşama kemik yüzeye yapıştırılan gauge'lerle ince tel kabloların lehimlenmesi aşamasıydı. Bu lehimleme aşaması, lehim tekniğinin hassasiyeti, teknik eleman ve ekipman gerektirmesi gibi nedenlerden dolayı Tübitak-SAGE'de gerçekleştirildi.

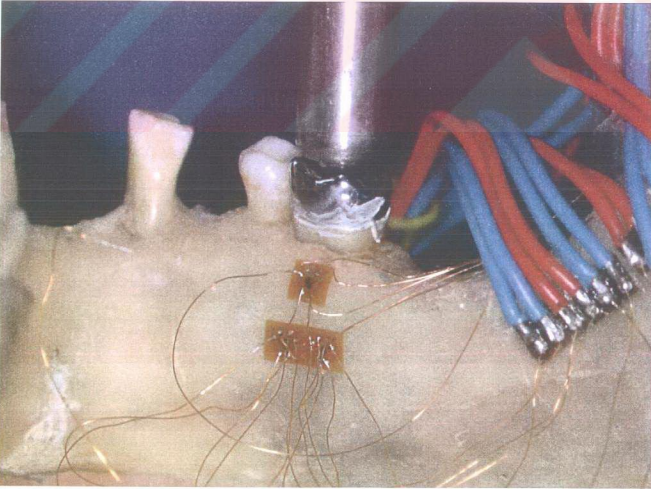
İkinci aşama ve diğer tüm deneysel aşamalar ODTÜ Makine Mühendisliği Malzeme Test Laboratuvarlarında yürütüldü. Lehimleme aşamasının ikincisi ince tel kablolarla ölçme cihazına yetiyecek kabloların terminallere lehimlenmesi aşamasıydı. Terminale bağlantısı gerçekleştirilen kablo uçlarında 120  $\Omega$  direncin olup olmadığı, dolayısıyla gauge'lerin çalışıp çalışmadığı ohmmetre ile ölçülerek tespit edildi. Lehimleme işlemleri için, düşük voltajlı, sıcaklık kontrollü, duyarlı, sürekli elektronik kontrolü olan ve yüksek ısı üretme kabiliyetine sahip bir havya tercih edildi. Düzenegimizde her gauge elemanı ile bağlantılı kabloya bir numara verilerek, deneye kolaylık sağlanması amaçlandı. 6 rozet gauge'in kullanıldığı çalışmamızda toplam 18 gauge elemanı, dolayısıyla 18 kablo çıkışı kullanılmıştır.



**Resim 2.6.** Strain-gauge hazırlığında kullanılan uygulama kiti



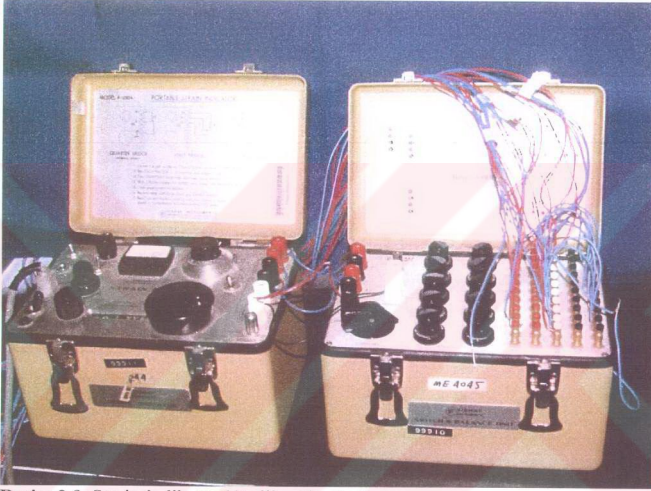
Resim 2.7. Rozet gaugelerin bukkal görünümü



Resim 2.8. Rozet gaugelerin lingual görünümü

### 2.3.4. Strain-İndikatör Cihazına Bağlantı ve Köprü Devresinin Oluşturulması

Terminallere lehimlenen kabloların diğer ucu gerilim ölçer cihazındaki çıkışlara çeyrek Wheatstone köprü konfigürasyonu oluşturacak şekilde bağlandı (Resim 2.9).



Resim 2.9. Strain-indikatör (Gerilim-ölçer) cihazı

### 2.4. Stres Analiz Deneylerinin Yapılması ve Sonuç Verilerin Toplanması

Deney düzeniğinin hazırlıklarının tamamlanması ile, stres analiz deneylerine geçildi. Bu aşamada, gerilme analizinin yapılacağı kron örnekleri geçici kron köprü yapıştırıcısı Sinogol (Dental Altenwalde, Germany) ile dişe geçici olarak simante edildi . Daha önce belirtilen koşullar sağlandıktan sonra gerilim ölçer cihazı her yükleme etabı için kalibre edildi ve yüklemeler sonunda okunan matematiksel değerler strain değeri olarak kaydedildi. Dokuz farklı restoratif materyalin her biri için hazırlanan yedişer örnekle

toplam 63 kron örneğine 3 farklı yük uygulanması ile 6 rozet gauge'den (18 strain-gauge) okunan sonuç veriler 3402 strain değeridir.

1 rozet-gauge= 3 strain-gauge → 6 rozet-gauge= 18 strain-gauge

9 farklı materyal X 7'şer örnek= 63 kron örneği

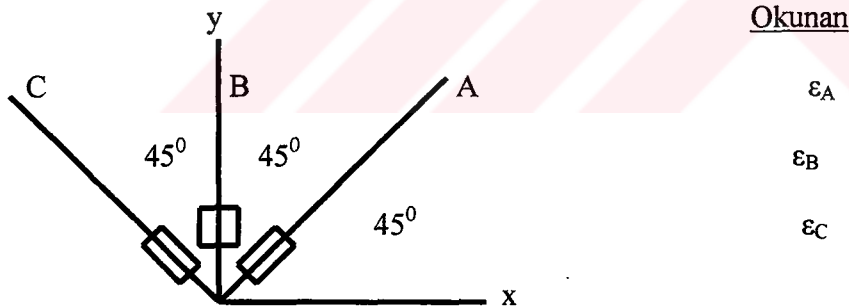
50 N-70 N- 100 N= 3 farklı yük

{18 strain-gauge X 63 kron örneği X 3 farklı yük= 3402 strain değeri}

## 2.5. Deneysel Gerilme Analizi İçin Hesaplamalar

Bir noktadaki gerilme analizini yapabilmek için seçilen en az 3 doğrultuda strainlerin ( $\epsilon$ ) ölçülmesi gerekmektedir. Çalışmamızda gerilme analizi için ölçülen (okunan) strain değerleri  $\epsilon_A$ ,  $\epsilon_B$  ve  $\epsilon_C$ 'dir. Bu sonuç veriler doğrultusunda gerilme analizin hesaplamaları aşağıdaki gibi yapıldı.

I-)



$$\epsilon_{xx} = \epsilon_A + \epsilon_C - \epsilon_B$$

$$\epsilon_{yy} = \epsilon_B$$

$$\gamma = \epsilon_A - \epsilon_C$$

**II-)**

$$A = \varepsilon_A + \varepsilon_C / 2$$

$$C = E / (1 - \nu^2)$$

$$B = 1/2 \sqrt{(\varepsilon_A + \varepsilon_C - 2 \varepsilon_B)^2 + (\varepsilon_A - \varepsilon_C)^2}$$

$$\varepsilon_1 = A + B$$

$$\varepsilon_2 = A - B$$

$$\left. \begin{array}{l} \varepsilon_1 = \text{maksimum principal strain} \\ \varepsilon_2 = \text{minimum principal strain} \end{array} \right\} \begin{array}{l} \text{( Asal} \\ \text{gerinme )} \end{array}$$

$$\varepsilon_{1,2} = \varepsilon_A + \varepsilon_C / 2 + \sqrt{(\varepsilon_A + \varepsilon_C - 2 \varepsilon_B)^2 + (\varepsilon_A - \varepsilon_C)^2}$$

**III-)**

$$\left. \begin{array}{l} \sigma_1 = \text{maksimum principal stres} \\ \sigma_2 = \text{minimum principal stres} \end{array} \right\} \begin{array}{l} \text{( Asal} \\ \text{gerilme )} \end{array}$$

$$\sigma_1 = C \times (\varepsilon_1 + \nu \varepsilon_2) \times 10^{-6}$$

$$\sigma_2 = C \times (\varepsilon_2 + \nu \varepsilon_1) \times 10^{-6}$$

**2.6. Sonlu Elemanlar Stres Analizi (SESA) ile İlgili Çalışmalar**

Strain-gauge stres analizi ile ilgili deneysel çalışmanın tamamlanmasını takiben, bu analizi desteklemek amacıyla farklı restoratif materyaller için sonlu elemanlar stres analizi gerçekleştirildi.

Bir dişte meydana gelen strain matematiksel bir modelin oluşturulmasıyla saptanabilir. Bunun için sonlu eleman değerleri kullanılarak elde edilen sonlu elemanlar stres analiz sonuçları strain-gauge gibi bir çalışmayı destekler (Reeh ve Ross, 1994). Strain-gauge tekniğinin sonlu eleman modeliyle desteklenmesinin bir yararı da, internal stres dağılımlarını göstermesidir. İnternal stres dağılım ve konsantrasyonlarının bu yöntemle

belirlenmesi materyalin yorulma özelliğine bağlı başarısızlığının olabileceği bölgeleri gösteriyor olmasıdır.

Bu stres analizi için öncelikle strain-gauge'lerle yapılan deneysel çalışmada kullandığımız çene kemiğindeki 1. molar dişi taklit edecek sonlu elemanlardan oluşan bir model hazırlandı. Bu sonlu eleman modelinin homojen ve izotropik olduğu ve komponentlerin her birinin arasındaki bağlantının kusursuz olduğu kabul edildi (Reeh, 1994). Marc K 7.2 / Mentat 3.2 sonlu elemanlar analiz programı kullanılarak hazırlanan bu model üzerinde 2 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yapıldı. 2 boyutlu modelde denklemleri çözmek için tahmini strain düzlemi X ve Y'de strain olarak alındı (Reeh, 1994).

Sonlu eleman modelinin oluşturulmasında kullanılan bilgisayarın özellikleri;

İşlemci : Pentium II / 233

Memory : 128 MB Ram, 4.3 GB Harddisk

Software : Windows NT 4.0 İşletim sistemi

: MARC K7.2 / Mentat 3.2 (MARC Analysis Research Corporation, 260

Sheridan Avenue, Suite 309 Palo Alto, CA 94306 USA

: SDRC I- DEAS Artisan Series 3 (Structural Dynamics Research Corporation,

2000 Eastman Drive, Milford, Ohio 45150 (513) 576-2400

Modelin oluşturulmasını ve stres analizini kapsayan bu işlemler Bias Elektronik, Mekanik, Bilgisayar, Mühendislik, Danışmanlık, Sanayi ve Ticaret Ltd. Şti.'de gerçekleştirildi.

Kemik yapı içerisinde bulunan molar bir dişin modellenmesi aşamasında, anatomik yapılar için verilen elastisite modülüsü (E) ve poisson oranı ( $\nu$ ) Tablo 2.4'de gösterildi.

**Tablo 2.4.** Analizi yapılan bölgedeki biyolojik dokuların elastik özellikleri.

| Biyolojik Dokular    | Elastisite Modülüsü (Mpa) | Referanslar              | Poisson oranı (v) | Referanslar              |
|----------------------|---------------------------|--------------------------|-------------------|--------------------------|
| Spongiyoz kemik      | 1000                      | Holmes ve Loftus, 1997   | 0,3               | Stegarioiu ve ark., 1998 |
| Kortikal kemik       | 15000                     | Stegarioiu ve ark., 1998 | 0,3               | Stegarioiu ve ark., 1998 |
| Dentin               | 12000                     | Reeh ve Ross, 1994       | 0,3               | Reeh ve Ross, 1994       |
| Periodontal ligament | 2                         | Tuncelli ve ark., 1997   | 0,3               | Komposiora ve ark., 1996 |

Tablo 2.4’de verilen değerler doğrultusunda molar diş için hazırlanan sonlu elemanlar modelinde, 6014 düğüm noktası ve 2929 eleman kullanıldı.

1 GPa-10 GPa-100 GPa –200 GPa olmak üzere dört farklı elastisite modülüsüne sahip restoratif materyallerin değerlendirildiği bu çalışmada, sonlu elemanlar modeline toplam 100 N’luk kuvvet tüberkül eğimlerine dik yönde 50 N+50 N olarak uygulandı. Sonuç stres dağılımları dişin bütünü, kemik yapı, kron yapı ve kronsuz yapı olmak üzere 4 farklı açıdan değerlendirildi.

## 2.7. İstatistik Analiz

Çalışmamızda strain-gauge ölçümlerinden elde ettiğimiz sonuç veriler, faktöriyel varyans analizi ve Duncan testi ile istatistiksel olarak analiz edildi.

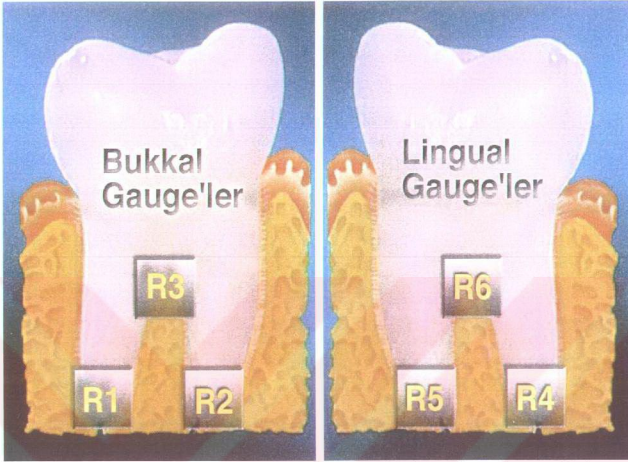
### 3. BULGULAR

Sabit bölümlü protetik restorasyonlarda kullanılan farklı materyallerin, çiğneme kuvvetleri altında çene kemiğine ne şekilde bir kuvvet transferi gerçekleştirdiklerinin strain-gauge stres analizi ile incelendiği çalışmamızın in-vitro araştırma bulguları ve bu bulguların desteklenmesi için yapılan sonlu elemanlar stres analiz (SESA) sonuçları aşağıda verilmiştir.

#### 3.1. Strain-Gauge Stres Analiz Bulguları

Deneyssel çalışmamızda 9 farklı materyal için hazırlanan 7'şer örnek, 3 farklı yükleme altında stres analizine tabi tutulmuştur. Bu analiz neticesinde 6 rozet gauge (18 strain-gauge) için toplam 3402 strain değeri elde edilmiştir. Stres analiz hesaplamaları ile bu strain değerleri maksimum ve minimum asal gerinme ve gerilme (principal strain ve stress) değerlerine dönüştürülmüştür. Maksimum ve minimum principal strain değerleri kronlara ve yüklere göre istatistik olarak değerlendirilmiştir. Yapılan istatistiksel çalışmada faktöriyel varyans analizi ile karşılaştırılmıştır ve istatistiksel olarak farklılıklar bulunmuştur ( $p < 0,05$ ). Her rozet gauge için yapılan bu analiz sonucunda farklılığın hangi gruplar arasında olduğunu belirlemek için Duncan çoklu karşılaştırma testi uygulanmıştır.

İstatistiksel çalışmada ilk olarak, kronlar arasındaki farkın yüklere bağlı değişimi araştırıldı. Bu amaçla, faktöriyel varyans analizi yapıldı. Varyans analizinde kron x yük arasında bir etkileşim olmaması nedeniyle istatistiksel bir fark bulunamamıştır ( $p > 0,05$ ).



**Resim 3.1.** Rozet-gauge'lerin lokalizasyonu (Bukkal ve Lingual gauge'ler)

### 3.1.1. Kronlara Göre İstatistik Analiz

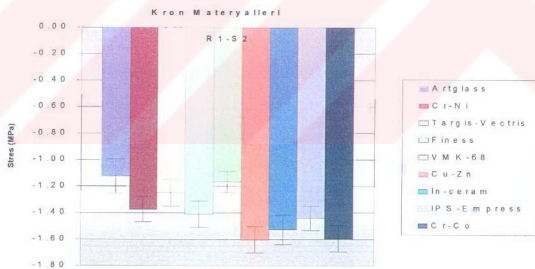
9 farklı kron materyali 6 rozet gauge'den ölçülen 3402 strain değeri, faktöriyel varyans analizi ile karşılaştırılmıştır ve istatistiksel olarak farkın anlamlı olduğu bulunmuştur ( $p < 0,05$ ). Her rozet gauge için yapılan bu analiz sonucunda farklılığın hangi gruplar arasında olduğunu belirlemek için Duncan çoklu karşılaştırma testi uygulanmıştır.

Stres analiz sonuçlarının değerlendirmesi yapılırken, maksimum stres değerleri dikkate alınmamıştır. Maksimum ve minimum stres değerlerine pratik açıdan bakıldığında, maksimum (S1) principal stres değerlerinin minimum (S2) principal stres değerlerine göre istatistiksel olarak önemsenmeyecek derecede düşük olması nedeni ile, değerlendirmede minimum (S2) principal stres değerleri gözönünde bulundurulmuştur.

**Tablo 3.1.** Kronlara göre her rozet gauge için minimum principal stresler (S2) (n=21)\*

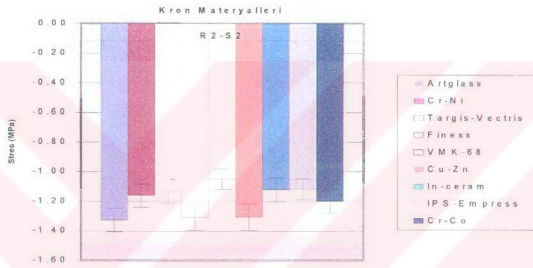
|                | R1-S2      | R2-S2      | R3-S2      | R4-S2       | R5-S2       | R6-S2      |
|----------------|------------|------------|------------|-------------|-------------|------------|
| Artglass       | -1,12 (A)  | -1,33 (A)  | -2,72 (A)  | -1,12 (A)   | -1,13 (A)   | -1,77 (A)  |
| Cr-Ni          | -1,37 (B)  | -1,16 (B)  | -2,39 (B)  | -1,10 (A)   | -1,23 (A)   | -1,60 (A)  |
| Targis-Vectris | -1,25 (AB) | -1,13 (B)  | -1,73 (C)  | -0,94 (AB)  | -1,09 (A)   | -1,57 (AB) |
| Finesse        | -1,41 (B)  | -1,31 (A)  | -2,54 (AB) | -1,00 (A)   | -1,01 (AB)  | -1,68 (A)  |
| VMK-68         | -1,17 (A)  | -1,05 (B)  | -1,82 (BC) | -0,84 (AB)  | -0,92 (AB)  | -1,21 (B)  |
| Cu-Zn          | -1,60 (BC) | -1,31 (A)  | -2,25 (B)  | -1,23 (ABC) | -1,38 (ABC) | -1,61 (A)  |
| In-ceram       | -1,53 (B)  | -1,12 (B)  | -2,22 (B)  | -1,22 (ABC) | -1,27 (ABC) | -1,50 (AB) |
| IPS-Empress    | -1,44 (BC) | -1,12 (B)  | -1,99 (BC) | -1,14 (A)   | -1,39 (ABC) | -1,51 (AB) |
| Cr-Co          | -1,59 (BC) | -1,20 (AB) | -2,42 (B)  | -1,34 (B)   | -1,29 (ABC) | -1,75 (A)  |

\*Aynı sütunda farklı harf içeren iki ortalama arasındaki fark istatistik olarak önemlidir ( $p < 0,05$ ).

**Şekil 3.1.** Kronların R1-S2 rozet gauge için minimum principal stres değerleri

### R1-S2 bulguları :

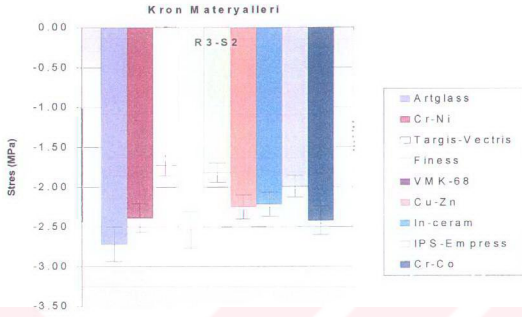
- 1-) Artglass'ın, Cr-Ni, Cu-Zn ve Cr-Co alaşımları ile Finesse, In-ceram ve IPS-Empress seramiklerinden farklı olduğu ortaya çıkmıştır.
- 2-) Finesse seramik VMK-68 seramikten farklı bulunmuştur.
- 3-) VMK-68'in ise In-ceram, IPS-Empress seramikler ile Cr-Ni, Cu-Zn ve Cr-Co alaşımlarından farklı olduğu bulunmuştur.



Şekil 3.2. Kronların R2-S2 rozet gauge için minimum principal stres değerleri

### R2-S2 bulguları :

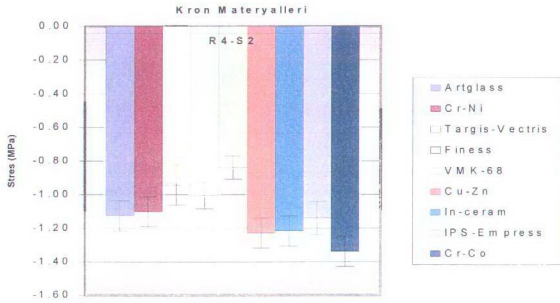
- 1-) Artglass'ın Cr-Ni, Targis-Vectris ve VMK-68, In-ceram, IPS-Empress seramiklerden farklı olduğu bulunmuştur.
- 2-) Cr-Ni alaşımı Finesse seramik ve Cu-Zn alaşımından farklı bulunmuştur.
- 3-) Targis-Vectris, Finesse seramik ve Cu-Zn alaşımından farklı bulunmuştur.
- 4-) VMK-68 , Finesse seramik ve Cu-Zn alaşımından farklı bulunmuştur.
- 5-) Cu-Zn alaşımı In-ceram ve IPS-Empress'ten farklı bulunmuştur.
- 6-) In-ceram Finesse'ten farklı bulunmuştur.
- 7-) IPS-Empress, Finesse'ten farklı bulunmuştur.



**Şekil 3.3.** Kronların R3-S2 rozet gauge için minimum principal stres değerleri

#### **R3-S2 bulguları :**

- 1-) Artglass kronun Cr-Ni, Cr-Co ve Cu-Zn alaşımlarından Targis-Vectris krandan, VMK-68, In-ceram ve IPS-Empress seramiklerden farklı olduğu bulunmuştur.
- 2-) Cr-Ni alaşımın Cr-Co alaşımından farklı olduğu bulunmuştur.
- 3-) Targis-Vectris kronun Finess ve In-ceram seramiklerden ve Cr-Co, Cu-Zn alaşımlarından farklı olduğu bulunmuştur.



Şekil 3.4. Kronların R4-S2 rozet gauge için minimum principal stres değerleri

#### R4-S2 bulguları :

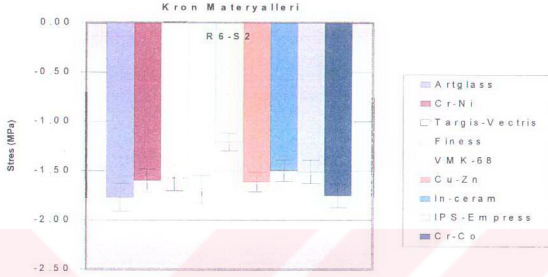
1-) Cr-Co alaşımının, Artglass ve Cr-Ni ile Finess, VMK-68 ve IPS-Empress seramiklerden farklı olduğu bulunmuştur.



Şekil 3.5. Kronların R5-S2 rozet gauge için minimum principal stres değerleri

### R5-S2 bulguları :

Bu bölgede kronlar arasında fark gözlenmemiştir.



Şekil 3.6. Kronların R6-S2 rozet gauge için minimum principal stres değerleri

### R6-S2 bulguları :

- 1-) Artglass'ın Cr-Co'dan farklı olduğu bulunmuştur.
- 2-) VMK-68'in Cr-Co, Cr-Ni ve Cu-Zn alaşımlarından farklı olduğu bulunmuştur.
- 3-) Finess seramiğin VMK-68 seramikten farklı olduğu bulunmuştur.

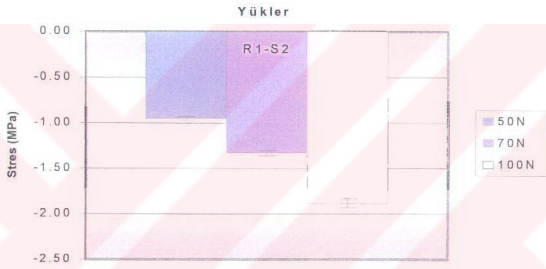
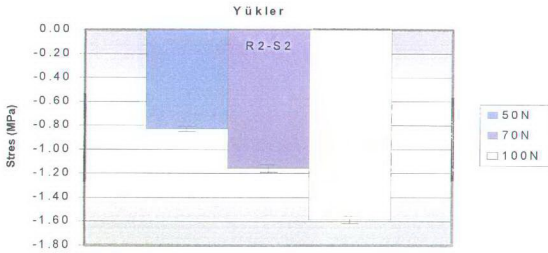
### 3.1.2. Yüklere Göre İstatistik Analiz

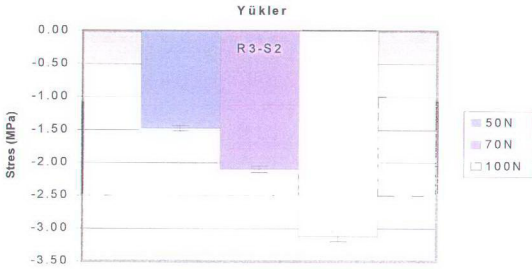
Kronlara göre yapılan faktöriyel varyans analizi ve Duncan çoklu karşılaştırma testi aynı şekilde yüklere bağlı olarak yapılmıştır. 50N, 70N ve 100N'luk yükler uygulandığında Faktöriyel varyans analizinde yüklemelere bağlı istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ( $p < 0,05$ ). Bu farklılığın hangi gruplar arasında olduğunu belirlemek için Duncan çoklu karşılaştırma testi yapılmıştır.

**Tablo 3. 2.** Yüklere bağlı olarak her rozet gauge için minimum principal stresler (S2) (n=63)\*

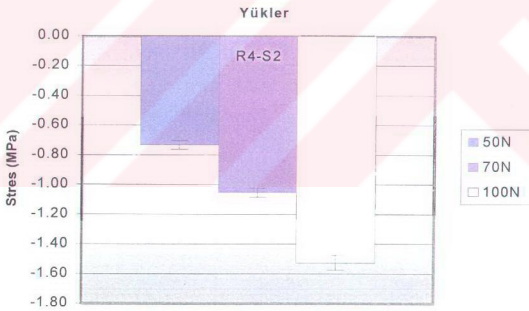
|      | R1-S2     | R2-S2     | R3-S2     | R4-S2     | R5-S2     | R6-S2     |
|------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|
| 50N  | -0,95 (A) | -0,83 (A) | -1,48 (A) | -0,73 (A) | -0,78 (A) | -1,03 (A) |
| 70N  | -1,33 (B) | -1,16 (B) | -2,10 (B) | -1,05 (B) | -1,13 (B) | -1,50 (B) |
| 100N | -1,88 (C) | -1,59 (C) | -3,12 (C) | -1,52 (C) | -1,66 (C) | -2,20 (C) |

\* Aynı sütunda farklı harf içeren iki ortalama arasındaki fark istatistik olarak önemlidir ( $p < 0,05$ ).

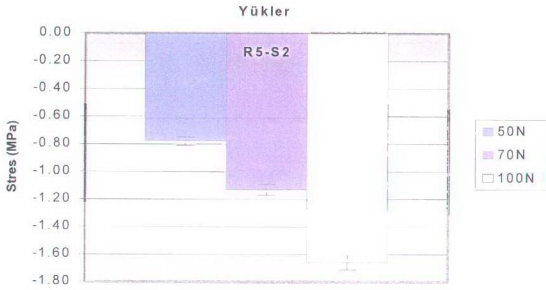
**Şekil 3.7.** Yüklere bağlı olarak R1-S2 rozet gauge için minimum principal stres değerleri**Şekil 3.8.** Yüklere bağlı olarak R2-S2 rozet gauge için minimum principal stres değerleri



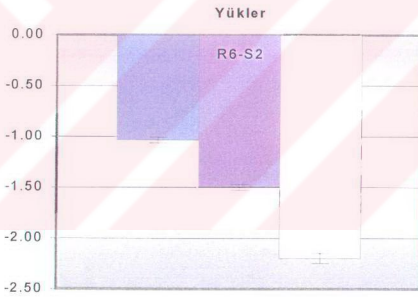
Şekil 3.9. Yüklerin R3-S2 rozet gauge için minimum principal stres değerleri



Şekil 3.10. Yüklerin R4-S2 rozet gauge için minimum principal stres değerleri



Şekil 3.11. Yüklerin R5-S2 rozet gauge için minimum principal stres değerleri



Şekil 3.12. Yüklerin R6-S2 rozet gauge için minimum principal stres değerleri

Farklı materyalden üretilmiş olan kron tiplerine ait örnekler 50N, 70N ve 100N'luk yüklemeler altında yüklerdeki artışla beraber stres dağılımı açısından paralel bir davranış göstermektedir. Aynı materyal artan yükler karşısında stres dağılımında yükle paralel bir artış sergilemektedir.

Bölgelere göre yükleme farklılığına bakıldığında, sıralama her rozet gauge için aynı olduğundan (a, b,c) dolayı istatistiksel olarak bir fark bulunmamıştır.

### 3.2. Sonlu Elemanlar Stres Analiz (SESA) Bulguları

Strain-gauge stres analizi sonuçlarını desteklemek için yapılan sonlu elemanlar stres analizinde, farklı materyaller elastisite modülüs değerleri açısından değerlendirilmiştir. Materyallerin en önemli mekanik özelliklerinden biri olan elastisite modülünün değişimine bağlı olarak kemik yapıda ve dişte meydana gelen stres dağılımları bu çalışmayla değerlendirilmiştir (Tablo 3.3).

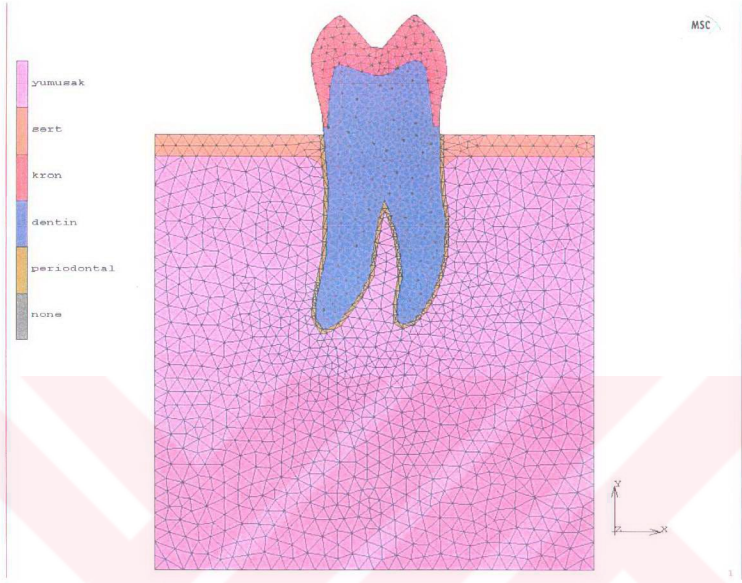
Hazırlanan sonlu elemanlar modeline 100 N'luk kuvvet vertikal yönde 50N+50N olarak uygulandığında, molar diş modelindeki stres dağılımları Şekil 3.14, Şekil 3.15, Şekil 3.16, Şekil 3.17'de gösterilmiştir.

**Tablo 3. 3.** Molar diş modeli

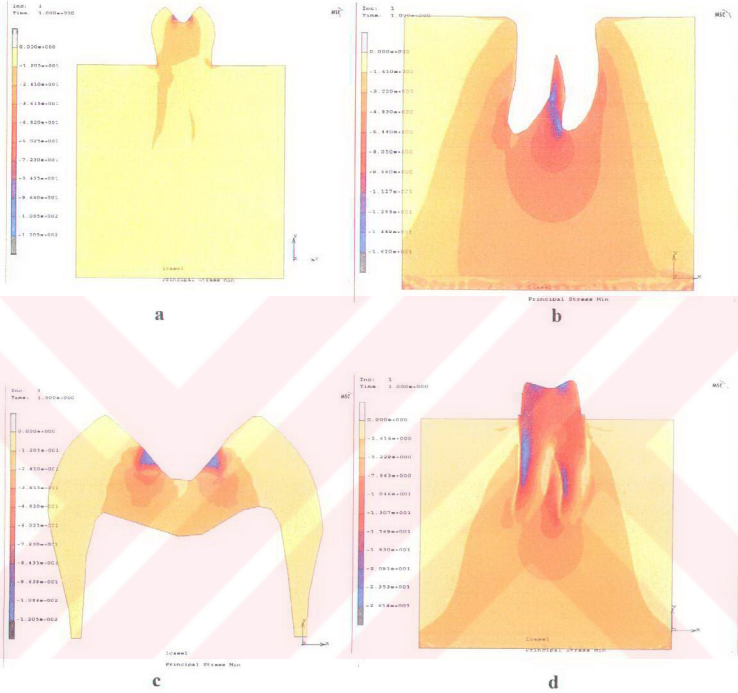
|         |           |       |           |         |
|---------|-----------|-------|-----------|---------|
| 1 Gpa   | Bütün diş | Kemik | Kron yapı | Kronsuz |
| 10 Gpa  | Bütün diş | Kemik | Kron yapı | Kronsuz |
| 100 Gpa | Bütün diş | Kemik | Kron yapı | Kronsuz |
| 200 Gpa | Bütün diş | Kemik | Kron yapı | Kronsuz |

Sonlu elemanlar stres analiz yönteminde uygulanan kuvvetler sonucu oluşan stresler çeşitli renklerle ifade edilmiştir. Oluşan renklerin hangi değerlere karşılık geldiği şeklin sol tarafındaki renk cetvelinde gösterilmektedir.Bu sayısal değerlerde “e+002” şeklindeki ifade  $10^2$ 'yi tanımlamaktadır.

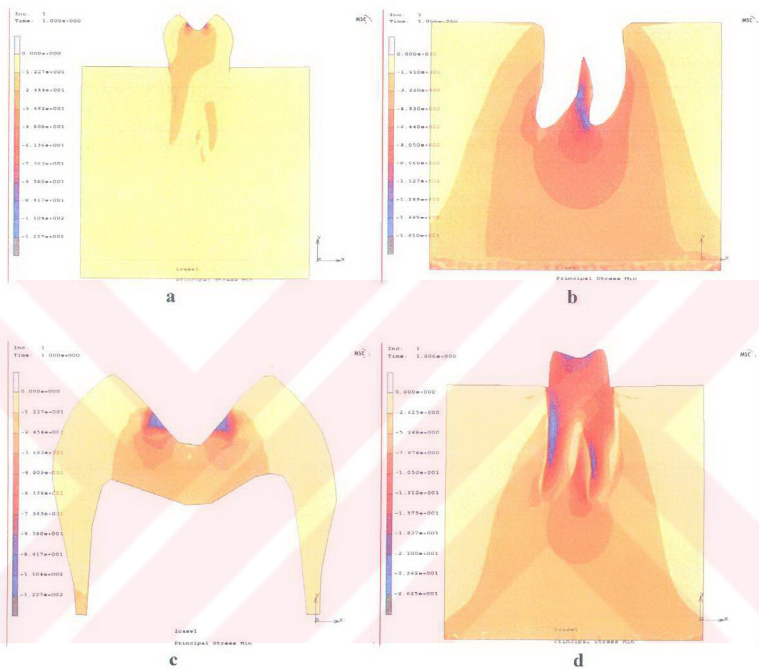
Örnek; “3.45e+002” MPa=  $3.45 \times 10^2 = 345$  MPa’dır.



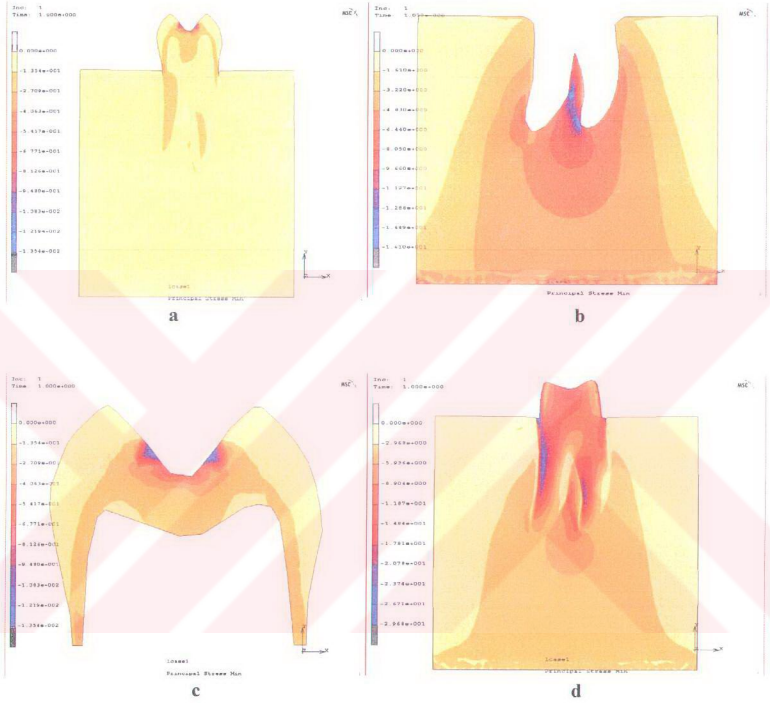
Şekil 3.13. Molar diş için hazırlanan SESA modeli



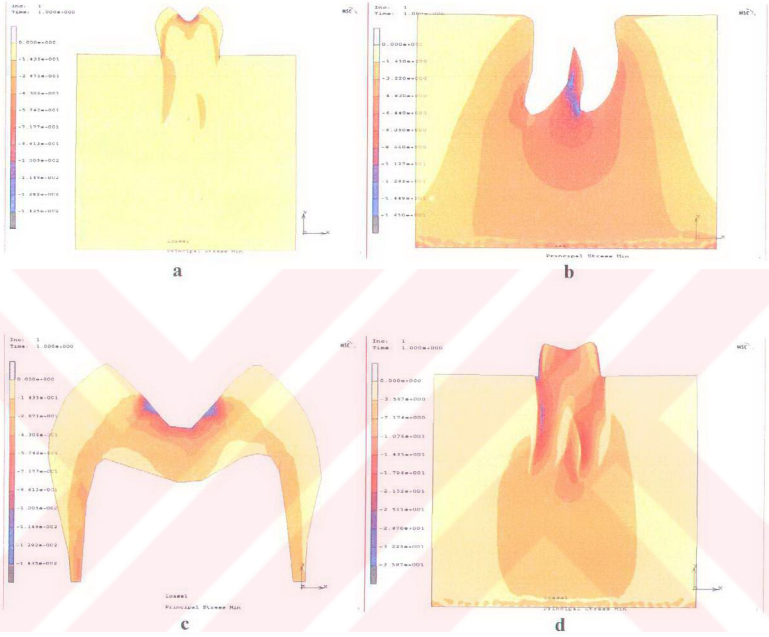
Şekil 3.14. Elastisite modülü 1GPa olan kron materyaline uygulanan kuvvet sonucu bütün diş (a), kemik yapı (b), kron yapı (c) ve kronsuz yapı (d) için oluşan minimum principal stresler.



Şekil 3.15. Elastisite modülü  $10\text{GPa}$  olan kron materyaline uygulanan kuvvet sonucu bütün diş (a), kemik yapı (b), kron yapı (c) ve kronsuz yapı (d) için oluşan minimum principal stresler.



Şekil 3.16. Elastisite modülü 100 GPa olan kron materyaline uygulanan kuvvet sonucu bütün diş (a), kemik yapı (b), kron yapı (c) ve kronsuz yapı (d) için oluşan minimum principal stresler.



**Şekil 3.17.** Elastisite modülü **200 GPa** olan kron materyaline uygulanan kuvvet sonucu bütün diş (a), kemik yapı (b), kron yapı (c) ve kronsuz yapı (d) için oluşan minimum principal stresler.

Kron materyallerinin  $1 \text{ GPa} < E < 200 \text{ GPa}$  aralığındaki elastisite modülüs değerlerinin SESA ile değerlendirildiği çalışmamızda uygulanan kuvvet diş yolu ile iletildiğinde elastisite modülüsündeki büyük değişikliklerde, kemik yapıda streslerin dağılımında artma ya da azalmalar gözlenmemiştir.

Bu analiz sonucunda belirgin farklılıkların kron yapıda meydana geldiği görülmüştür. Materyallerdeki elastisite modülüs değerlerindeki azalmayla birlikte kron yapıda önemli deformasyonlar görülmüştür. Deformasyon miktarı, elastisite modülüs değerindeki azalmaya bağlı olarak belirgin bir artış göstermiştir.



#### 4. TARTIŞMA

Sabit bölümlü protezler dişlerde meydana gelen aşırı madde kaybı ya da diş eksikliklerinin sonucu olarak, kaybolan fonksiyon, estetik, fonasyon ve doku devamlılığını sağlayan restorasyonlardır.

Ağız içinde meydana gelen kuvvetler kemiğe direk olarak protezler yoluyla iletilirler (Hobo ve ark., 1991). Bu nedenle sabit protezlere uygulanacak kuvvetler sonucu meydana gelecek deformasyon, protezin tasarımına ve materyaline bağlıdır (Yamashita ve ark., 1997). Destek dişlerin korunmasını en iyi şekilde sağlayan ideal bir sabit bölümlü protez, yükler altında alveoler kemiğe uygun bir stres dağılımını sağlamalıdır (Zhao ve Huang, 1989).

Restore edilen bir diş fonksiyonel ve parafonksiyonel çiğneme kuvvetleriyle karşılaştığında, oral dokularda kompleks cevaplar ortaya koyar (Caputa ve Standlee, 1987, Bölüm 2). Diş hekimliğinde önemle istenen, protetik restorasyonların bu fizyolojik sınırlar içindeki kuvvetlere karşı koyabilmesidir. Böylece oral rehabilitasyonlarla patolojik durumlara dönüşüm engellenerek, uygun kuvvet dağılımları sağlanabilir. Bu nedenle, insan dişlerinin mekanik özelliklerine benzer restorasyonlar geliştirmek için, restoratif materyalin dayanıklılığının bilinmesi, farklı endikasyonlarda uygun materyalin seçimi, restorasyonun başarısı için son derece önemlidir (Xu ve ark., 1998).

Çalışmamızda, sabit protetik restorasyonlarda kullanılan farklı restoratif materyallerin kuvvetler altında çene kemiğine ilettiği stresler, strain-gauge stres analiz yöntemi ile incelenmiştir. Amacımız, restoratif materyal seçiminin kuvvet iletimi açısından değişik vakalardaki klinik öneminin ortaya konulmasıdır.

Literatürde, dental implantlarla ilgili araştırmalar genellikle deneysel olarak oklüzal yük transferi konusunu daha fazla incelemesine karşın, restoratif materyallerin kuvvet iletimi ya da kuvvet absorpsiyonu konusunda in-vitro insan ve hayvan modelleri ile yapılan çalışmaların yetersizliği (Cibirka ve ark., 1992) ve sabit protezlerde materyallerle ilgili

kemiğe kuvvet iletimi konusunda verilerin eksikliği vurgulanmıştır (Stegaroiu ve ark., 1998).

Bu noktadan yola çıkarak, sabit üst yapılarda farklı restoratif materyallerin çene kemiğine ilettiği streslerin dağılım şeklini incelediğimiz bu çalışmada strain-gauge stres analiz yöntemi ile kortikal kemik strainlerinin in-vitro olarak ölçülebilmesi, doğal koşulları taklit etmesi ve amacımıza uygun olması nedeni ile deney materyali olarak insan çene kemiği kullanılmıştır.

Çiğneme sırasında etkili olan lateral ve vertikal kuvvetlerle oklüzal yüzeyler arasında ortaya çıkan oklüzal ilişki, diş ve periodontal dokular aracılığıyla streslerin kemik yapıya iletilmesine neden olur (Sakaguchi ve ark., 1991).

Kemik yapı stresleri taşıması açısından önemlidir. Kortikal kemiğin elastisite modülü spongiyöz kemikten daha fazla olduğu için, daha güçlüdür ve deformasyona daha fazla direnç gösterir. Bu nedenle klinik koşullarda kortikal kemik, spongiyözden daha fazla yük taşıyacaktır (Weinberg ve Kruger, 1995; Holmes ve Loftus, 1997; Ichikawa ve ark., 1997).

Kemiğin yanı sıra periodontal ligament lifleri de şok absorpsiyonunda rol oynar ve oklüzal stres dağılımında etkili olur (Hobo ve ark., 1991). Doğal dişlere gelen yükler periodontal ligament aracılığıyla kök yüzeyleri boyunca alveol kemiğine yayılmaktadır (Weinberg ve Kruger, 1994).

Osseointegre implantın biyomekaniğinde, kemiğe iletilen yükler üzerinde etkili olan implant geometrisi, materyal veya tasarım ile implanta uygulanan kuvvetlerin ve momentlerin modifiye edildiği ileri sürülmektedir (Cibirka ve ark., 1992).

Çiğneme kuvvetlerine etkisi olan bir diğer faktör de besinlerin kıvamıdır. Weinberg ve Kruger'e göre (1995) alınan besinler sertleştikçe, oluşacak horizontal oklüzal kuvvetler de artar. Horizontal kuvvetlerin azaltılması, tüberkül eğimleri düşürülerek ve oklüzal anatominin değiştirilmesi ile sağlanabilir. Aynı zamanda karşıt oklüzal kontakların lokalizasyonunun değişmesi de olumlu yönde etkili olmaktadır (Weinberg, 1993;

Weinberg ve Kruger, 1995). En uygun stres dağılımı tripot kontak tipinde sağlanmaktadır (Eskitaşcıoğlu, 1991).

Sonuç olarak; oluşan oklüzal kuvvetlerin dağılımı restoratif sistemin rijiditesi, esneme yeteneği, yüzey morfolojisi, kontak tipi ve kontak alanı ile ilgili olmaktadır (Weinberg ve Kruger, 1994; Weinberg ve Kruger, 1995).

Yukarıda bahsedilen faktörlerden biri olan restoratif materyal özelliğinin, kemik yüzeyinde stres dağılımına etkisinin incelendiği çalışmamızda strain-gauge stres analiz yöntemi kullanıldı.

Deneysel stres analiz yaklaşımlardan biri olan strain-gauge yöntemi, kemik yapıda meydana gelen streslerin doğrudan ölçümünü sağlayan bir metoddur (Caputo ve Standlee, 1987, Bölüm 1). Diğer stres analiz yöntemlerinin kısıtlamalarını belli oranda ortadan kaldırmak için geliştirilmiştir. Bu nedenle, insan çene kemiğindeki stres dağılım davranışını in-vitro olarak doğrudan ölçmeyi planladığımız çalışmamız için strain-gauge stres analizinin uygun bir yöntem olduğu düşünülmüştür.

Değişik tipleri olmasına karşın amacımıza uygun elektriksel rezistans strain-gauge'ler diş hekimliğinde özellikle protetik uygulamaların çoğunda klinik davranışları tanımlamada kullanım alanı bulmaktadır (Fernandes ve ark., 1994).

Deneysel çalışmamız için en uygun gauge seçimini yaparken, gerilme ve şekil değiştirme alanının karmaşıklığı, deney modelinin geometrisi ve yükleme sisteminin özelliği gözönüne alınmıştır. Gerilme halindeki düzlemde bir noktada gerilme analizi yapabilmek için o noktada en az üç doğrultuda birim uzamanın ( $\epsilon$ ) ölçülmesi gerekmektedir. Bu amaçla üretilen ve bir noktadaki değişik doğrultularda birim uzamaları ölçebilmek için aynı elemanda birden çok strain-gauge'i bünyesinde toplayan gauge tipi, "rozet gauge" lerdir (Stafford ve Glantz, 1991). Bu nedenle, çalışmamız için tercih ettiğimiz rozet gauge tipi minyatür 45° dikdörtgen rozet gauge olmuştur.

Strain-gauge stres analizi için deney modeline toplam 6 adet rozet gauge yapıştırılmasına karar verildi. Bu 6 adet rozet gauge'in mandibular kemiğin bukkal ve lingual yüzeylerine 3'er adet yerleştirilmesi planlandı. Rozet gauge'ler sağ 1. molar dişin

mesial ve distal kök uçları ile bifurkasyon bölgesindeki strain ölçümlerini elde etmek amacıyla kullanıldı. Bu yerleşimdeki amaç, olası stres yoğunlaşmalarının gerçekleşebileceği ve tüm kök yüzeyinin değerlendirilebileceği noktalar olmasından kaynaklandı. Rozet tip gauge kullanımı ile her noktadan üç yönlü strain değerlerini saptamak mümkün oldu. Her iki kök ucu ve bifurkasyon bölgeleri, radyografik görüntülerle belirlendi ve böylece daha isabetli bir yerleşim sağlandı. Yapıştırılan bu gauge'lerin ortam şartlarından etkilenmemesi amacıyla, M-Coat A (Measurements Group, Inc., Raleigh, USA) denilen polietilen bir örtücü ile izole edildi (Assif ve ark., 1990).

Çalışmamızda farklı kron örnekleri için 50N, 70N ve 100N'luk kuvvetler kullanılarak kademeli statik yüklemeler altında, bu kuvvetlerin kemik yapıda meydana getirdikleri deformasyonda materyallere bağlı bir farklılık olup olmadığı araştırılmıştır.

Posterior sabit bölümlü protezler üzerine yapılan bir strain-gauge çalışmasında in-vivo ve in-vitro strainler 200N'luk oklüzal yük altında değerlendirilmiştir (Yamashita ve ark., 1997).

Reeh ve Ross'un (1994) kompozit veneerlerin diş katılığı üzerine yaptıkları strain-gauge ve SESA çalışmasında, anterior dişlerde fizyolojik yükleme gözönünde bulundurularak, 50N'luk yüklemeler yapılmıştır.

Seong ve arkadaşlarının (2000) implantlarda yaptığı bir çalışmada 35N ve 70N'luk statik yükleme yapılmıştır.

Gracis ve arkadaşları (1991) implantlarda kullanılan 5 farklı materyalin şok absorpsiyonu ile ilgili olarak 100N'luk oklüzal yük kullanmışlardır.

Saumeire ve Dejou (1999) yine implantlarda farklı materyaller için çarpma kuvvetlerini 100N'luk oklüzal yük altında incelemişlerdir.

Bu konu ile ilgili literatürler doğrultusunda çalışmamızda, ağızda oluşabilecek maksimum ve minimum değerleri yansıtacağı düşüncesi ile 50N, 70N ve 100N yükleme değerleri kullanılmıştır.

Gerilim ölçer cihazına bağlanan strain-gauge'ler kalibre edildikten sonra her yükleme için matematiksel strain değerleri elde edildi. Dokuz farklı materyalin her biri için hazırlanan yedişer örnekle toplam 63 krona 3 farklı kademede statik yük uygulaması ile 6 rozet gauge'den (18 strain-gauge) okunan sonuç veriler toplam 3402 strain değeri olarak saptandı ve bu sonuçlar istatistiksel olarak değerlendirildi.

Strain-gauge stres analiz sonuçlarını farklı bir stres analiz yöntemi ile desteklemek için 2 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi (SESA) yapıldı. Hazırladığımız molar diş modeline farklı restoratif materyal özelliklerini yansıtacak olan farklı elastisite modülüs değerleri verildi.  $1 \text{ GPa} < E < 200 \text{ GPa}$  aralığındaki elastisite modülüs değerleri için kron ve kemik yapıdaki stres dağılımları incelendi (Şekil 3.14, 3.15, 3.16, 3.17).

SESA'nın avantajlarından biri, yapılar ve materyal özelliklerini kontrollü bir şekilde değiştirebilmesidir. Teorik modeller, deneysel tekniklerin kullanımıyla dikkatlice doğrulanmalıdır. 2 boyutlu SESA modeli morfolojinin doğru bir şekilde gösterilmesi, sınır ve yükleme durumlarının dikkatlice tanımlanması ile bu deneysel çalışmayı desteklemektedir (Sakaguchi ve ark., 1991; Reeh ve Ross, 1994). Birden fazla stres analiz yönteminin aynı çalışmaya yönelik kullanılması, bu yöntemlerin avantaj ve dezavantajlar açısından elde edilen bulguların yorumlanmasında tercih edilen bir yoldur. Literatürde Sakaguchi ve ark. (1991), Reeh ve Ross (1994), Brosh ve ark. (1998), Magne ve ark. (1999) gibi araştırmacıların yapmış oldukları çalışmalarda kullanılan ve "hibrit matematiksel-deneysel çalışma" olarak isimlendirilen bu yaklaşım doğrultusunda, çalışmamızın deneysel bölümü matematiksel yöntemle birarada kullanılmıştır.

Deneysel stres analiz sonuçlarının değerlendirmesi yapılırken, maksimum stres değerleri dikkate alınmamıştır. Maksimum (S1) ve minimum (S2) stres değerlerine pratik açıdan bakıldığında, değerlendirmede S2 değerleri gözönünde bulundurulmuştur. Bunun

nedeni, okunan S1 stres değerlerinin gerilme (+) ve baskı (-) stresleri açısından istatistiksel olarak ihmal edilebilir değerler göstermesidir. Deneysel çalışmamız da minimum stres (S2) değerlerinin baskı stresleri olarak daha net sonuçlar ortaya koyması ile bu streslerin kortikal kemikteki dağılımı değerlendirilmiştir.

Strain-gauge stres analiz bulguları, strain-gauge'lerin noktasal ölçümler yapması nedeni ile, farklı 6 bölgeye uygulanan her rozet gauge kendi içinde değerlendirilmiştir. Bölgelere göre yapılan bu değerlendirmede materyaller bukkal, lingual, mesial apikal, distal apikal ve bifurkasyon bölgeleri açısından ele alınmıştır. Farklı kron örneklerinin incelendiği molar dişin;

1. Bukkal yüzdeki mesial kökün apikal bölgesindeki stres dağılımları değerlendirildiğinde, istatistiksel olarak materyaller arasındaki farklılık VMK-68 için düşük, Artglass için yüksek stres değerlerini göstermiştir.
2. Lingual yüzdeki mesial kökün apikalinde istatistik olarak anlamlı bir farklılık görülmemiştir. Ancak materyaller için bu bölgedeki stres değerleri incelendiğinde, VMK-68 ve Finesse kronlar düşük stres değerleri gösterirken, Cr-Ni, Cr-Co, Cu-Zn, In-ceram ve IPS-Empress kronlar için yüksek stres değerleri gözlenmiştir.
3. Bukkal yüzdeki distal kökün apikal bölgesinde Artglass ve VMK-68 diğer kronlardan farklı olup, en düşük stres değerlerini gösterirken, metal alaşımları, IPS-Empress ve In-ceram kronlar ise yüksek stres değerleri göstermiştir.
4. Lingual yüzdeki distal kökün apikal bölgesinde ise, VMK-68 diğer kronlarla kıyaslandığında en düşük, Cr-Co ise en yüksek stres değerlerini göstermiştir.
5. Bifurkasyon bölgesi değerlendirildiğinde, bukkal ve lingual her iki bölge içinde, VMK-68 ve Targis-Vectris kronlar en düşük stres değerlerini gösterirken, Artglass kronun yüksek stresler oluşturduğu görülmüştür.

Apikal ve furka bölgeleri genel anlamda stres dağılımı açısından kıyaslanacak olursa, tüm materyaller için bifurkasyon bölgesinde daha yüksek stres değerleri gözlenmiştir. Furka bölgesinin anatomik yapısı nedeniyle oluşan stres konsantrasyonları bu durumu açıklamaktadır. Bu durum aynı zamanda doğal diştan alveol kemiğe stres transferinde,

kuvvetin uygulama noktasından uzaklaştıkça streslerin azaldığının da bir göstergesi olmuştur.

Molar dişin furka bölgesinde kendini gösteren bu stres konsantrasyonunun, tek köklü bir dişte apekse yönleneceği düşünülebilir. Bu durum, genelde posterior dişlerde furka problemlerinin sıkça yaşanmasını doğrulamaktadır.

Çalışmamızın bulgularına göre, farklı materyalden üretilmiş olan kron tiplerine ait örnekler 50N, 70N ve 100N'luk yüklemeler altında yüklerdeki artışla beraber stres dağılımı açısından paralel bir davranış göstermiştir. Strain-gauge'ler tarafından çalışmamızda kaydedilen bu lineer cevap, Morton ve ark.'nın yaptıkları çalışmada da gösterildiği gibi (1998), değerlendirilen yük aralığında kortikal kemiğin elastik özellikte davrandığını ve kalıcı bir deformasyon olmadığını ortaya koymuştur. Kemik için 2000-3500 mikrostrain (Morton ve ark., 1998) değer aralığı olan mekanik peak strainler gözöüne alındığında, çalışmamızda söz konusu olan strain değerleri fizyolojik sınırlar içinde bulunmuştur. Elde edilen bu sonuç doğrultusunda, anterior ve posteriordaki çiğneme kuvvetlerinin farklılığı düşünüldüğünde, materyallerin ağız içinde farklı bölgelerde kullanımında, stres iletimi açısından herhangi bir farklılık yaratmayacağı düşünülebilir.

Noktasal stres ölçümleri yapabilen rozet gauge'ler uygulandıkları bölgede farklı kron materyalleri için, farklı stres değerleri ortaya koymuştur. Bu stres değerleri bölgelere göre istatistiksel olarak değerlendirildiğinde, ortaya çıkan en yüksek ve en düşük stres değerlerinin oldukça dar bir aralıkta değişkenlik gösterdiği ve bu aralıkta farklı iniş ve çıkışlar sergilediği gözlenmiştir.

Materyaller için bölgelere göre stres dağılımının bu değer aralığında meydana gelen iniş ve çıkışlarının olası sebepleri şunlar olabilir;

1. Kemik yapının özelliği; kemik bireysel olarak değişen ve homojen olmayan, anizotropik özellik gösteren bir yapıdır. Dolayısıyla stres dağılımında farklılıklar gözlenebilir. Kemiğin kortikal ve spongiyoz yapısı streslere karşı koyabilmesi

açısından önemlidir (Weinberg ve Kruger, 1995; Holmes ve Loftus, 1997; Ichikawa ve ark., 1997).

2. Dişlerin alveol kemik içindeki konum ve açı farklılıkları
3. Periodontal dokuların durumu; alveoler kemik kaybı streslerin artmasına neden olur (Laurell ve Lundgren, 1985; Laurell ve Lundgren, 1986; Aydın ve Tekkaya, 1992).
4. Periodontal ligamentin yapısı ve özelliği (Hobo ve ark., 1991).
5. Dişin kök yapısının şekli; kökün şeklindeki anatomik farklılıklar stres dağılımını etkileyebilir.
6. Gauge'lerin bukkal ve lingual bölgede çakışan noktalara yapıştırılmasının imkansız oluşu
7. Gauge'in yapıştığı yüzey ile diş arasındaki kemik kalınlığının farklı oluşu
8. Kronların materyal ve yapım tekniklerine bağlı olarak oklüzal yüzeylerindeki küçük yüzey farklılıkları
9. Deney düzeneğine bağlı olarak, strain-gauge'lerin çok hassas ölçümler yaptığı gözönüne alındığında, yükleme açısındaki minimum farklılıkların sonuçları etkileyebileceği düşünülebilir.

Başarılı bir protetik uygulamada homojen stres dağılımı için, protez tasarımı ve materyal önemlidir. Çalışmamızda elde edilen stres dağılım sonuçları değerlendirildiğinde, materyal farklılığının kemiğe stres transferinde klinik olarak öncelikli bir önem taşımadığı düşünülmektedir. Deney verilerinin her bir materyal için birbirine yakın değerler göstermesi ve bu değerlerin nispeten dar bir aralıkta toplanması, kademeli yükleme ile lineer artış sergilemesi, gauge'lerin doğru çalıştığını göstermektedir. İstatistiksel analizde sonuçlar materyaller için bir takım farklılıklar göstermesine rağmen, mühendislik bilimi açısından pratikte bu farklılıkların çok önemli olmadığı ve materyallerin birbirinden çok farklı stres dağılımı oluşturmadığı düşünülebilir. Bu sonuçtan hareketle, kullanılan materyallerin klinik sonuçlarının da birbirinden farklı olmayacağı yorumu yapılabilir.

Değişik materyallerin kemik yapıya iletilen streslerde bir farklılık oluşturup oluşturmadığı konusu literatürde çoğunlukla implantlar açısından ele alınmış ve incelenmiştir.

Benzer bir çalışmada, Cibirka ve arkadaşları (1992) implantların oklüzal 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.

Stegarioiu 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.

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.

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 seramiklerle 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.

Morton ve arkadaşları (1998) farklı dinamik yükler altında titanyum implant içerisinde uyumlu rezilient plastik komponentin kortikal kemik strainleri üzerine etkisini strain-gauge'lerle değerlendirdikleri çalışmalarında, kemik yapının elastik özellikte davrandığını göstermişlerdir. Bu rezilient plastik (polioksimetilen) destek komponentler

titanyum ile karşılaştırıldığında, kemikte oluşan strain değerlerinin değişmediği sonucuna dayanarak, kullanılan oklüzal materyalin metal, porselen veya akrilik rezin olmasının kortikal kemik strainlerinde belirgin bir etki sergilemediğini belirtmişlerdir.

Materyal farklılıklarının kemikteki stres dağılımına etkisini farklı yöntemlerle implantlarda inceleyen bu araştırmalar, çalışmamızın bulgularını destekleyecek sonuçlar ortaya koymuştur. Özellikle implantlarda implant-kemik ilişkisinde materyale bağlı olarak kortikal kemik strainleri farklı sonuçlar ortaya koymamıştır. Bu durum literatürde benzeri bulunmayan ve doğal dişler üzerinde yaptığımız bu in-vitro çalışmamızın bulgularını desteklemektedir.

Yine implantlarda biyomekanikler üzerine yapılan çalışmalara bakıldığında, stres dağılımını etkileyen diğer parametrelerin incelendiği gözlenmiştir. Bu konu ile ilgili olarak, Brosh ve arkadaşları (1998) açılı implantlar ile açılı olmayan düz implantları strain-gauge ve fotoelastik yöntemleri kullanarak yaptıkları karşılaştırmalı bir çalışmada strain-gauge yöntemi ile implant-kemik arayüzündeki stresleri analiz etmenin daha gerçekçi olduğunu belirtmişlerdir. Ayrıca bu çalışma açılı implantlarda koronal bölgede daha fazla stres yoğunlaştığını göstermiştir. Aynı zamanda, bu iki deneysel yöntemin farklı bilgiler sağlayan tamamlayıcı metodlar olduğu bildirilmiştir.

Üç farklı tek-molar implant tasarımı üzerine strain-gauge yöntemi kullanılarak yapılan diğer bir deneysel çalışmada ise, değişik yükleme durumları altında implant strainleri değerlendirilmiştir. Sonuçta, tek-molar implant tasarımlarında implantın sayısı ya da çapı arttığında deneysel olarak implant destek strainlerinin etkili bir şekilde azaldığı görülmüştür. İmplantlarda oklüzal kontakların implantın uzun aksına yakın olması gerektiği, bunun için de dar oklüzal yüzey tasarımı önerilmiştir (Seong ve ark., 2000).

Assif ve arkadaşları (1996) implant protezlerde yük transferi ve stres dağılımını strain-gauge yöntemi ile inceledikleri çalışmalarında, farklı yük uygulama noktaları için metal üstyapı ile implantı destekleyen yapılar arasında stres dağılımında doğru orantı olduğunu ve distal implanta yakın bölgelerde streslerin daha fazla oluştuğunu göstermişlerdir.

Kaukinen ve arkadaşları (1996) strain-gauge'lerle yaptıkları çalışmalarında, implant destekli protezlerde oklüzal yüzey tasarımının destek kemiğe kuvvet iletiminde nasıl bir etkisi olduğunu araştırmışlar ve  $0^{\circ}$  ile  $33^{\circ}$ 'lik tüberkül eğimi olan oklüzal tasarımları incelemişlerdir. Sonuç olarak, oklüzal tasarımın kuvvet iletiminde önemli bir rol oynadığını belirtmişlerdir. İmplant destekli protezlerde ideal oklüzal tasarımın azaltılmış tüberkül eğimleri, sık oklüzal anatomi, geniş oluk ve fossalarla sağlandığını vurgulamışlardır. Protezlere ve implantı destekleyen kemiğe kuvvet iletiminin bu şekilde azaltılabileceği belirtilmiştir.

Baran ve arkadaşları (1995) implantüstü kron tasarımlarında tüberkül eğiminin stres dağılımına etkisini inceledikleri bir çalışmada, SESA yöntemini kullanmışlar ve bu çalışmanın sonucunda  $30^{\circ}$  tüberkül eğimli kron tasarımları stres dağılımı açısından  $15^{\circ}$  ve  $45^{\circ}$ 'lik tüberkül eğimli tasarımlara göre daha avantajlı olduğu bulunmuştur.

Cao ve arkadaşları (2000) kronlardaki stres dağılımına siman kalınlığı ve kor yapı elastik modülüsünün etkisini SESA ile incelemişlerdir. Siman kalınlığının artması krona streslerin artmasına neden olurken, siman katılığının (elastik modülüs) artması durumunda maksimum gerilme streslerinin azaldığı gözlenmiştir. Bu durumda kron-siman-kor yapı sisteminde, kronlardaki streslerin azalması, kırılabilir tam seramik sistemlerin klinik başarısında önemli bir faktör olarak gösterilmiştir.

Glantz ve arkadaşları (1984 a-b) sabit mandibular protezlerdeki fonksiyonel strainleri in-vitro ve in-vivo saptamaya çalıştıkları çalışmalarında, destek yapıların tasarımı ve mekanik özelliklerin sabit protezlerde fonksiyonel deformasyon üzerine büyük etkisi olduğunu göstermişlerdir.

Sabit parsiyel protezlerde in-vivo ve in-vitro strainlerin karşılaştırıldığı bir başka çalışmada, kronlar için in-vitro ve in-vivo ölçümler arasında principal strain dağılımı benzer olup, ihmal edilebilir değerleri gösterirken, köprü protezler için in-vivo sonuçlar anlamlı bulunmuştur (Yamashita ve ark., 1997).

İmplantlarda ve sabit protezlerde stres dağılımı üzerine yapılan bu çalışmalar, materyal dışında protez tasarımının önemini ortaya koymaktadır.

İnan (1997) implant destekli köprü uygulamalarında oklüzal yüzeylerde kullanılan restoratif materyallerin kuvvet dağılımına etkisini fotoelestik stres analizi ile incelemiştir. Bu çalışmada Ceramco II porselenin implantın apeks bölgesinde en fazla stres oluşumuna sebep olan materyal olduğunu tespit etmiştir. Verebond metal alaşımının en az stres oluşturduğunu, Artglass 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.

Çiftçi ve Canay (2000) 3 boyutlu SESA yöntemi ile implant protezlerde kullanılan farklı materyallerin implant çavresindeki dokularda stres dağılımı üzerine etkisini araştırmışlardır. Bu çalışmanın sonucunda, akrilik ve cam modifiye rezinin, metal ve porselen ile kıyaslandığında % 25 ve % 15 stres azalmasına neden olduğu gösterilmiştir.

El Charkawi ve arkadaşları (1994) implant-doğal diş destekli protezlerde rijit ve rezilient implant kullanımının stres dağılımındaki etkisini, strain-gauge yöntemi ile inceledikleri çalışmalarında, doğal diş ile bağlantılı rezilient implant sistemin rijit sistemden daha az stres sonuçları ortaya koyduğunu göstermişlerdir.

Gracis ve arkadaşları (1991) implantlarda kullanılan 5 farklı restoratif materyalin şok absorbsiyonunu inceledikleri çalışmalarında, rezinin porselen veya metal alaşımlara göre çarpma kuvvetlerini yaklaşık % 50 oranında azalttığını göstermişlerdir. Ancak implant restorasyonların oklüzal yüzeylerinde kullanılacak materyallerin fiziksel özelliklerle ilgili durumlarının porselen ve altın seçimi için öncelikli olduğunu belirtmişlerdir. Kompozit ve akrilik rezinler mine, altın ve porselenden daha fazla aşınmaktadır. Bu da vertikal boyut kaybına, sentrik oklüzal kontak kaybına, karşıt dişlerin uzamasına ve oklüzal interferenslerin gelişimine yol açmaktadır.

Farklı sonuçların ortaya konduğu bu çalışmalardan Gracis ve ark. (1991), implantüstü tasarımlarda kullanılan kompozit rezin gibi materyallerin streslerde azalmaya neden

olduğunu belirtirken, Saumeire ve Dejou (1999) ise azaltmadığını göstermiştir. Materyallerin şok absorbsiyonunun 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, bu materyallerin vertikal boyut kaybı, sentrik oklüzal kontak kaybı, karşıt diş uzaması ve oklüzal interferenslere yol açtığını belirtmişlerdir.

Kamposiora ve arkadaşları (1996) 2 boyutlu SESA ile yaptıkları bir çalışmada, 3 üye 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.

Yukarıda ve çalışmamızda belirttiğimiz deneysel sınırlamalar nedeni ile, yük transferinde ve stres dağılımında sadece materyal faktörüne bağlı olarak tercih yapılmasının doğru bir yaklaşım olmayacağı sonucuna varılmıştır. Strain-gauge sonuçlarını desteklemek için yapılan matematiksel çalışmamız ise bu yaklaşımımızı doğrulayıcı sonuçlar ortaya koymuştur.

Kron materyallerinin  $1 \text{ GPa} < E < 200 \text{ GPa}$  aralığındaki elastisite modülü değerlerinin SESA ile değerlendirildiği bu çalışmamızda, uygulanan kuvvet diş yoluyla iletildiğinde elastisite modülüsündeki büyük değişikliklerde, kemik yapıda streslerin dağılımında farklılıklar gözlenmemiştir.

Bu analiz sonucunda belirgin farklılıkların kron yapıda meydana geldiği görülmüştür. Kron materyali olarak kullanılan elastisite modülüsü düşük materyallerde yüklemenin yapıldığı bölgede elastisite modülüsü yüksek materyale göre, daha fazla stres konsantrasyonu olduğu, bunun da materyalde daha fazla deformasyon oluşturduğu düşünülmektedir. Elastisite modülüsü arttıkça, streslerin sadece yüklemenin uygulandığı bölgede sınırlı kalmadığı ve dişin bütününe yayıldığı gözlenmiştir. Bu durum, kron-köprü materyali olarak kullanılacak malzemenin deformasyona uğramaması için rijit üst yapının ne kadar önemli olduğunu, ancak rijit üst yapıların ağız içi kuvvetlere karşı

koyabileceğini, dolayısıyla uzun dönem başarılı protetik yapıların sağlanabileceğini göstermiştir.

Sabit dental uygulamaların tasarımında temel faktör, restorasyona gelen kuvvetleri destekleyen dokular üzerine dağıtmak için gerekli rijiditenin sağlanmasıdır (Glantz ve ark., 1982; Glantz ve ark., 1984 a; Randow ve Dérand, 1993 a). Protez tasarımlarında momentlerin etkisinin azaltılması ve protetik komponentlerin mekanik özelliklerinin değiştirilmesi ile kemik strainleri azalmaktadır (Morton ve ark., 1998). Sonuçta, stres dağılımı protetik üst yapı şeklinden, mandibuler yükleme durumlarından ve daha az da protetik materyal özelliklerinden etkilenmektedir (Korioth ve Johann, 1999).

Materyal faktörü dışında, yük transferi ve stres dağılımını etkileyen diğer olası faktörler, diş preparasyonu, marjinal konfigürasyon, oklüzyon, kontak ilişkisi, simantasyon, kemik ve periodontal doku, dişin anatomik yapısı, çiğneme kasları ve kuvvetinin kişisel farklılıklar göstermesi ve kişinin fonksiyonel ve parafonksiyonel (bruksizm gibi) alışkanlıklarıdır.

Kron protezlerinden farklı olarak köprü protezlerinde stres dağılımı karmaşıktır ve destek mobilitesi ve çene deformasyonu, kret boşluğunun uzunluğu, marjin tasarımı ve metal kesit kalınlığı gibi pek çok faktörden etkilenmektedir (Yamashita ve ark., 1997). Materyal özellikleri dışındaki parametrelerin, özellikle köprü protezlerinde kron protezlere göre mekanik kuralların daha etkin olması nedeni ile yük transferi ve stres dağılımında öncelikli öneme sahip olacağı yadsınamaz. Bu nedenle, çalışmamızın sonuçları ve literatürdeki görüşler doğrultusunda, ileriye dönük çalışmaların köprü tasarımları konusunda ele alınması gerektiği inancındayız.

Protetik yapılar üzerine gelen çiğneme kuvvetlerindeki düzensiz dağılım, protezin farklı bölümlerinde stres-strain konsantrasyonları sağlayacaktır (Randow ve Dérand, 1993 b). Doğal dişlerde maksimum kapanış (oklüzyon), potansiyel çarpma kuvvetlerini azaltır ve maksimum kapanış pozisyonunda dişler etkili bir şekilde fonksiyon görürler. Prematür oklüzal interferensler gibi potansiyel çarpma kuvvetleri protezlerin yapımı esnasında elimine edilmelidir (Hobo ve ark., 1991). Azaltılmış tüberkül eğimleri, sık oklüzal anatomi, geniş oluk ve fossalarla sağlanan ideal oklüzal tasarım ile protezlere ve kemiğe

iletileen kuvvetler azaltılır (Kaukinen ve ark., 1996). Kompozit rezinlerin mine, altın ve porselenden daha fazla aşınmaya uğraması ve seramiklere kıyasla estetik, mekanik ve fiziksel özelliklerinin yeterince iyi olmaması nedeni ile, bu tip materyaller vertikal boyut kaybı, sentrik oklüzal kontak kaybı, karşıt diş uzaması ve oklüzal interferenslere yol açmaktadır (Gracis ve ark., 1991; Saumeire ve Dejou, 1999). Diş sıkma ve gıcırdatma gibi parafonksiyonel alışkanlığı olan hastalarda porselen kullanımı, protetik yapı rijitleşeceğinden dolayı, rezinden daha uygun olabilir. Özellikle implant protezlerde streslerin vidalara daha az iletilmesine neden olur (Davis ve ark., 1988)

Aynı zamanda siman yapıda meydana gelen stresler büyük oranda restorasyonun deformasyonuna bağlıdır. Restorasyonun toplam rijiditesi en önemli faktördür. Ancak siman kırıkları sadece restorasyon tasarımına bağlı değildir (Cao ve ark., 2000). Ayrıca, preparasyon tasarımı, siman özellikleri ve restorasyonun uyumu da önemli faktörlerdir (Kamposiora ve Papavasiliou, 1994). Siman kalınlığının artması kromda streslerin artmasına neden olurken, siman katılığının (elastisite modülü) artması maksimum gerilme streslerini azaltmaktadır (Cao ve ark., 2000). Diş preparasyonu da siman yapı üzerindeki gerilme streslerini azalttığı için, kurallara uygun yapılması ve restorasyonun stres davranışının anlaşılması açısından önemlidir (Yamashita ve ark., 1998).

Yukarıda 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 özelliklerinin de tedavinin sonuç başarısında belirleyici faktörler olduğu akıldan çıkarılmamalıdır.

## 5. SONUÇ

Araştırmamızda, sabit protezlerde kullanılan farklı restoratif materyaller tarafından karşılanan kuvvetlerin, kemik yapıya olan iletiminin in-vitro olarak incelenmesi planlanmıştır. Bu amaç doğrultusunda, insan çene kemiğinde strain-gauge'ler kullanılarak yapılan deneysel stres analizi ve bu analizi desteklemek amacıyla yapılan sonlu elemanlar stres analiz sonuçları aşağıdaki şekilde sıralanabilir:

1. Farklı restoratif materyaller, kuvvetler altında kemik yapıda bölgelere göre stres dağılımları açısından farklılıklar göstermiştir. Bifurkasyon bölgesindeki stres dağılımının apikal bölgeye oranla daha yoğun olması, bu bölgenin anatomik yapısı ve kuvvetin uygulandığı noktaya daha yakın olmasından kaynaklanmıştır.
2. Materyallere bağlı farklılıklar gauge'lerin yerleştirildiği bölgelerde aynı davranış biçimini sergilememiştir. Kron materyallerine bağlı olarak ortaya çıkan stres dağılımı dar bir değer aralığında farklılıklar göstermiştir ve bu küçük farklılıklar kemiğin fizyolojik limitleri gözönüne alındığında, klinik başarıyı belirleyecek önemde bulunmamıştır.
3. Genel olarak bulgular değerlendirildiğinde, VMK-68 pek çok bölgede daha düşük stres dağılımı göstermiştir. Her ne kadar VMK-68 düşük stres değerleri gösterse de, diğer materyaller için söz konusu olan sonuçlar ile birlikte bir bütün olarak ele alındığında, ayırtedici bir avantaj oluşturduğu düşünülmemektedir. Aynı zamanda bu sonuç, dental porselenler ile ilgili olarak, ağız içinde meydana gelen çigneme kuvvetlerinin kemikte aşırı streslere neden olacağı yönündeki genel öngörünün geçerli olmadığını da ortaya koymuştur.
4. Kronlar arasındaki farklılığın yük parametrelerine bağlı olarak değişmediği gözlenmiştir. 50N, 70N ve 100N'luk yüklemelerde stres değerleri yük ile beraber lineer bir artış göstermiştir. Bu lineer artış, kemiğin elastik davranışının bir göstergesi olmuştur.

5. SESA çalışmasında materyallerin en önemli özelliklerinden biri olan elastisite modülü değeriendirildiğinde, modülüs farklılıkları kemik yapıda stres dağılımı açısından değışiklik göstermezken, kron yapıda elastisite modülüs değeriinin azalması deformasyonun artmasına neden olmuştur. Bu bağlamda, kron materyalinin rijiditesinin artması sonucu, restorasyon aracılığı ile diş ve çevre dokulara iletilen yüklerin daha homojen bir stres dağılımı gösterdiği söylenebilir.



## ÖZET

### **Sabit Protezlerde Kullanılan Farklı Restoratif Materyaller Tarafından Karşılanan Kuvvetlerin, Kemik Yapıya Olan İletiminin İn-vitro Olarak İncelenmesi**

Araştırmamızda, sabit protezlerde kullanılan farklı restoratif materyaller tarafından karşılanan kuvvetlerin, kemik yapıya olan iletimi in-vitro olarak incelenmiştir. İnsan çene kemiğinde strain-gauge'ler kullanılarak yapılan deneysel stres analizini takiben, bu analizi desteklemek amacıyla sonlu elemanlar stres analizi yapılmıştır.

Strain-gauge stres analizinde, insan çene kemiğindeki 1. molar dişte apikal ve furka bölgelerine isabet eden kemik yüzeye rozet gauge'ler yerleştirilmiştir. 9 farklı materyalden hazırlanan 7'şer krona 50N, 70N ve 100N'luk kademeli statik yükleme yapılmıştır. Yükleme sonunda dişin bukkal ve lingual kemik yüzeyindeki 6 rozet gauge'den 3402 strain değeri elde edilmiştir. Bu sonuçlardan elde edilen stres değerleri faktöriyel varyans analizi ve Duncan çoklu karşılaştırma testine tabi tutulmuştur. Yapılan bu istatistiksel çalışmada farklı kron materyalleri için 6 rozet gauge'den elde edilen sonuçlar bölgelere göre karşılaştırılmıştır. Bu karşılaştırmada materyaller için söz konusu olan stres farklılıkları VMK-68 için düşük stres değerleri göstermiştir. Bu farklılıklar değerlendirildiğinde, sonuçların dar bir değer aralığında görülmesi ve yüklemelere bağlı olarak lineer artışı, kemiğin fizyolojik elastik limitleri dahilinde klinik önem taşımadığını göstermiştir.

Strain-gauge sonuçlarını desteklemek amacıyla elde edilen sonlu elemanlar modelinde farklı materyalleri temsil edecek, 4 farklı elastisite modülüne sahip modellere 100N'luk yükleme yapılmıştır. Sonuç olarak, yükleme sonrası kemik yapıda stres dağılımında bir farklılık gözlenmezken, kron yapıda elastisite modülü azaldıkça deformasyonun arttığı gözlenmiştir.

**Anahtar sözcükler:** Stres analizi, strain-gauge, yük transferi, sonlu elemanlar stres analizi, dental materyal, in-vitro deformasyon, in-vivo deformasyon.

## SUMMARY

### **An In-vitro Analysis Of Load Transmission Properties Of Various Restorative Materials Used In Fixed Partial Dentures.**

The aim of this study, was to evaluate the load transmission properties of different restorative materials to the supporting bone structure. Primarily, resistance strain-gauge stress analysis technique is used for this purpose. Besides, finite element stress analysis was also used to support the findings.

Rosette strain-gauges were bonded to the buccal and lingual plate of the human cadaver mandible where the first molar tooth was available. The strain gauges were located to the apical and bifurcation areas of the molar tooth. 9 different restorative materials are used to manufacture the crowns. 7 crowns from each material are fabricated and seated to the prepared tooth. Consecutive loads of 50N, 70N and 100N are statically applied. Collected 3402 strain values were statistically evaluated by analysis of variance and multiple comparisons testing. This comparison showed the lowest stress values for VMK-68. Although the results were fairly close and showed linear increase under consecutive loading, this outcome was linked to the elastic behaviour of the bone. Within the limits of this study, it can be concluded that the load transmission properties of different restorative materials to the bone structure have no distinctive mechanical advantage in general clinical practice.

The results of the FE model created by using 4 various elasticity modulus were used in order to verify the strain-gauge results. These results revealed that there were no difference in the stress distribution pattern of the bone when 100N is loaded. However, the decrease in the elasticity modulus of the restorative material led the increase in the deformation of the crown.

**Keywords:** Stress analysis, strain-gauge, load transmission, finite element stress analysis, dental material, in-vitro deformation, in-vivo deformation.

## KAYNAKLAR

- ASSIF, D., HOROWITZ, A., MARSHAK, B. (1996). Analysis of load transfer and stress distribution by an implant- supported fixed partial denture. *J. Prosthet Dent.*, **75**: 285-291.
- ASSIF, D., MARSHAK, B.L., PILO, R. (1990). Cuspal flexure associated with amalgam restorations. *J. Prosthet Dent.*, **63**: 258-62.
- AYDIN, K., TEKKAYA, E.A. (1992). Stresses induced by different loadings around weak abutments. *J. Prosthet. Dent.*, **68**: 879-84.
- BARAN, G.R. (1985). Selection criteria for base metal alloys for use with porcelains. *Dent. Clin. North. Am.* **29**: 779-787.
- BARAN, İ., ESKİTAŞCIOĞLU, G., NALBANT, L. (1995). İmplant üstü kron tasarımlarında tüberkül eğiminin stres dağılımına etkisinin incelenmesi. *A. Ü. Diş Hek. Fak. Derg.*, **22**: 285-291.
- BELVEDERE, P.C. (1998). Single-sitting, fiber-reinforced fixed bridges for the missing lateral or central incisors in adolescent patients. *Dent. Clin. North Am.*, **42**: 665-682
- BROSH, T., PILO, R., SUDAI, D. (1998). The influence of abutment angulation on strains and stresses along the implant/bone interface: Comparison between two experimental techniques. *J Prosthet Dent.* **79**: 328-334.
- CAO, Y., ZHANG, G., REKOW, D.(2000). Effect of core elastic modulus and cement thikness on stress distrubutionin a crown.
- Erişim: [<http://www.glue.umd.edu/~caoyq/abstract/cement.htm>]. Erişim Tarihi: 29.11.2000.
- CAPUTA, A.A., STANDLEE, J.P. (1987). Biomechanics in clinical dentistry. Quintessence Publishing Co., Inc., Chicago, Illinois.
- CIBIRKA, R.M., LANG, B.R., RAZZOOG, M.E., STOHLER, C.S. (1992). Determining the force absorption quotient for restorative materials used in implant occlusal surfaces. *J. Prosthet Dent.*, **67**: 361-4.
- CLAUS, H. (1980). Structural Bases of Dental Porcelain. Vita Zahnfabrik. Bad Säckingen. Germany.
- ÇİFTÇİ, Y. (1998). İmplant üzeri sabit protetik restorasyonlarda kullanılan farklı kaplama materyallerinin, stres dağılımına etkisi. Doktora Tezi. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
- ÇİFTÇİ, Y., CANAY, Ş. (2000). The effect of veneering materials on stress distribution in implant-supported fixed prosthetic restorations. *Int. J.Oral Maxillofac Implants*, **15**: 571-582.
- DAVIS, D.M., RIMROTT, R. ZARB, G.A. (1988). Studies on frameworks for osseointegrated prostheses: Part 2. The effect of adding acrylic resin or porcelain to form the occlusal superstructure. *Int. J.Oral Maxillofac Implants*, **3**: 275-280.
- DEPORTER, D.A., ZARB, G.A. (1988). The Periodontium. In.: *A Textbook of Occlusion* Ed.: Morton, Mohl, N.D., Zarb, G.A., Carlsson, G.E., Rugh, J.D. Quintessence Publishing Co., Inc., Chapter 5.

- EL-CHARKAWI, H.G., EL-WAKAD, M.T., ZEKRY, K.A. (1994). Stress analysis of different osseointegrated implants supporting a distal extension prosthesis. *J. Prosthet Dent.*, **72**: 614-22.
- ERÇOBAN, E. (1998). İki farklı kor yapım tekniğine sahip In-ceram ve IPS-Empress tam porselen sistemlerinin farklı dentin kalınlıkları ve farklı fırınlama sayılarında gösterdikleri renk değişikliklerinin incelenmesi. Doktora Tezi. Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
- ESKİTAŞÇIOĞLU, G. (1991). Doğal ve protetik restorasyonlu dişlerde farklı sentrik kontak tiplerinde oluşan fonksiyonel gerilimlerin "Structural Analysis program" ile incelenmesi. Doktora Tezi. Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
- FERNANDES, C.P., RANDOW, K., SVENSSON, A. (1994). The influence of the palatal major connector on the rigidity of a conical crown retained denture. *Eur. J. Prosthodont. Rest. Dent.*, **3**: 73-77.
- GLADWIN, M., BAGBY, M. (2000). Clinical Aspects of Dental Materials. Lippincott Williams&Wilkins.
- GLANTZ, P-O., NYMAN, S. (1982). Technical and biophysical aspects of fixed partial dentures for patients with reduced periodontal support. *J Prosthet Dent.*, **47**: 47-51.
- GLANTZ, P-O., STRANMAN, E., SVENSON, S.A., RANDOW, K. (1984a). On functional strain in fixed mandibular reconstructions. I. An vitro study . *Acta odontol Scand.*, **42**: 241-249.
- GLANTZ, P-O., NYMAN, S., STRANMAN, E., RANDOW, K. (1984b). On functional strain in fixed mandibular reconstructions. II. An in vivo study. *Acta odontol Scand.*, **42**: 269-276.
- GRACIS, S.E., CHALUPNICK, J.D., NICHOLLS, J.I., YUO DELIS, R.A. (1991). Shock-absorbing behavior of five restorative materials used on implants. *Int J Prosthodont.*, **4**: 282-291.
- HERAEUS KULZER GmbH. Scientific Documentation.
- HOBKIRK, J.A., HAVTHOLILAS, T.K. (1998). The influence of mandibular deformation, implant numbers and loading position on detected forces in abutments supporting fixed implant superstructures. *J. Prosthet Dent.*, **80**: 169-74.
- HOBKIRK, J.A., TANNER, S.R.R. (1995). Load transmission in implant superstructures supported by natural teeth and osseointegrated dental implants. A Preliminary Report. *Eur. J. Prosthodont Rest. Dent.*, **3**: 101-105.
- HOBOS, S., ICHIDA, E., GARCIA, L.T. (1991). Osseointegration And Occlusal Rehabilitation. Quintessence Publishing Co. 3<sup>rd</sup> Edition.
- HOLMES, D.C., LOFTUS, J.T. (1997). Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. *Journal of Oral Implantology.*, **13**: 104-111.
- ICHIKAWA, T., KANITANI, H., KAWAMOTO, N., MATSUMOTO, N., WIGIANTO, R. (1997). Influence of bone quality the stress distribution. *Clin Oral Impl Res.*, **8**: 18-22.
- IVOCLAR (1997). Targis-Vectris. Scientific Documentation.
- IVOCLAR (1998). IPS-Empress 2. Scientific Documentation.

- İNAN, Ö. (1997). İmplant destekli köprü uygulamalarında oklüzal yüzeylerde kullanılan restoratif materyallerin kuvvet dağılımına etkisinin incelenmesi. Doktora tezi. Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
- KAMPOSİORA, P., PAPAVALİOİUS, G., BAYNE, S.C., FELTON, D.A. (1994). Finite element analysis estimates of cement microfracture under complete veneer crowns. *J Prosthet Dent.*, **71**: 435-41.
- KAUKINEN, J.A., EDGE, M.J., LANG, B.R. (1996). The influence of occlusal design on simulated masticatory forces transferred to implant-retained prostheses and supporting bone. *J. Prosthet Dent.*, **76**: 50-5.
- KELLY, J.R., NISHIMURA, I., CAMPBELL, S.D. (1996). Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. *J. Prosthet Dent.*, **75**: 18-32.
- KNIGHT, T. (1997). Aesthetic restoration made with new material system. *The Dental Technician*, February.
- KORIOTH, T.W.P., JOHANN, A.R. (1999). Influence of mandibular superstructure shape on implant stresses during simulated posterior biting. *J. Prosthet. Dent.*, **82**: 67-72.
- LAURELL, L., LUNDGREN, D. (1985). Periodontal ligament areas and occlusal forces in dentitions restored with cross-arch bilateral end abutment bridges. *Journal of Oral Periodontology*, **12**: 850-860.
- LAURELL, L., LUNDGREN, D. (1986). Periodontal ligament areas and occlusal forces in dentitions restored with cross-arch unilateral posterior two-unit cantilever bridges. *Clin Periodontal*, **13**: 33-38.
- LEINFELDER, K.F., LEMONS, J.E. (1988). Clinical restorative materials and techniques. Lea&Febiger, Philadelphia.
- LOOSE, M., BEHR, M., HANDEL, G., LEIBROCK, A., ROSENTRITT, M. (1998). In vitro study of fracture strength and marginal adaptation of fibre-reinforced-composite versus all ceramic fixed partial dentures. *Eur. J. Prosthodont. Rest. Dent.*, **6**: 55-62.
- LOPES, L.M.P., DOUGLAS, W.H., LEITAO, J.G.M. (1991). Effect of a new resin inlay/onlay restorative material on cuspal reinforcement. *Quintessence Int.*, **22**: 641-645.
- LUNDGREN, D., LAURELL, L. (1984a). Occlusal forces in prosthetically restored dentitions: a methodological study. *Journal of Oral Rehabilitation*, **11**: 29-37.
- LUNDGREN, D., LAURELL, L. (1984b). A standardized programme for studying the occlusal force pattern during chewing and biting in prosthetically restored dentitions. *Journal of Oral Rehabilitation*, **11**: 39-44.
- MAGNE, P., DOUGLAS, W.H., VERSLUIS, A. (1999). Rationalization of incisor shape: Experimental-numerical analysis. *J. Prosthet Dent.*, **81**: 345-55
- Mc CABE, J.F. (1990). Applied Dental Materials. London: Blackwell Scientific Publications. 7<sup>th</sup> Edition.
- Mc LEAN (1979). The Science and Art of Dental Ceramics. Quintessence Publishing Co.Inc., Chicago, 1<sup>st</sup> Edition.
- Mc LEAN, J.W., ODONT, D. (2001). Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J. Prosthet Dent.*, **85**: 61-6

- Mc NEILL, C. (1997). Fundamental occlusal therapy considerations. Science and Practice of Occlusion. Quintessence Publishing Co. Inc. Chapter 31.
- MEDIGE, J., DAVIS, E.L., DENG, Y., JOYNT, R.B., YU, X. (1995). Effect of restorative materials on cuspal flexure. *Quintessence Int.*, **26**: 571-576.
- MEMİKOĞLU, M. (1997). Tam seramik posterior sabit parsiyel restorasyonların in-vitro ve in-vivo uygulanabilirliği ve sınırlamaları yönünden incelenmesi. Doktora Tezi. Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü
- MEASUREMENTS GROUP UK. (1989). Strain gage selection criteria, procedures, recommendations. *Measurements Group Technical Notes*, **TN-505-4**: 1-14.
- MEASUREMENTS GROUP UK. (1990). Strain gage rosettes-selection, application and reduction. *Measurements Group Technical Notes*, **TN-515**: 1-10.
- MEASUREMENTS GROUP UK. Catalog 500. *Measurements Group Technical Notes*, **Part B**: 1-65.
- MEASUREMENTS GROUP UK. Catalog A-110-8. M-Line strain gage accessories. *Measurements Group Technical Notes*; 1-40.
- MEASUREMENTS GROUP UK. (1976). Surface preparation for strain gage bonding. *Measurements Group Technical Notes*, **B-129-7**: 1-7.
- MORTON, D., AQUILINO, S.A., STANFORD, C..M. (1998). Evaluation of resilient abutment components on measured strain using dynamic loading conditions. *J. Prosthet Dent.*, **80**: 46-51.
- NAYLOR, P. (1992). Introduction to Metal Ceramic Tecnology. Quintessence Publishing Co., Inc., Carol Stream, Illinois.
- O'BRIEN, W.J. (1997). Dental Materials And Their Selection. Quintessence Publishing Co., Inc. 2<sup>nd</sup> Edition.
- ÖZGEY, S. (1998). İmplant ve destek dokulara iletilen kuvvetlerin vivo kuvvet değerleri kullanılarak incelenmesi. Doktora Tezi. Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
- PHILLIPS, R.W. (1984). Elements of Dental Materials. W.B. Saunders company. 4<sup>th</sup> Edition.
- PHILLIPS, R.W. (1991). Science of Dental Materials. W.B. Saunders company . 9<sup>th</sup> Edition.
- QUALTROUGH, A.J.E., PIDDOCK, V. (1997). Ceramic Update. *J. Dent.*, **25**: 91-95.
- RAMMELSBERG, P., EICKEMEYER, G., ERDELT, K., POSPIECH, P. (2000). Fracture resistance of posterior metal-free polymer crowns. *J. Prosthet Dent.*, **84**: 303-8.
- RANDOW, K., DERAND, T. (1993a). On functional strain in some fixed and removable partial dentures. An experimental in vitro study. *Acta Odontol Scand.*, **51**: 153-159.
- RANDOW, K., DERAND, T. (1993b). On functional strain in fixed and removable partial dentures. An experimental in vivo study. *Acta Odontol Scand.*, **51**: 333-338.
- RAY,N.(1997). Stresses&Strains. Erişim:[<http://www.ucc.ie/ucc/depts/restorative/dentext/dchap1.pdf>]. Erişim Tarihi: 21.03.2001.
- REEH, E.S., ROSS, G.K. (1994). Tooth stiffness with composite veneers: A .strain gauge and finite element evaluation. *Dent Mater.*, **10**: 247-252.

- ROSENBLUM, M.A., SCHULMAN, A. (1997). A review of All-Ceramic Restorations. *JADA*, **128**: 297-307.
- ROSENSTIEL, S.F., FUJIMATO, J., LAND, M. (1995). Contemporary Fixed Prosthodontics. Mosby-Year Book, Inc. 1<sup>st</sup> Edition. Chapter 23.
- SAKAGUCHI, R.L., BRUST, E.W., CROSS, M., DELONG, R., DOUGLAS, W.H. (1991). Independent movement of cusps during occlusal loading. *Dent Mater.*, **7**: 186-190.
- SEGHI, R.R., ENGELMAN, M.J., ROUMANAS, E., TORRES T.J. (1990). Flexural strenght of new ceramic materials. *J. Dent Res.*, **69**: 299
- SEONG, W-J., KORIOH, T.W.P., HODGES, J.S. (2000). Experimentally induced abutment strains in three types of single-molar implant restorations. *J. Prosthet Dent.*, **84**: 318-326.
- SERTGÖZ, A. (1997). Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *Int. J. Prosthodont.*, **10**: 19-27.
- SHILLINGBURG, H.T., BRACKETT, S.E., HOBOS, S., JACOBI, R., WHITSETT, L.D. (1997). Fundamentals Of Fixed Prosthodontics. Quintessence Publishing Co, Inc. 3<sup>rd</sup> Edition.
- SORENSEN, J.A. (1990). A standardized method for determination of crown margin fidelity. *J. Prosthet Dent.*, **64**: 18-24.
- SORENSEN, J.A., TORRES, T.J., KNODE, H. (1992). In-Ceram all-ceramic technology. *Quintessence Dent. Tech.*, **15**: 41-46.
- SORENSEN, J., CRUZ, M., MITO, W.T. (1999). Research evaluations of a lithium disilicate restorative system: IPS-Empress 2. *Signature International*, **4**: 4-10.
- SOUMEIRE, J. , DEJOU, J. (1999). Shock absorbability of various restorative materials used on implants. *Journal of Oral Rehabilitation*, **26**: 394-401
- SPEARS, I.R., van NOORT, R., CROMPTON, R.H., CARDEW, G.E., HOWARD, I.C. (1993). The effects of enamel anisotropy on the distribution of stress in a tooth. *J Dent Rest.*, **72**: 1526-1531.
- STAFFORD, G.D., GLANTZ, P-O. (1991). Intraoral stain gauge measurements on complete dentures: a methodological study. *J. Dent.*, **19**: 80-84.
- STEGAROIU, R., KUSAKARI, H., NISHIYAMA, S., MIYAKAWA, O. (1998). Influence of prosthesis material on stress distribution in bone and implant: A 3-Dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **13**: 781-790.
- ŞEN, D., PAK, E. (1996). Dişhekimliğinde Kullanılan Tam Seramik Sistemleri. *Dişhekimliğinde Klinik Dergisi*, **10**: 90-96.
- TASHANDI, E.A., LANG, R.B., EDGE, M.J. (1996). Analysis of strain at selected bone sites of a cantilevered implant-supported prosthesis. *J. Prosthet Dent.*, **76**: 158-164.
- THROCKMORTON, G.S., DECHOW, P.C. (1994). In-vitro strain measurements in the condylar process of the human mandible. *Archs Oral Biol.*, **39**: 853-867.
- THROCKMORTON, G.S., DECHOW, P.C., ELLIS, E., WINKLER, A.J. (1992). Bone strain following application of a rigid bone plate. *J. Oral Maxillofac Surg.*, **50**: 1066-1073.
- TOPRAK, T., BOZDAĞ, E., KALAVA, H., TÜFEKÇİ, E. (1997). Deneysel gerilme analizi: Strain-gauge ve uygulamaları. İ.T.Ü. Makina Fakültesi Sürekli Eğitim Kursları.

- TUNCELLİ, B., KÖYLÜOĞLU, A.M., POYRAZOĞLU, E., TEZCAN, S. (1997). Comparison of load transfer by angulated standard and inclined implant abutments. *J. Prosthodont Rest. Dent.*, **5**: 85-88.
- ULUSOY, M., AYDIN, A.K. (1988). Bölümlü Protezler. Ankara: Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, 13.Baskı.
- ÜNSAL, K. (1998). The clinical measurement of stress and strain induced in Branemark implant fixtures and abutments during the application of simulated functional loads. Phd. Thesis , University of Sheffield.
- VITA DÖKÜMANI. Vita In-Ceram working instruction.
- WALL, J.G., CIPRA, D.L. (1992). Alternative crown systems. *Dent. Clin. North. Am.*, **36**: 765-782.
- WATTS, D.C. (1994). Elastic moduli and visco-elastic relaxation. *J. Dent.*, **22**: 154-158.
- WEINBERG, L.A. (1993). The biomechanics of force distribution in implant supported prostheses. *Int. J. Oral Maxillofac Implants*, **8**: 19-31.
- WEINBERG, L.A., KRUGER, B. (1994). Biomechanical considerations when combining tooth-supported and implant-supported prosthesis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.*, **78**: 22-27.
- WEINBERG, L.A., KRUGER, B. (1995). A comparison of implant/prosthesis loading with four clinical variables. *Int J Prosthodont.*, **8**: 421-433.
- WILSON H.J., HEATH, J.R., MANSFIELD, M.A., SPENCE, D. (1987). Dental Technology And Materials For Students. Blackwell Scientific Publications. London 8<sup>th</sup> Edition.
- XU, H.H.K., SMITH, D.T., ROMBERG, B., KELLY, J.R., THOMPSON, V.P., REKOW, E.D. (1998). Indentation damage and mechanical properties of human enamel and dentin. *J Dent Res.*, **77**: 472-480.
- YAMASHITA, J., SHIOZAWA, I., TAKAKUDA, K. (1997). A comparison of in vivo and in vitro strain with posterior fixed partial dentures. *J. Prosthet Dent.*, **77**: 250-5.
- YAMASHITA, J., SHIOZAWA, I., TAKAKUDA, K., MIYAIRI, H. (1998). Deformation of restoration and fracture of luting cement film. *Journal of Dentistry*, **26**: 459-466.
- ZAİMOĞLU, A., AKSU, E., CAN, G., ERSOY, E. (1993). Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. Ankara : Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi , Sayı: 17.
- ZHAO, Y.F., HUANG, S.H.(1989). Stress distribution analysis of a loaded fixed bridge by finite element method. *Hua Hsi I Ko Ta Hsueh Hsueh Pao*, **20**: 392-5.