

TÜRKİYE CUMHURİYETİ  
ANKARA ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**İMPLANTLARIN FARKLI AÇILARDA YERLEŞTİRİLDİĞİ  
MANDİBULAR OVERDENTURE VAKALARINDA ORTAYA  
ÇIKAN STRESLERİN İN VİTRO DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Gözde (ULUTAŞ) ÇELİK**

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**DOKTORA TEZİ**

**DANIŞMAN**

**Prof.Dr. Bülent C. ULUDAĞ**

**2006-ANKARA**

TÜRKİYE CUMHURİYETİ  
ANKARA ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**İMLANTLARIN FARKLI AÇILARDA YERLEŞTİRİLDİĞİ  
MANDİBULAR OVERDENTURE VAKALARINDA ORTAYA  
ÇIKAN STRESLERİN İN VİTRO DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Gözde (ULUTAŞ) ÇELİK**

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**DOKTORA TEZİ**

**DANIŞMAN**

**Prof.Dr. Bülent C. ULUDAĞ**

**Bu alıőma, TÜBİTAK Araőtırma Fonu tarafından SBAG-2713 proje numarası  
ile desteklenmiőtir.**

**2006-ANKARA**

Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Doktora **Programı**  
çerçevesinde yürütölmüş bu çalışma aşağıdaki jüri tarafından Doktora **Tezi** olarak  
kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 31 / 03 / 2006

Jüri Başkanı  
Prof. Dr. Yavuz BURGAZ  
Gazi Üniversitesi

Jüri  
Prof. Dr. Bülent ULUDAĞ  
Ankara Üniversitesi

Jüri  
Prof. Dr. Ersan ERSOY  
Ankara Üniversitesi

Jüri  
Prof. Dr. Sevil ŞAHMALI  
Hacettepe Üniversitesi

Jüri  
Doç. Dr. Hakan TERZİOĞLU  
Ankara Üniversitesi

## İÇİNDEKİLER

|                                                                                              |           |
|----------------------------------------------------------------------------------------------|-----------|
| KABUL VE ONAY .....                                                                          | ii        |
| İÇİNDEKİLER .....                                                                            | iii       |
| ÖNSÖZ.....                                                                                   | iv        |
| ŞEKİLLER .....                                                                               | v         |
| ÇİZELGELER .....                                                                             | viii      |
| <b>1. GİRİŞ.....</b>                                                                         | <b>1</b>  |
| 1.1. Hassas Bağlantı .....                                                                   | 7         |
| 1.1.1. Bar Tutuculu Overdenture'lar: .....                                                   | 8         |
| 1.1.2. Stud Tutuculu Overdenture'lar .....                                                   | 10        |
| 1.1.3. Magnet Tutuculu Overdenture'lar .....                                                 | 10        |
| 1.1.4. Teleskop Tutuculu Overdenture'lar .....                                               | 10        |
| 1.2. Fotoelastik Stres Analizi .....                                                         | 14        |
| 1.2.1. Fotoelastik Yöntemin Temel İlkeleri: .....                                            | 15        |
| <b>2. GEREÇ VE YÖNTEM.....</b>                                                               | <b>22</b> |
| 2.1. Fotoelastik Modellerin Yapımı .....                                                     | 26        |
| 2.1.1. Mum Modellerin Hazırlanması .....                                                     | 26        |
| 2.1.2. İmplantların Mum Modellere Yerleştirilmesi .....                                      | 27        |
| 2.1.3. İmplantları İçeren Fotoelastik Modellerin Hazırlanması .....                          | 29        |
| 2.2. İmplant Üstü Protezlerin Yapımı .....                                                   | 31        |
| 2.2.1. İmplant Üstü Bar, Bar-ball, Bar-Easy Slot Tutucuların Hazırlanması ve Dökümü .....    | 31        |
| 2.2.2. Bar-Easy Slot Tutucu İçin Protez İçinde Kalacak Metal Parçanın Hazırlanması ve Dökümü | 34        |
| 2.2.3. Diş Dizimi ve Protezlerin Birbiriyle Aynı Olacak Şekilde Bitirilmesi .....            | 36        |
| 2.3. Polariskop Cihazında Yükleme Yapılması .....                                            | 41        |
| 2.4. Modelde Oluşan Stres Çizgilerinin Fotoğraflanması ve Değerlendirilmesi.....             | 42        |
| <b>3. BULGULAR.....</b>                                                                      | <b>43</b> |
| 3.1. İki İmplantlı Modeller.....                                                             | 44        |
| 3.1.1. İmplantların Birbirine Paralel Yerleştirildiği İki İmplantlı Model.....               | 44        |
| 3.1.2. İmplantların Açılı Yerleştirildiği İki İmplantlı Model .....                          | 47        |
| 3.2. Dört İmplantlı Modeller .....                                                           | 50        |
| 3.2.1. İmplantların Birbirine Paralel Yerleştirildiği Dört İmplantlı Model.....              | 50        |
| 3.2.2. İmplantların Açılı Yerleştirildiği Dört İmplantlı Model .....                         | 54        |
| <b>4. TARTIŞMA.....</b>                                                                      | <b>60</b> |
| <b>5. SONUÇ VE ÖNERİLER .....</b>                                                            | <b>73</b> |
| <b>ÖZET .....</b>                                                                            | <b>74</b> |
| <b>SUMMARY .....</b>                                                                         | <b>75</b> |
| <b>KAYNAKLAR.....</b>                                                                        | <b>76</b> |



## ÖNSÖZ

Doktora eğitimim ve tez çalışmam sırasındaki katkı ve yardımlarından dolayı başta emeğini, tecrübe ve desteğini hiç esirgemeyen doktora danışmanım Sayın Prof. Dr. Bülent Uludağ olmak üzere, A.Ü. Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyelerine, asistanlarına ve personeline teşekkürü bir borç bilirim.

Tez modellerimin hazırlanması sırasındaki yardımlarından dolayı diş teknisyeni Sn. Gülseren Soytekin ve Sn. Filiz Gülsoy'a, yükleme aletinin yapımında emeği bulunan Sn. Hasan Basri Ulaş'a, sıkıntılı ve zor anlarımda hep yanımda hissettiğim sevgili arkadaşlarım Dt.Esra Türk, Dt.Nisa Örnek, Dt.Tolga Cehiz, Dr.Dt.Eda Özlem Yılmaz, Dr.Dt.Ayşe Yeşilyurt, Dr.Dt.Ali Tarakçıoğlu ve kuzenlerim Günce ve Egemen Çiftçi'ye içtenlikle teşekkür ederim.

Karşılıksız sevgi ve emeklerini, sonsuz desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen sevgili babam Op.Dr. Ertuğrul T. Ulutaş, annem Op.Dr. Neşe Ulutaş, biricik kardeşim Tuğrul Ulutaş'a, bütün bir doktora ve tez çalışmam süresince büyük bir sabır ve destekle hep yanımda olan çok sevdiğim eşim Burak Çelik'e sonsuz teşekkürler... Sizleri çok seviyorum...

## ŞEKİLLER

|                                                                                  |    |
|----------------------------------------------------------------------------------|----|
| Şekil 2-1 Elde edilen fotoelastik modeller .....                                 | 22 |
| Şekil 2-2 Çalışmada kullanılan ERA tutucu.....                                   | 23 |
| Şekil 2-3 Çalışmada kullanılan bar tutucu.....                                   | 24 |
| Şekil 2-4 Çalışmada kullanılan bar-ball tutucu .....                             | 24 |
| Şekil 2-5 Çalışmada kullanılan bar-easy slot tutucu .....                        | 24 |
| Şekil 2-6 Açık düzelter ERA abutmentler (5°, 11°, 17°).....                      | 25 |
| Şekil 2-7 İki farklı boyda bulunan düz ERA abutmentler .....                     | 25 |
| Şekil 2-8 Metal başlıkla birlikte ERA abutment .....                             | 26 |
| Şekil 2-9 Ağızda açılıları ayarlamak için kullanılan plastik parçalar .....      | 26 |
| Şekil 2-10 Açık ölçer seti .....                                                 | 26 |
| Şekil 2-11 Hazırlanan mum modeller .....                                         | 27 |
| Şekil 2-12 Açık implantların modele yerleştirilmesi .....                        | 28 |
| Şekil 2-13 Birbirine paralel olan implantların yerleştirilmesi .....             | 28 |
| Şekil 2-14 İmplantın etrafının mumla kapatılmış hali.....                        | 28 |
| Şekil 2-15 PL-2 .....                                                            | 30 |
| Şekil 2-16 Kullanılan PL-2 miktarı .....                                         | 30 |
| Şekil 2-17 Serbest sonlu bölgelere yerleştirilmiş 3mm kalınlığında basplak ..... | 31 |
| Şekil 2-18 Abutment üzerinde plastik parçalar .....                              | 32 |
| Şekil 2-19 Tijlenmiş modelaj .....                                               | 32 |
| Şekil 2-20 Pasif oturma sağlanmadığında barın kesilerek lehimlenmesi .....       | 32 |
| Şekil 2-21 Bar-ball tutucunun tijlenmesi.....                                    | 33 |
| Şekil 2-22 Bar-ball tutucunun tijinin üstten görünümü .....                      | 33 |
| Şekil 2-23 Easy-slot tutucunun paralelometre ile yerleştirilmesi - sol .....     | 33 |
| Şekil 2-24 Easy-slot tutucunun paralelometre ile yerleştirilmesi – sağ.....      | 33 |
| Şekil 2-25 Bar-easy slot tutucunun modelajı.....                                 | 34 |
| Şekil 2-26 Bar-easy slot tutucunun tijlenmesi.....                               | 34 |
| Şekil 2-27 Bar klipsi ve easy slot parçalarının yerleştirilmesi .....            | 35 |
| Şekil 2-28 Andırkatların ve barın altının block-out yapılması .....              | 35 |
| Şekil 2-29 Modelin dublikatı için agar agar dökülmesi .....                      | 35 |
| Şekil 2-30 Agar-agarın içinde model .....                                        | 35 |
| Şekil 2-31 Revetmanın dökülmesi .....                                            | 36 |
| Şekil 2-32 Elde edilen duplikat model .....                                      | 36 |
| Şekil 2-33 Dökülecek metal parçanın modelajı ve tijlenmiş hali .....             | 36 |
| Şekil 2-34 Dökülmüş metal parça .....                                            | 36 |
| Şekil 2-35 Dizimi yapılmış protezin içten görüntüsü.....                         | 37 |
| Şekil 2-36 Diş dizimi yapılmış protez.....                                       | 37 |
| Şekil 2-37 Mufla içine silikon ölçü maddesinin konulması .....                   | 37 |

|                                                                                           |    |
|-------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Şekil 2-38 Protezin negatifi.....                                                         | 38 |
| Şekil 2-39 Barın alt kısmının ve andırkatların mumla doldurulması.....                    | 38 |
| Şekil 2-40 Şeffaf akrilin protezin negatifi olan mufla tarafına doldurulması.....         | 39 |
| Şekil 2-41 Bitmiş protez.....                                                             | 39 |
| Şekil 2-42 ERA'ların etrafının mumla kapatılması.....                                     | 39 |
| Şekil 2-43 Protezin negatifi olan tarafa şeffaf akrilin yerleştirilmesi.....              | 40 |
| Şekil 2-44 Muflanın kapatılması.....                                                      | 40 |
| Şekil 2-45 Bitmiş protezler.....                                                          | 40 |
| Şekil 2-46 Serbest sonlu kısımlarda mukoza stimulanı olarak silikon konulmuş hali.....    | 41 |
| Şekil 2-47 Yükleme Cihazı.....                                                            | 42 |
| Şekil 3-1 Fringe Sırası Renk Skalası.....                                                 | 43 |
| Şekil 3-2 ERA'lı modelin yüklenmemiş hali.....                                            | 45 |
| Şekil 3-3 ERA'lı modelin yüklenmiş hali.....                                              | 45 |
| Şekil 3-4 Barlı modelin yüklenmemiş hali.....                                             | 45 |
| Şekil 3-5 Barlı modelin yüklenmiş hali.....                                               | 46 |
| Şekil 3-6 Bar-Ball modelin yüklenmemiş hali.....                                          | 46 |
| Şekil 3-7 Bar-Ball modelin yüklenmiş hali.....                                            | 46 |
| Şekil 3-8 Bar-easy slot modelin yüklenmemiş hali.....                                     | 47 |
| Şekil 3-9 Bar-easy slot modelin yüklenmiş hali.....                                       | 47 |
| Şekil 3-10 ERA'lı modelin yüklenmemiş hali.....                                           | 47 |
| Şekil 3-11 ERA'lı modelin yüklenmiş hali.....                                             | 48 |
| Şekil 3-12 Barlı modelin yüklenmemiş hali.....                                            | 48 |
| Şekil 3-13 Barlı modelin yüklenmiş hali.....                                              | 48 |
| Şekil 3-14 Bar-ball modelin yüklenmemiş hali.....                                         | 49 |
| Şekil 3-15 Bar-ball modelin yüklenmiş hali.....                                           | 49 |
| Şekil 3-16 Bar-easy slot modelin yüklenmemiş hali.....                                    | 49 |
| Şekil 3-17 Bar-easy slot modelin yüklenmiş hali.....                                      | 50 |
| Şekil 3-18 Modelin yüklenmemiş hali -ERA.....                                             | 50 |
| Şekil 3-19 Yük uygulandığı durumda yüklenen taraftaki stres dağılımı - ERA.....           | 51 |
| Şekil 3-20 Yük uygulandığı durumda karşı taraftaki stres dağılımı -ERA.....               | 51 |
| Şekil 3-21 Modelin yüklenmemiş hali - Bar.....                                            | 51 |
| Şekil 3-22 Yük uygulandığı durumda yüklenen taraftaki stres dağılımı - Bar.....           | 52 |
| Şekil 3-23 Yük uygulandığı durumda karşı taraftaki stres dağılımı - Bar.....              | 52 |
| Şekil 3-24 Modelin yüklenmemiş hali – Bar-ball.....                                       | 52 |
| Şekil 3-25 Yük uygulandığı durumda yüklenen taraftaki stres dağılımı – Bar-ball.....      | 53 |
| Şekil 3-26 Yük uygulandığı durumda karşı taraftaki stres dağılımı – Bar-ball.....         | 53 |
| Şekil 3-27 Modelin yüklenmemiş hali – Bar-easy slot.....                                  | 53 |
| Şekil 3-28 Yük uygulandığı durumda yüklenen taraftaki stres dağılımı – Bar-easy slot..... | 54 |

|                                                                                        |    |
|----------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Şekil 3-29 Yük uygulandığı durumda karşı taraftaki stres dağılımı – Bar-easy slot..... | 54 |
| Şekil 3-30 Modelin yüklenmemiş hali -ERA .....                                         | 55 |
| Şekil 3-31 Yük uygulandığı durumda yüklenen taraftaki stres dağılımı – ERA .....       | 55 |
| Şekil 3-32 Yük uygulandığı durumda karşı taraftaki stres dağılımı – ERA.....           | 55 |
| Şekil 3-33 Modelin yüklenmemiş hali - Bar .....                                        | 56 |
| Şekil 3-34 Yük uygulandığı durumda yüklenen taraftaki stres dağılımı – Bar .....       | 56 |
| Şekil 3-35 Karşı tarafın yüklenmemiş hali – Bar .....                                  | 56 |
| Şekil 3-36 Yük uygulandığı durumda karşı taraftaki stres dağılımı – Bar .....          | 56 |
| Şekil 3-37 Modelin yüklenmemiş halde karşıdan görüntüsü – Bar-ball .....               | 57 |
| Şekil 3-38 Yük uygulandığı durumda yüklenen taraftaki stres dağılımı – Bar-ball.....   | 57 |
| Şekil 3-39 Karşı tarafın yüklenmemiş hali – Bar-ball.....                              | 57 |
| Şekil 3-40 Yük uygulandığı durumda karşı taraftaki stres dağılımı – Bar-ball.....      | 58 |
| Şekil 3-41 Modelin yüklenmemiş hali –Bar-easy slot.....                                | 58 |
| Şekil 3-42 Modelin yüklenmiş hali – Bar-easy slot .....                                | 58 |
| Şekil 3-43 Karşı tarafın yüklenmemiş hali –Bar-easy slot .....                         | 59 |
| Şekil 3-44 Karşı tarafın yüklenmiş hali –Bar-easy slot.....                            | 59 |

## ÇİZELGELER

|                                                                    |    |
|--------------------------------------------------------------------|----|
| Çizelge 2-1 Kullanılan Hassas Bağlantılar .....                    | 23 |
| Çizelge 2-2 Çalışmada Kullanılan Malzemeler .....                  | 23 |
| Çizelge 2-3 PL-2'nin Bazı Fiziksel ve Optik Özellikleri .....      | 29 |
| Çizelge 2-4 Üretici Tarafından Önerilen Formül .....               | 29 |
| Çizelge 2-5 Fotoelastik Malzeme ve Kemığın Elastik Modülleri ..... | 30 |
| Çizelge 3-1 İzokromatik fringe sıraları .....                      | 44 |

## 1. GİRİŞ

Günümüzde konvansiyonel total protezle tatmin olmayan hastalarda dişsiz mandibulada implantların destek olarak kullanılması standart bir tedavi yöntemi olmuştur (Setz ve ark., 1998; Setz ve ark., 2000). Kayıp diş ihtiyacının implantlarla karşılanması birçok hastanın yaşam kalitesini arttırmaktadır (Kenney ve Richards, 1998). İmplant destekli overdenture'lar, retansiyon, stabilite ve fonksiyonu arttırarak konvansiyonel protezlere göre üstün özellikler taşır (El-Sheikh ve ark., 1999).

İmplant destekli overdenture'lar ile ilgili literatürler incelendiğinde implant sayısı (Meijer ve ark. 1994a; Batenburg ve ark., 1998), implant çapı (Holmgren ve ark., 1998; Himmlova ve ark., 2004), boyu (Meijer ve ark., 1992; Holmgren ve ark., 1998), kemik yüksekliği (Meijer ve ark., 1992; Kimoto ve Garrett, 2003), hassas bağlantıların tutuculuğu (Setz ve ark, 1998; Oetterli ve ark., 2001; Williams ve ark., 2001; Petropoulos ve Smith, 2002; Tokuhisa ve ark., 2003; van Kampen ve ark., 2003), hassas bağlantılarda kuvvet iletimi (Meijer ve ark., 1992; Mericske-Stern ve ark., 1996; Federick ve Caputo, 1996; Ichikawa ve ark., 1996; Menicucci ve ark., 1998; Kenney ve Richards; 1998; Sadowsky ve Caputo, 2000; Heckmann ve ark, 2001a; Heckmann ve ark, 2001b; Gross ve ark., 2001; Porter ve ark., 2002; El-Sheikh ve Hobkirk, 2002; Jeong ve ark., 2003; Ochiai ve ark, 2004; Sadowsky ve Caputo, 2004, Hojo ve ark., 2004) ile ilgili pek çok çalışma yapıldığı gözlenmektedir.

Overdenture, bir veya daha fazla doğal diş, kök ve/veya implantları örten ve destek alan hareketli parsiyel veya total protezler olarak tanımlanır. Bu protezler doğal diş, kök ve/veya implantlar tarafından kısmen desteklenir ve bu destekleri örter (The Glossary of Prosthodontic Terms, 1999).

Dişsiz mandibulada implant protezleri için temelde 3 tedavi seçeneği bulunmaktadır:

1. İmplant destekli sabit protez, 2. Hareketli implant destekli overdenture, 3.

Kombine implant tutuculu-yumuşak doku destekli overdenture protezleri (Petropoulos ve Smith, 2002).

Wismeijer ve arkadaşları (1995a) implant destekli overdenture’larda genel olarak üç tedavi seçeneği bulunduğunu ifade etmiştir. Bunlar, esas olarak doku destekli, implant ve doku destekli ve esas olarak implant destekli overdenture uygulamalarıdır.

Yine benzer olarak Van Waas ve arkadaşlarına göre (1991) implantüstü overdenture planlaması, implant sayı ve yerleşimine bağlı olarak, esas olarak mukoza destekli, kombine mukoza-implant destekli, veya esas olarak implant destekli olabilir.

Esas olarak mukoza destekli implantüstü overdenture’lar; rezilient stud ataçmanlar veya magnetlerle 2 implanta bağlıdır ve neredeyse tamamen mukoza desteklidir. Retansiyon problemi olan hastalarda, implantsız yeni bir protezin sorunu çözemeyeceği durumda endikedir. Ayrıca geriatrik ve engelli hastalarda oral hijyenin daha kolay sağlanması açısından kullanılabilir. Maliyet de karar vermede önem taşıyabilir (Mericske-Stern, 1990).

Kombine mukoza- implant destekli overdenture’da 2-4 implant mandibular anterior bölgeye yerleştirilir ve barla birleştirilir. Tutucu klipsler bar etrafında rotasyona izin verecek şekilde yapılır. Bu overdenture yaklaşımı, retansiyon probleminden çok aşırı rezorbe mandibulaya sahip ve sadece kısa implantların yerleştirildiği hastalarda endikedir. İmplantlar birleştirilir ve okluzal kuvvetler daha geniş implant-kemik aralığına yayılır (Meijer ve ark., 1994b).

İmplant destekli overdenture ise rijit olarak barla birbirine bağlanmış 4-6 implant gerektirir. Protez bara kliplerle bağlıdır. Bu tür overdenture, protez baskısıyla kolayca irrite olabilecek hassas mukozaya sahip hastalarda ve aşırı kusma refleksi olan bireylerde endikedir. Bıçak sırtı kretli, yüksek kas ataçmanlı, mental sinirin yüzeyelleştiği veya çıkıntılı mylohyoid sırtın bulunduğu vakalarda da uygulanabilir.

Ayrıca karşıt ark doğal dişe sahip ise, bu tarz overdenture stres dağılımı nedeniyle endikedir (Wismeijer ve ark., 1995b).

Overdenture tedavisi uygun hijyen ve bakıma izin veren estetik ve fonksiyonel sonuç sağlar (Bergendal ve Engquist, 1998). İleri derecede alveoler kemik resorbsiyonu varlığında yüz desteği sağlamaya izin vermesi, destek için az sayıda implant kullanımı, böylece daha kolay cerrahi işlem ve makul tedavi maliyeti ise diğer avantajları olarak göze çarpmaktadır (Lemon ve ark., 1996; Setz ve ark., 2000). Bu nedenlerle implant destekli overdenture protezler daha geniş hasta kitlesi için erişilebilir olmaktadır (Setz ve ark., 1998).

Ichikawa ve arkadaşları (1996) implant destekli protezlerin yumuşak dokudan bağımsız olduğunu söylemişlerdir. Çünkü okluzal kuvvetler direkt implantlara iletilir. İmplant tutuculu protezlerde ise hem implant hem de yumuşak dokudan destek alınır. İmplant ve overdenture'ı bağlayan yapılar kuvvet iletimini de etkiler.

İmplant boyu, kemikteki muhtemel retansiyon alanını etkilemektedir. Okluzyon, çiğneme kuvveti, implant sayısı ve protez içinde implantın pozisyonu gibi faktörler de implanta komşu kemikte oluşan strese etki eder (Akpinar ve ark., 1996).

Himmlova ve arkadaşlarının (2004) stres dağılımında implant boy ve çapının etkisini araştırdıkları çalışmada, implant çapının artmasının stres dağılımına implant boyunun artmasından daha çok etki ettiği sonucuna varılmıştır.

Dişsiz mandibulada overdenture desteği olarak genellikle iki veya dört implant kullanılmaktadır (Meijer ve ark., 1994a; Batenburg ve ark., 1998a; Batenburg ve ark., 1998b; Setz ve ark., 1998; Setz ve ark., 2000). 2002 yılında, McGill konsensus bildirisinde iki implant destekli overdenture tedavisi dişsiz mandibulada ilk tedavi seçeneği olarak önerilmektedir (Feine ve ark., 2002).



İmplantların sayı ve dağılımı implant ve destek kemiğin yüklenmesine etki eder (Fanuscı ve Caputo, 2004). Genel olarak yük daha fazla sayıda implanta dağıtıldığında kemikteki stres şiddetinin azalacağı düşünülmektedir (Skalak, 1983; Brunski, 1988). Kemik-implant arası temas miktarının yük karşılama kapasitesinde belirleyici faktör olduğuna inanılmaktadır (Meijer ve ark., 1994a). Dişsiz mandibulada devam eden rezorbsiyon ile sonuçta sadece kısa implantlar yerleştirilir. Kemik yüksekliğinin azalması nedeniyle kemik ve implant arasında az miktarda temas kalmaktadır. Bu nedenle ilave implantların kullanılması önerilir (Mericske-Stern, 1990).

Ayrıca dişli maksillanın varlığında, yüksek kas bağlantıları, çıkıntılı mylohyoid sırt veya aşırı kusma refleksi gibi retansiyonun artırılmasına ihtiyaç olan durumlarda ve 8 mm'den kısa, 3.5 mm'den dar implantların destek olarak kullanılmasının planlandığı vakalarda mandibular overdenture'ı desteklemek için ikiden fazla implant kullanımı önerilmektedir (Mericske-Stern ve ark., 2000; Sadowsky, 2001). Bıçak sırtı kreterlerin, yüzeyel mental foramen veya hassas mukozanın korunması gereken durumlarda birçok implantın kullanımı endikedir (Sadowsky ve Caputo, 2004).

Quirynen ve arkadaşları (1992), rezorbe çenelerde retansiyonu arttırmak için 13 mm'den kısa olan implantların splintlenerek kullanılmasını önermiştir.

Batenburg ve arkadaşları (1998a), 60 mandibular overdenture hastasını 2 ve 4 implant destekli olmak üzere 2 gruba ayırmışlardır. Çalışma sonucunda implant çevresi dokuların klinik ve radyografik değerlendirmesinde fark bulunamamıştır.

Benzer şekilde Visser ve arkadaşlarının (2005) 5 yıllık değerlendirme süresine sahip çalışmasında 2 ve 4 implant destekli overdenture ile tedavi edilmiş hastalarda klinik ve radyolojik olarak fark olmadığı sonucuna varılmıştır.

Cordioli ve arkadaşları (1997), mandibular orta hatta yerleştirilen tek implant destekli overdenture tedavisi uygulanan hastaların 5 yıllık takibi sonucunda, bu tedavi seçeneğinin protez retansiyon ve stabilitesini önemli oranda arttırabileceğini belirtmiştir.

Yük, bir maddede iç stres durumundan sorumlu olan, dışarıdan uygulanan kuvvet ya da moment olarak tanımlanır. Çevre dokulardaki stresler, implantların yüklenmesi sonucunda oluşmaktadır. İmplantları çevreleyen kemikte streslerin in vivo olarak ölçülmesi mümkün değildir (Chao ve ark., 1995).

Kemik-implant arayüzünde yük iletimi (1) yükleme tipi, (2) implant ve protezin materyal özellikleri, (3) implant-kemik arayüzünün yapısı, (4) kemiğin nitelik ve miktarı, (5) implant geometrisi, boy, çap ve şekli, (6) implant yüzey yapısına bağlıdır (Cochran, 2000).

Peri-implant kemikte yüklemenin etkisi hakkında az bilgi vardır (Gotfredsen ve ark., 2001). Aşırı yükler, kemik mikro hasarı sonucunda, kemik kaybına neden olabilecek gibi görünmektedir (Barbier ve Shepers, 1997; Wiskott ve Belser, 1999; Duyck ve ark., 2001; Gotfredsen ve ark., 2001). Yüklenen implantlar etrafında artmış kemik rezorbsiyonu bulunmuştur. Krestal kemik rezorbsiyonu, aşırı yüklenme ve destekleyen arayüz kemiğindeki hasarla ilişkilidir (Hoshaw ve ark., 1994; Misch ve ark., 2001).

İmplant çevresinde yüksek gerinim değişiklikleri, kemik yıkımı ve rezorpsiyonu tamirinde yetersizliğe neden olarak başarısızlığa yol açabilir. İnsan çene kemiklerinin fizyolojik gerinim eşiği ve oral implantlar etrafındaki gerinimler biyosensörlerle ölçülemediğinden, implantlar etrafında marjinal kemik kaybına neden olan gerinimlerin miktar ve niteliği bilinmemektedir (Duyck ve ark., 2001; Melsen ve Lang, 2001).

İmplant destekli overdenture'ların hem aksiyel hem de transvers kuvvetlere maruz kaldığı bilinmektedir. Transvers kuvvetler zayıf olmasına rağmen daha zararlıdır. Kemik kaybının implant uzun eksen boyunca iletilmeyen, transvers kuvvetlerin yön ve/veya şiddeti sonucunda oluştuğu düşünülmektedir (Akpınar ve ark., 1996; Meijer ve ark., 1996; Wiskott ve ark., 1999).

İmplant destekli protezlerde, implantların optimal yerleştirilmesi önemli bir başarı faktörüdür (Asvanund ve Morgano, 2004). İstenilen hassas bağlantının tutuculuğunu ve tutucu parçaların tam oturmasını sağlamak ve bu parçaların prematür aşınma ve yorulmalarını önlemek için, overdenture ile kullanılması planlanan implantlar birbirine paralel olmalıdır (Albrektsson ve ark., 1986; Engquist ve ark., 1988; Burns ve ark., 1995; Wiemeyer ve ark., 2001).

Isidor (1996), maymunlar üzerinde yaptığı çalışmanın sonucunda, okluzal aşırı yüklenmenin, osseointegrasyon kaybının ana faktörü olabileceğini belirtmiştir.

Heitz-Mayfield ve arkadaşları ise (2004) Isidor'un aksine aşırı okluzal yükün osseointegrasyon ve marjinal kemik kaybına neden olmadığını belirtmişlerdir.

Vertikal yük altında açılı implantların servikal bölgesinde implantın uzun dönem başarısını etkileyebilen stres yoğunlaşması oluşur (Canay ve ark., 1996). Açılı yük, implant etrafında krestal kemikte stresi artırır, kuvvetin büyük kısmını gerilme ve makaslama kuvvetine çevirir, ve baskı ve gerilim ile kemik direncini azaltır (Rangert ve ark., 1989). Bu nedenle implantların mümkün olduğunca planlanan protez giriş yoluna paralel ve okluzal düzleme dik yerleştirilmesi, implantların aksiyel yüklenmesini ve eğilme momentlerinin azaltılmasını sağlar (Mericske-Stern, 1993).

İmplant restorasyonlarının ömrü, büyük ölçüde, cerrahi yerleştirmenin ve implant stabilitesinin sağlanmasına bağlıdır (Jeong ve ark., 2003). Fakat alveoler kemik miktarı ve anatomik sınırlamalar, implantların istenilen şekilde yerleştirilmesine engel olabilir (Walton ve ark., 2001; Jeong ve ark., 2003; Asvanund ve Morgano,

2004). Klinikte implantların açılı yerleştirildiği vakalar sıklıkla karşımıza çıkmaktadır. Literatürde bu tür vakalar için bazı çözüm yöntemleri önerilmiştir (Lima Verde ve ark., 1994; Schneider ve Kurtzman, 2002; Wiemeyer ve ark., 2001; Grossmann ve Madjar, 2002; Asvanund ve Morgano, 2004; Khadivi, 2004; Uludağ ve Çelik, 2006). Fakat, implantların açılı yerleştirildiği implant destekli overdenture vakalarında, kemiğe kuvvet iletimini çalışan sınırlı sayıda makale bulunmaktadır (Federick ve Caputo,1996).

Federick ve Caputo yaptıkları çalışmada, birbirine paralel ve orta hattan 17° açıyla uzaklaşır şekilde yerleştirilmiş implantlı modellerde, üç farklı planlamanın stres dağılım özelliklerini fotoelastik analiz yöntemiyle incelemiştir. Karşılaştırılan planlamalar, Hader bar, distallerinde ERA bulunan Hader bar, ve direkt ERA overdenture ataçmanlarıdır. Açılı yerleştirilmiş implantlı modelde, açılı düzeltici ERA abutmentleri kullanılmıştır. Sonuç olarak üç planlamanın farklı stres dağılım özelliği gösterdiği ve planlama tipinden bağımsız olarak, açılı implantların distallerinde yoğun stres alanları olduğu gözlenmiştir. Rezilient ERA ataçmanının daha dengeli stres dağılımı gösterme eğiliminde olduğu sonucuna varılmıştır (Federick ve Caputo,1996).

Çalışmamızda amaç, implant destekli overdenture protezlerde implant sayısının (iki ve dört), implantların yerleştirilme şekillerinin (birbirine paralel ve 17° açılı) ve değişik protetik planlamaların (stud, bar, bar-ball, bar-easy slot) implantlar etrafında oluşturdukları stresleri üç boyut benzeri fotoelastik analiz metodu ile karşılaştırmaktır.

### **1.1. Hassas Bağlantı**

İmplanta iletilen kuvvetin miktarını etkileyen faktörlerden birisi de, protezi implanta bağlamakta kullanılan hassas bağlantının seçimidir (Heckmann ve ark, 2001b). Günümüzde implant/yumuşak doku destekli overdenture'larla kullanılmak için bir çok farklı hassas bağlantı tipi mevcuttur (Rigdon, 1996).

Zarb ve Mericske-Stern (2004, chapter 27), ve Sadowsky (1997), tutucuları tek ataçmanlar ve barlar olarak iki gruba ayırmışlardır.

Misch ve Judy (2005, chapter 15), tutucuları, O-ring veya ball tutucular ve Hader bar-klip olarak ele almışlardır.

Preiskel (1996), implant destekli overdenture ataçmanlarını genel olarak stud, magnet ve bar olarak sınıflamıştır. Yine benzer şekilde Heckmann ve arkadaşları, protez ve implantlar arasında sıklıkla kullanılan bağlantıların, bar, ball, magnet ve teleskop tutucular olduğunu belirtmişlerdir. Bu bağlantıların farklı biyomekanik özellikler barındırdığını ifade edilmiştir (Heckmann ve ark, 2001b; Heckmann ve ark, 2004).

İmplant destekli overdenture protezlerde kullanılan tutucular, özetle şöyle sınıflandırılabilir (Heckmann ve ark, 2001; Naert, 2003).

- Barlı tutucular,
- Stud tutucular,
- Mıknatıslı tutucular,
- Teleskopik tutucular.

#### **1.1.1. Bar Tutuculu Overdenture'lar:**

Barlar rutin olarak, maksiller overdenture'larda, atrofik residual kretli mandibulada ve belirgin kret konturuna bağlı olarak ikiden fazla implantın yerleştirildiği mandibular overdenture'larda tavsiye edilir. İntraoral defektler varsa, yaralanabilir yumuşak dokulardaki yükü azaltmak amacıyla rijit barlar tercih edilir (Zarb ve Mericske-Stern, 2004).

Kesit şekillerine göre üç tip bar bulunmaktadır. Bunlar, yuvarlak kesitli, oval (yumurta kesitli), ve okluzal yüzü yuvarlatılmış, paralel-kenarlı şekildedir (Spiekermann, 1995). Barlar, metal veya plastik klipslerle kullanılabilir. Plastik klipsler metalden ucuz olması ve daha kolay yerleştirilebilmesi açısından avantajlıdır. Ayrıca plastik klipsler, barda, metal klipslerden daha az aşınmaya neden olurlar. Fakat plastik klipslerde uyumlandırma yapılamaz (Walton ve Ruse, 1995).

Barı doğru yerleştirme, implantların uygun yerleştirilmesi ile sağlanır. İdeal olarak, bar, iki posterior segmentin oluşturduğu açının açığortayına dik olarak yerleştirilir (Spiekermann, 1995). Optimum bar uzunluğu 22-27 mm olarak belirtilmiştir (Svetlize ve Bodereau, 2004). Mericske-Stern ve arkadaşları (2000) ise 15 mm'den kısa barların kullanılmaması gerektiği ve bar uzunluğunun 15-25 mm aralığında değişebileceğini belirtmiştir. İmplantlar birbirine çok yakın yerleştirilirse, bar çok kısa olur. Bu durumda, hareketli protez için yeterli tutuculuk ve rehberlik sağlanamaz. İmplantlar arka birbirlerine çok uzak yerleştirilirse, düz bir hatta seyreden bar, dil boşluğunun daraltılması gibi yapısal ve fonksiyonel problemlere neden olabilir (Spiekermann, 1995).

İki implantı arasındaki doğru üzerinde bulunan yuvarlak bar, resilient tutuculuk sağlar. İki implant arasında, kretin konturunu takip eden veya üç veya daha fazla implantı birleştiren yuvarlak bar rijit olmaktadır. U- kesitli barlar her zaman rijittir ve implantları düz bir hat halinde birleştirir (Preiskel, 1996). Rijit barlardan uzanan kısa distal uzantılar, protezin horizontal hareketini önler ve stabiliteyi artırır (Zarb ve Mericske-Stern, 2004).

İmplant destekli bar tutuculu overdenture'larda, gelen yükler bar ve geniş protez kaidesi aracılığıyla çene kemiğine iletilir. Sağlanan doku desteği ile implant yapıya gelen yükler paylaşılır.

Dezavantajları, hijyenin yeterli olmaması durumunda plak birikimine neden olması, yapımlarının teknik beceri ve klinik tecrübe gerektirmesidir.

### **1.1.2. Stud Tutuculu Overdenture'lar**

Bu tutucular iki gruba ayrılır: (1) ekstraradiküler, ana parça implanttan uzanır, ve (2) intraradiküler, ana parça protez kaidesinin bir parçasıdır ve implant içinde özel hazırlanmış girintiye tutunur. Bu tutucular, ilave destek, stabilite ve retansiyon sağlarlar (Preiskel, 1996). Kullanımları en kolay olan ve en popüler hassas bağlantı sistemleri ball ataçmanlardır.

Stud tutucular, barlardan daha az yer kaplar ve barlara göre dokudan daha çok destek alır. Barlardan daha ucuzdur (Zarb ve Mericske-Stern, 2004).

Stud tutucular genellikle, hastanın total protezinin değişmesine gerek yoksa ve tutuculuğu arttırmak için implant yerleştirilmişse tavsiye edilir. İmplantların istenmeyen şekilde, birbirine paralel olmadan şekilde yerleştirildiği durumlarda, ball tutucuların bunu kompanse edeceğine dair inanış yanlıştır (Zarb ve Mericske-Stern, 2004).

### **1.1.3. Magnet Tutuculu Overdenture'lar**

Magnetik sistemler neodimyum-demir-boron veya samaryum-kobalt alaşımından olan mıknatısı içerir. Her iki alaşım da oral sıvılarda kolayca korozyona uğrar ve kontaminasyonu önlemek ve mıknatıs özelliğini kaybettirmemek için koruyucu kaplamayla kaplanmalıdır. Magnet sisteminin ikinci parçası 'ferromagnetik keeper' parçasıdır. Bu kısım, abutment'a vidalanacak şekilde tasarlanmış ve ferromagnetik alaşımdan yapılmıştır. Mıknatıs, protez içinde kalmaktadır (Stevens ve ark., 2000).

### **1.1.4. Teleskop Tutuculu Overdenture'lar**

Teleskop tutucuların protez stabilizasyonunda kullanılması, splinte edilmemesi özelliği sayesinde birçok avantaj sağlamaktadır. Paralel yüzlü planlaması nedeni ile , horizontal stabilite sağlar ve böylece, protezi lateral çıkarıcı kuvvetlere karşı stabilize eder. Teleskop tutuculu overdenture'lar kolay takılıp çıkartılır (Heckmann ve ark.,

2004). Bu nedenle, Parkinson hastalığı gibi hastanın becerilerini etkileyen sistemik rahatsızlığa sahip geriatrik hastalarda, etkili bir tedavi yöntemi olarak görülmektedir (Heckmann ve ark., 2000; Heckmann ve ark., 2004).

İmplant destekli overdenture uygulamalarıyla ilgili literatür taramasında, kullanılan hassas bağlantı türleri olarak **ERA** (Federick ve Caputo, 1996; Gamborena ve ark., 1997; Porter ve ark., 2002; Petropoulos ve Smith, 2002; Hojo ve ark., 2004), **Ceka Revax** (Svetlize ve Bodereau, 2004), **teleskop** (Besimo ve Kempf, 1995; Mericske-Stern ve ark., 1996; Heckmann ve ark, 2001b; Heckmann ve ark, 2001; Heckmann ve ark, 2004), **magnet** (Ichikawa ve ark., 1996; Setz ve ark, 1998; Setz ve ark., 2000; Heckmann ve ark, 2001b; Zanetti ve ark., 2002; Tokuhisa ve ark., 2003; van Kampen ve ark., 2003; Svetlize ve Bodereau, 2004; Hojo ve ark., 2004), **ZAAG** (Williams ve ark., 2001; Porter ve ark., 2002; Petropoulos ve Smith, 2002; Ochiai ve ark, 2004; Svetlize ve Bodereau, 2004), **bar-klip** (Schwartzman ve ark., 1991; Jennings ve Lilly, 1992; Meijer ve ark., 1994a; Besimo ve Kempf, 1995; Federick ve Caputo, 1996; Mericske-Stern ve ark., 1996; Cordioli ve ark., 1997; Kenney ve Richards; 1998; Menicucci ve ark., 1998; Batenburg ve ark., 1998a; Bergendal ve Engquist, 1998; Wismeijer ve ark., 1999; Setz ve ark., 2000; Sadowsky ve Caputo, 2000; Gotfredsen ve Holm, 2000; Oetterli ve ark., 2001; Williams ve ark., 2001; El-Sheikh ve Hobkirk, 2002; Tokuhisa ve ark., 2003; Sadig , 2003; van Kampen ve ark., 2003; Sadowsky ve Caputo, 2004; Steffen ve ark., 2004), **ball** (Ichikawa ve ark., 1996; Mericske-Stern, 1998; Bergendal ve Engquist, 1998; Menicucci ve ark., 1998; Wismeijer ve ark., 1999; El-Sheikh ve ark., 1999; Gotfredsen ve Holm, 2000; Heckmann ve ark, 2001b; Oetterli ve ark., 2001; Petropolulos ve Smith, 2002; van Kampen ve ark., 2003), **ball/O-ring** (Kenney ve Richards; 1998; Winkler ve ark, 2002; Tokuhisa ve ark., 2003; Svetlize ve Bodereau, 2004; Fanuscu ve Caputo, 2004, Chun ve ark., 2005), **dalbo** (Chun ve ark., 2005), **Hader bar-ERA** (Federick ve Caputo, 1996; Williams ve ark., 2001; Ochiai ve ark, 2004; Fanuscu ve Caputo, 2004), **locator** (Schneider ve Kurtzman, 2002; Hojo ve ark., 2004; Ochiai ve ark, 2004), **bar-ZAAG** (Williams ve ark., 2001) tutucularının kullanıldığı tespit edilmiştir.



Hassas bağlantı seçiminde kretler arası mesafe miktarı, protezin bakımı, mukoza ve implantlara kuvvet dağılımı, istenilen retansiyon derecesi, protez tipi, implant sayısı ve eğimleri, hastanın becerisi, beklenti ve maddi durumu gibi etkenler rol oynar (Block ve ark., 1997). Her bir abutment üzerine yerleştirilen bağımsız bağlantılar veya bar tutucular en çok tercih edilen yaklaşımlardır. Her iki durumda da, retansiyon ve stabilite öncelikle tutucular yoluyla implantlardan sağlanır, ve destek, implant ve dişsiz posterior kretler tarafından paylaşılır (Fanuscu ve Caputo, 2004).

Retantif parçalar kuvvetleri implant ve kemiğe iletirler. Farklı tutucu parçaların iki farklı destek yapı ile birlikte oluşturduğu kuvvet iletimi, overdenture fonksiyonu esnasında karışık bir yük dağılımı ortaya koyar (Fanuscu ve Caputo, 2004).

Overdenture planlamasında tutucu parçaların seçimi dengeli kuvvet dağılımı sağlamak için kritik olabilir (Fanuscu ve Caputo, 2004). Magnet ve stud hassas bağlantıları kemiğe daha uygun yük iletimi sağlar, ucuz ve kullanımları kolaydır (Federick ve Caputo, 1996). Bar-klip tutucular ise daha iyi retansiyon ve stabilite sağlar, implantların splintlenmesine izin verir ve aşırı kret resorbsiyonunu maskeleyebilir (Naert ve ark., 1994).

Uygun hassas bağlantı seçimi mandibulanın anatomik yapısına göre yapılabilir. İleri alveoler kret resorbsiyonunda, özellikle horizontal kuvvetlere karşı protez stabilizasyonu gereklidir. Bu durumda bar veya paralel duvarlı teleskop kronların kullanımı iyi sonuç verir. Yeterli kemik miktarına sahip mandibulada magnetler, alternatif çözümdür, fakat kolay kullanım özelliği daha iyi tutuculuk isteyen hastalarda tatmin edici olmayabilir (Naert ve ark., 1999). V şekilli çenede iki implant destekli bar yapımı, dil için yeterli mesafe bırakmayacağından implantları barla birbirine bağlamak yerine tutucuların her bir implant üzerinde tek tek kullanılması uygundur (Spiekermann, 1995). Bu tip kret şekli gösteren hastalarda 3 veya 4 implant destekli bar yapılması kret şekli ile daha uyumlu olabilir (Mericske-Stern ve ark., 2000). Tek kullanılan ataçmanlar (ball, magnet, teleskop gibi..) barlara göre yumuşak ve sert doku cevabı açısından hemen hemen aynı özelliktedir (Naert ve ark., 1998). Daha az teknik komplikasyon ve daha kolay hijyen sağlanır (Gotfredsen

ve Holm, 2000). Bu kriterlerin yanı sıra oral hijyen düzeyi, maliyet ve hastanın beklentileri de gözönüne alınmalıdır (Wismeijer ve ark., 1995). Hassas bağlantı seçimini etkileyen diğer bir etken de hekimin deneyimi ve maksillo-mandibular ilişkidir (Heckman ve ark., 2004).

İmplant destekli overdenture planlamasında göz önüne alınması gereken tek faktör retansiyon olmamalıdır. Hasta overdenture ile fonksiyonel hareketler yaparken kuvvetler abutment ve rezidüel kreterler kadar implantlar etrafındaki alveoler kemiğe de iletilir. Ataçmanları tutan implant abutmentleri üzerinde istenmeyen kuvvetlere neden olmamak çok önemlidir. Çünkü bu kuvvetler implantlar üzerinde zararlı etkilere sahip olabilir (Porter ve ark., 2002). Kemiğin korunması için okluzal yükleri en dengeli şekilde ileten tutucu sistem tercih edilmelidir (Federick ve Caputo, 1996).

Farklı tutucularla kuvvet iletimi çalışmış birçok çalışma vardır. Federick ve Caputo (1996), overdenture'da bar-klip ataçmanları, krondışı rezilient ataçman (ERA) ve bar-klip ve distal ERA ataçmanı birleştirerek fotoelastik modelde çalışmışlardır. ERA ataçmanın implant etrafındaki kemikte daha uygun yük dağılımı sağladığı sonucu çıkmıştır.

El- Sheikh ve arkadaşları (1999) implant destekli overdenture'da üst yapı planlamasının kuvvet iletimi üzerinde belirgin etkisi olduğunu belirtmiştir.

Menicucci ve arkadaşları (1998) 2 implantlı overdenture'larda ball ve bar-klip ataçmanları 3 boyutlu sonlu eleman analizi ile implant çevresi kemikte yarattıkları stres açısından karşılaştırmışlar ve ball ataçman kullanıldığında daha az stres olduğunu ortaya koymuşlardır.

Kenney ve Richards (1998) fotoelastik stres analizi kullandıkları çalışmada ball/O-ring ataçmanların bar-klip ataçmanlara göre implantlarda daha az stres oluşturduğunu belirtmişlerdir.

Diğer bir çalışmada, piezoelektrik transducer ile in vivo olarak 2 implant destekli overdenture’da teleskop ve bar ataçmanlar kıyaslanmıştır. Bu çalışmada barların yük paylaşımını sağlayarak kuvvet iletimi açısından daha iyi etkisi olduğu sonucu ortaya konmuştur (Mericske-Stern ve ark., 1996).

Hojo ve arkadaşları (2004), 2 implant destekli mandibular overdenture’larda magnet ile Locator ve ERA rezilient ataçmanların yük iletimlerini fotoelastik analiz ile karşılaştırmışlar ve aralarında çok az fark bulmuşlardır.

İki silindirik implantlı dişsiz mandibulanın iki boyutlu sonlu eleman analizi çalışmasında vertikal yük, barda daha uygun dağılım göstermiştir (Meijer ve ark., 1992).

ERA tutucuda stres dağılımını incelemiş çok az çalışma bulunmaktadır (Porter ve ark., 2002; Hojo ve ark., 2004). Federick ve Caputo (1996), implant içeren fotoelastik modellerde, 3 farklı protez tasarımında stres dağılımını karşılaştırmışlardır. ERA tutucu kullanıldığında, overdenture’da abutmentlar üzerine daha muntazam yük dağıldığı sonucuna varmışlardır.

Fanuscu ve Caputo, 2004 yılında maksiller fotoelastik modelde yaptıkları çalışmada, bar-ERA (4 implantı splintleyen Hader bar, anterior klip ve distalde 2 rezilient ataçman) ve ball/O-ring ataçmanları yük iletimi yönünden incelemişlerdir. Bar-ERA sistem, laterokluziv yüklenmede yüklenen taraf posterior implanta yüksek seviyede stres iletmıştır.

## **1.2. Fotoelastik Stres Analizi**

Fotoelastik stres analizi, çift kırıcılık özelliği gösteren transparan materyallerin polarize ışık altında strese maruz bırakıldığında renkli şekiller sergilemesi özelliğine dayanır. Bu şekiller , polarize ışığın iç stresler nedeniyle farklı hızlarda seyreden 2 dalgaya ayrılması sonucu oluşur. Bu fenomene “çift kırılma” denir. Bu yöntemle,

karışık yapılar içinde oluşan mekanik iç baskı ve gerilimler gözle görülebilir ışık taslakları haline dönüştürülür. Fotoelastik bir malzeme yüke maruz bırakılıp, bir nikol prizmasında geçirilerek polarize edilen ışıkla gözlemlendiğinde, malzeme içindeki gerilim ve gerinimlere direkt olarak oranlanabilen renkli yapılar görülür. Çünkü polarize ışık demeti yüklenmiş yani üzerine kuvvet uygulanmış fotoelastik materyalden geçerken, materyali farklı hızlarda kateden dikey titreşimlere dönüşür. Buna “fotoelastik etki” denir. Bu durum bir polarize filtre yada polariskop aпараты yardımıyla gözlenebilir (Caputo ve Standlee, 1987; Caputo ve Wylie, 2005).

Fotoelastik stres analiz tekniğinin avantajları:

1. Oral yapılar gibi karmaşık şekillere sahip yapılar modellerle incelenebilir.
2. Çiğneme kuvvetleri ve restoratif uygulamalardan doğan kuvvetler gibi karışık yüklenme durumları sonucu oluşan stresler belirlenebilir.
3. Tüm modeldeki stresler gözlenebildiğinden, stres yoğunlaşmalarının yer ve şiddetleri belirlenebilir (Caputo ve Wylie, 2005).

### **1.2.1. Fotoelastik Yöntemin Temel İlkeleri:**

#### **1.2.1.1. Modelleme Yöntemleri**

Protez ve oral yapıyı modellemek için 2 ana yöntem bulunmaktadır. Birincisi bu yapının geometrik olarak kopyalanmasıdır. Yapının tümü veya bir kısmı üç boyutlu aslına sadık kalınarak modele yansıtılabilir. Bu uygulama yönteminde model olduğundan daha küçük yada daha büyük hazırlanabilir (Caputo ve Wylie, 2005).

İkinci yöntem, çalışılacak sistemin mekanik özelliklerinin simüle edilmesidir. Bir yapının bütün mekanik özelliklerini modellemek mümkün değildir. Sonuçta, hangi özelliklerin klinik problemlere uygun olduğuna karar verilmelidir. Genel olarak,

protez ve doku modellemede kullanılacak fotoelastik materyal seçimi, ilgili elastik modül değerlerine dayanmaktadır (Caputo ve Wylie, 2005).

#### **1.2.1.2. Fotoelastik Gözleme:**

Daha önce de açıklandığı gibi fotoelastik teknik, modeldeki streslerin görülebilir olmasını sağlamaktadır. Bu streslerin görülebilir olmasını sağlayan alete “polariskop” denilmektedir. Polariskopu oluşturan ana yapılar, polarize filtre ve ışık kaynağıdır. Bu tip polariskopa “düzlemsel polariskop” denir.

Fotoelastik materyalde artan gerilim ile gözlenen renk skalası: Siyah (kuvvetin olmadığı alan), daha sonra sarı, kırmızı, mavi-yeşil, sarı, kırmızı, yeşil, sarı, kırmızı, yeşil v.s. şeklinde devam eder. Kırmızı ve yeşil renkler arasındaki geçiş çizgileri “fringe” olarak tanımlanır. Fringe’lerin sayısı arttıkça gerilim de oransal olarak artar. Bu renkli bantlar veya fringe’ler birbirine yaklaştıkça, gerilim değişimi daha fazla olur. Düzenli renk görünümü ise, düzenli dağılım gösteren gerilim alanlarını ifade eder (Caputo ve Standlee, 1987).

Düzlemsel polariskopta iki tip fringe gözlenir. Renkli görüntülerin sıralı olarak gözlemlendiği alanlar “izokromatik fringe” olarak adlandırılır. Bunlar, stres yoğunluğuyla ilgilidir. Diğerisi ise polariskopta siyah görülen alanlardır. Bunlara da “izoklinik fringe” denir. Bu fringeler izokromatikler ile üst üste binerler ve stres yönünü gösterirler.

Birçok dental uygulamada, asıl bilgi stres yoğunlaşmalarının şiddeti ve yeri için gereklidir. Bu bilgi, materyalin bozulma direncini aşacak veya kırılmasına neden olabilecek potansiyel alanları ve zayıf yapısal alanları gösterebilir. Bunun ötesinde biyolojik dokulardaki stres yoğunlaşmaları, rezorbsiyon veya apozisyon gibi hücresel değişikliklere açık bölgelerdir. Bu bilgiler izokromatik fringelerden edinilebilir. İzokromatiklerin incelenmesini kolaylaştırmak için, izokliniklerin kaldırılması gereklidir. İzoklinik fringelerin eliminasyonu “sirküler polariskop” ile gerçekleştirilir ve bunun filtresi “çeyrek dalga plağı” olarak adlandırılır. Bu filtre ile ışığın

rotasyonunun bir kısmı engellenir, izoklinik fringeler etkisiz hale getirilir ve sadece izokromatik fringeler görülür.

Analizde diğer önemli konu da modele uygulanan yük miktarıdır. Kuvvet ne kadar arttırılırsa, izokromatik fringe sayısı da o oranda artış gösterir.

İzokromatik stresler göz önüne alındığında yorum için iki temel prensip şunlardır:

- Stres yoğunluğu arttıkça fringelerin sayısı artar.
- İzokromatik fringelerin birbirine yakınlığı ne kadar artarsa o oranda stres yoğunluğu artmış demektir.

Stres yoğunluğu şu durumlarda oluşur:

- Bir cismin diğerine baskı yapması
- Cismin geometrik olarak devamlılığının bozulması (sıkışma, keskin açılar gibi)
- Cismin iki parçası arasında elastik modül farkının olması

#### **1.2.1.3. Fotoelastik Prensiplerin Uygulanması:**

Klinik diş hekimliği ile ilgili bilginin edinilmesi, dört yaklaşımdan birinin seçilmesi ile sağlanır: (1) iki boyutlu teknik, (2) üç boyutlu teknik, (3) üç boyut benzeri teknik, (4) üç yaklaşımın birleşmesinden oluşan kombine teknik.

#### **1.2.1.3.1. İki Boyutlu Analiz Tekniği**

Bu yöntemde model, sagittal düzlem gibi tek bir düzlemde oluşturulur. İki boyutlu analiz için en önemli gereksinimlerden biri, oluşan stres varyasyonlarını engellemek için model kalınlığının mümkün olduğunca azaltılmasıdır. İki boyutlu tekniğın avantajları şunlardır:

- Modellerin yapımı göreceli olarak daha kolaydır.
- Modellere farklı yük uygulamaları yapılabilir.
- Aynı modelde çeşitli yapılar test edilebilir.

Bu uygulamanın dezavantajı, oral yapıların üç boyutlu geometrisi yansıtlamadığından, üç boyutlu stres dağılımının gözlenememesidir.

#### **1.2.1.3.2. Üç Boyutlu Analiz Tekniği**

Üç boyutlu analizde değişik özelliklere sahip plastik malzemeler kullanılır. Belirlenmiş bir sıcaklıkta materyale kuvvet uygulanır ve kuvvet uygulanmaya devam ederken sıcaklık düşürülerek streslerin sabit kalması sağlanır. Bu işleme “stres dondurma işlemi” denir. Daha sonra model dilimlere ayrılarak her bir dilim sanki iki boyutlu analiz yapılmış gibi incelenir. Bütün dilimlerin analizinin yapılması tüm yapının üç boyutlu analiz resmini verir. Fakat modelin kesilerek incelenmesi, her yüklemede ve her uygulamada yeni bir model gerektirir.

Üç boyutlu modelin hazırlanması oldukça zordur. Bu analizin yapılıp yapılmamasına karar verirken, iki boyutlu analizlerde gözlemleyemediğimiz streslere ihtiyaç olup olmadığının dikkatli şekilde belirlenmesi gerekir (Caputo ve Wylie, 2002).

### 1.2.1.3.3. Üç Boyut Benzeri Analiz Tekniği

Bu analiz tekniği, iki ve üç boyutlu analiz tekniklerinin bazı avantajlarından yararlanmak için geliştirilmiştir. Bu teknik, bazı avantajlar sağlamasıyla birlikte bazı sınırlamalara da sahiptir. Modellerde geometrik gerçekliğe isteğe bağlı olarak uyulur. Gerçek üç boyutlu teknikle bu teknik arasındaki temel fark gözlenen ve kayıt edilen streslerdir. İki ve üç boyutlu tekniklerde, modeller veya model kesitleri incelenir. Bu incelemede model ve kesit kalınlığına bağlı olarak önemli stres farklılıkları gözlenmez. Birçok karışık yükler, model üzerindeki farklı aygıtlara uygulanabilir. İki boyut tekniğinde olduğu gibi kuvvet ve streslerin düzlemsel olması sınırlaması yoktur. Yada üç boyutlu teknikteki gibi fotoelastik bilginin sağlanması için modelin kesilmesi gerekmez. Üç boyut benzeri tekniğin asıl dezavantajı, modeldeki gerçek üç boyutlu stres dağılımının gözlenememesidir.

Fotoelastik stres analizi yöntemleri arasında, üç boyut benzeri teknik, kemiği simule eden model içinde bulunan yüklenmiş üç boyutlu silindir etrafındaki streslerin analizi için en uygun metottur (Kinni ve ark., 1987; Clelland ve ark., 1993).

Genel olarak, fotoelastisite, bir seri sıralı ve bitişik farklı-renkli bantlar (izokromatikler) şeklinde görülen fringe şekilleri ile, bir objedeki kuvvetin kalite, miktar ve dağılımını gösterir. Her bant, test edilen parçadaki strese karşılık gelen farklı derecedeki çift kırınımı göstermektedir. İzokromatik fringe kontürü belli bir bölgedeki streslerin akışıyla belirlenir ve ana streste eşit farklılıkları ifade eder. Bu nedenle, her bantın rengi, bant boyunca, benzersiz bir şekilde çift kırınımı veya fringe sırasını (ve stres düzeyini) tanımlar (Çehreli ve ark., 2004).

Birinci sıra fringe'inde kırmızı ve mavi ve ikinci sıra fringe'inde kırmızı ve yeşil arasındaki geçiş tonu ayırım bölgesidir, ve sırasıyla, birinci ve ikinci fringe sıralarını gösterir. Daha sonra, pembe ve yeşil renklerin tekrarı gözlenir, ve her bir geçiş, yeni bir fringe sırasını göstermektedir. Fringe sayıları gerilim ve gerinim şiddetini ifade eder, ve birbirine yakın fringe'ler o bölgedeki yüksek stres konsantrasyonlarını gösterir (Çehreli ve ark., 2004).



#### **1.2.1.3.4. Kombine Analiz Tekniği**

Birden fazla fotoelastik tekniğin aynı zamanda veya sıralı olarak kullanılması esasına dayanır. Örneğin, karışık bir problemde iki boyutlu analiz sonrasında sonuçlara dayanarak, üç boyutlu yaklaşım kullanılabilir. Buna benzer olarak, üç boyutlu modellerde stres dondurulmuşken üç boyut benzeri teknik kullanılarak değerlendirme yapılabilir. Sonrasında, model yük uygulanmadan stres dondurma işlemine sokulur ve model streslerden arındırılır. Böylece birçok yükleme durumunun ve aygıtların etkisi, üç boyut benzeri yöntemle modele zarar vermeden değerlendirilir. Buna benzer olarak başka kombinasyonlar da stresin belirlenmesinde kullanılabilir.

Fotoelastik analiz, diş hekimliğinde implant yük iletiminin biyomekaniğinin çalışılmasında yaygın olarak kullanılmaktadır (Federick ve Caputo, 1996; Brosh ve ark., 1998; Kenney ve Richards; 1998; Jeong ve ark., 2003; Ochiai ve ark, 2004; Çehreli ve ark., 2004; Fanuscu ve Caputo, 2004; Sadowsky ve Caputo, 2004).

Birçok sonlu eleman ve fotoelastik analiz çalışmaları, blok halinde veya mandibular modellerde servikal bölgede, arayüzlerdeki stres yoğunlaşmalarının görülmesine dayanmaktadır. Fotoelastik blok modellerde silindirik implantların aksiyel yüklenmesinde ana stres yoğunlaşması apekte, nonaksiyel yüklerde ise implant boynu etrafında görülmektedir (Clelland ve Galat, 1992; Clelland ve ark., 1993; Demes ve ark., 1993).

Ochiai ve arkadaşları 2004 yılında yayınlanan çalışmalarında, farklı implant-destekli overdenture planlamalarında palatal desteğin etkisini, 3 boyut benzeri fotoelastik analizle değerlendirmişlerdir.

Sadowsky ve Caputo 2000 yılında, 4 implant destekli mandibular overdenture'larda hassas bağlantının ve kaidenin dişsiz krete temasının yük iletimindeki etkisini fotoelastik analizle çalışmışlardır.

Yine Sadowsky ve Caputo, 2004 yılında, 2 ve 3 implantlı fotoelastik modellerde, farklı kantileverli bar planlamalarını 3 boyut benzeri teknikle değerlendirmişlerdir.

Zanetti ve arkadaşları (2002), magnet tutuculu overdenture'a gelen kuvvetlerin, destek dokuda yarattığı stresleri fotoelastik analizle incelemişlerdir.

Schwartzman ve arkadaşları (1991), birbirinin aynı iki fotoelastik modeli, birincisinde 4, ikincisinde 5 implant olacak şekilde hazırlamışlardır. İmplant destekli sabit köprü ve barlı overdenture protezi ilettikleri yükler açısından değerlendirmişlerdir. Yapılan fotoelastik analiz sonucunda, bar tutuculu overdenture'da, okluzal yüklerin daha dengeli dağıtıldığını gözlemlemişlerdir.

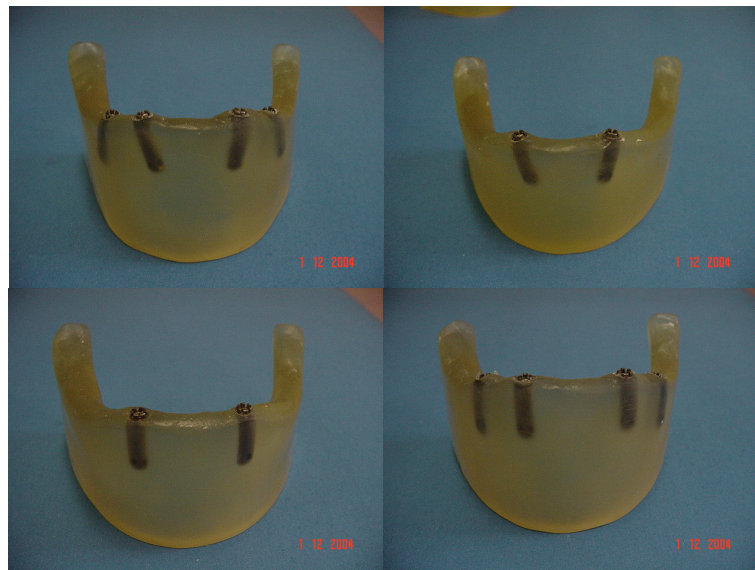
Çehreli ve arkadaşları (2004), butt-joint ve internal-kon implantların kuvvet iletim şekillerini, 3 boyut benzeri fotoelastik analiz ve strain gauge yöntemleriyle değerlendirmişlerdir.

## 2. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı ve Orta Doğu Teknik Üniversitesi Makine Mühendisliği Bölümü fotoelastisite laboratuvarında gerçekleştirilmiştir.

Araştırmada implant sayısının, implantların açılı veya birbirine paralel yerleştirilmesinin ve farklı hassas bağlantı tiplerinin in vitro olarak kuvvet iletimine etkisinin incelenmesi amaçlanmıştır. Bu amaçla, stres dağılımını saptamak için fotoelastik analiz kullanılmıştır.

Fotoelastik stres analizi için iki ve dört implantlı ikişer model hazırlanmıştır. İki implant destekli overdenture'lar esas olarak mukoza destekli implant tutuculu, 4 implant destekli olanlar ise implant ve doku destekli overdenture tanımına uymaktadır. İki implantlı modelin birincisinde iki implant birbirine ve orta hatta paralel, ikinci modelde ise orta hattan 17° uzaklaşır şekilde implantlar yerleştirilmiştir. Dört implantlı modelin birincisinde dört implant birbirine ve orta hatta paralel, ikinci modelde ise mesialdeki implantlar orta hattan 17° uzaklaşır şekilde, distaldeki implantlar ise orta hatta doğru 17° açıyla modele yerleştirilmiştir.



Şekil 2-1 Elde edilen fotoelastik modeller

Modeller üzerine ERA (stud tip), bar, bar-ball ve bar-easy slot hassas bağlantı tasarımları ve overdenture protezler hazırlanmıştır. Fotoelastik stres analiz yöntemi ile uygulanan yük karşısında implantlar etrafında oluşan streslerin dağılımı incelenmiştir. Yükleme sırasında modellerde oluşan stres çizgileri fotoğrafları çekilerek tespit edilmiştir.

**Çizelge 2-1** Kullanılan Hassas Bağlantılar

| <i><b>Çalışmada Kullanılan Hassas Bağlantılar</b></i> |
|-------------------------------------------------------|
| <b>ERA (Stud Tip)</b>                                 |
| <b>Bar</b>                                            |
| <b>Bar-Ball</b>                                       |
| <b>Bar- Easy Slot</b>                                 |

**Çizelge 2-2** Çalışmada Kullanılan Malzemeler

| <i><b>Çalışmada Kullanılan Malzemeler ve Firmaları</b></i> |                    |
|------------------------------------------------------------|--------------------|
| <b>PL-2</b>                                                | Measurements Group |
| <b>Bar Tutucu</b>                                          | Servo Dental       |
| <b>Ball Tutucu</b>                                         | Rhein 83           |
| <b>Easy Slot Tutucu</b>                                    | Servo Dental       |

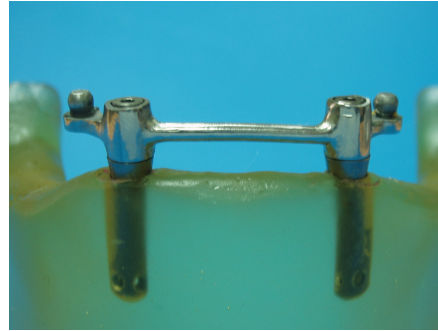
Çalışmamızda yuvarlak kesitli prefabrik barlar döküm yoluyla elde edilerek kullanılmıştır. Tutucu olarak plastik klipsler tercih edilmiştir. Barla beraber kullanılan diğer hassas bağlantılar barın distaline yerleştirilen ball tutucular, ve yine barın distaline konulan easy-slot tutuculardır.



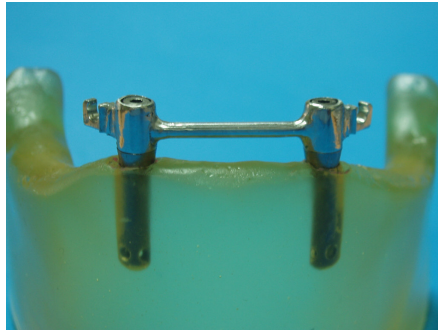
**Şekil 2-2** Çalışmada kullanılan ERA tutucu



**Şekil 2-3** Çalışmada kullanılan bar tutucu



**Şekil 2-4** Çalışmada kullanılan bar-ball tutucu



**Şekil 2-5** Çalışmada kullanılan bar-easy slot tutucu

Çalışmamızda stud tutucu olarak ERA tutucu (Sterngold Implamed Inc., Attleboro, Mass.) kullanılmıştır. Bunlar, ekstraradiküler resilient ataçmanlar olarak sınıflanır. Hareketli bölümlü protezlerde, diş destekli overdenture'larda ve implant üstü protezlerde abutment olarak kullanılmaktadır. Dişi parça plastiktir ve tutuculuk miktarına göre- en azdan en fazla tutuculuğa göre- beyaz, turuncu, mavi, gri olarak- kodlandırılmıştır (Sterngold, 2005).

Bu özellik, hekime, gerektiğinde tutuculuğu değiştirme imkanı sağlar. Retansiyon miktarının renklere göre değişme mekanizması, plastik parçaların, titanyum nitrit kaplı paslanmaz elik erkek parçaya göre boyutlarının daha da artmasıyla ortaya çıkar. Böylece daha sıkı uyum, daha fazla yüzey alanı ve retansiyon sağlanmaktadır (Petropoulos ve Smith, 2002). Hekim istediği retansiyon miktarına göre dört farklı renkteki plastik parçalardan birini seçerek vakasında kullanabilir.

Plastik dişi parçanın içinde bulunduğu metal parça ise titanyum nitrit kaplıdır. Açılı yerleştirilmiş implantların paralelliklerini sağlamak için 5°, 11° ve 17° açılara sahip açılı abutment'lar ve ayrıca düz abutment'lar içermektedir. Birçok farklı implant markası için üretilmektedir. ERA aı ölçerleri ise hangi açıda abutment kullanılacağına karar vermek için kullanılır (Sterngold, 2005).



**şekil 2-6** Aı düzelten ERA abutmentler (5°, 11°, 17°)



**şekil 2-7** İki farklı boyda bulunan düz ERA abutmentler



**Şekil 2-8** Metal başlıkla birlikte ERA abutment



**Şekil 2-9** Ağızda açıları ayarlamak için kullanılan plastik parçalar



**Şekil 2-10** Açı ölçer seti

Fotoelastik stres analizi sırasıyla aşağıdaki aşamaları takiben gerçekleştirilmiştir.

## **2.1. Fotoelastik Modellerin Yapımı**

### **2.1.1. Mum Modellerin Hazırlanması**

Alt total dişsiz hastadan alınan ölçüden elde edilen modelin tabanı mumla uzatılmıştır. Elastomerik ölçü maddesiyle (Speedex, Coltene/Whaledent, Alstatten, Switzerland) ölçüsü alınarak alçıdan tüm model elde edilmiştir. Oluşturulan alçı modelin elastomerik ölçü maddesi ile negatifi elde edilmiş ve eritilen pembe modelaj

mumu (Poliwax, Bilkim Kimya, İzmir, Türkiye) negatife dökülmüştür. Böylece alçı modelin mum duplikatları elde edilmiştir.



**Şekil 2-11** Hazırlanan mum modeller

### **2.1.2. İmplantların Mum Modellere Yerleştirilmesi**

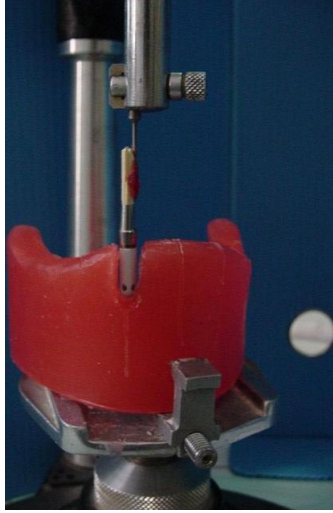
İki implantlı modellerde implantların kanin bölgesine, aralarında doğal kaninlerde olduğu gibi 22 mm mesafe kalacak şekilde yerleştirilmesi (Hertel ve Kalk, 1993; Tokuhisa ve ark., 2003), dört implantlı modellerde ise mesialdeki implantların yine 22 mm mesafeli olarak distaldeki implantların ise mesialdeki implantların 11 mm distaline gelecek şekilde yerleştirilmesi planlanmıştır.

Mum model üzerinde implantların yerleri işaretlenmiş ve paralelometre yardımıyla implantlar modele yerleştirilmiştir. Açılı yerleştirilecek implantlar 17° açılı abutmentların implantlara takılıp, paralelometre ucuna sabitlenmesi ile modele yerleştirilmiştir. İmplant-abutment birleşim hattı tam kret tepesinde bırakılmıştır.

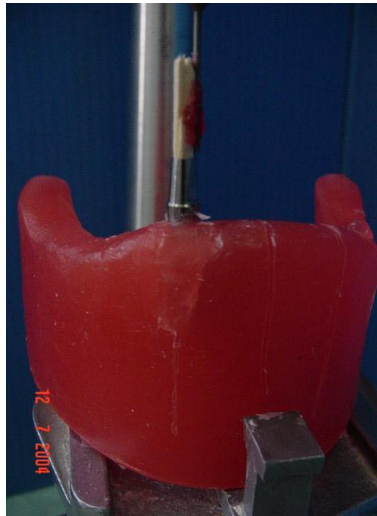




**Şekil 2-12** Açılı implantların modele yerleştirilmesi



**Şekil 2-13** Birbirine paralel olan implantların yerleştirilmesi



**Şekil 2-14** İmplantın etrafının mumla kapatılmış hali

Çalışmamızda kullanılan implantlar 4 mm çapında, 13 mm boyunda silindirik Calcitek implantlardır (Calcitek, Zimmer Dental Inc., Calif.,USA).

### 2.1.3. İmplantları İçeren Fotoelastik Modellerin Hazırlanması

Oluşturulan implantlı mum modellerin elastomerik ölçü maddesiyle (Speedex, Coltene/Whaledent, Alstatten, Switzerland) ölçüsü alınmıştır. Sıcak su dökülerek mum uzaklaştırılmış, içinde sadece implantların kaldığı negatif kalıp elde edilmiştir. Kalıp kuruması için 1 gün bekletilmiştir.

Çalışmamızda kullanılan fotoelastik rezin (PL-2, Measurements Group Inc., North Carolina) iki bileşenlidir ve katalizörü PLH-2'dir. 1:1 oranında karıştırılarak kalıba dökülür, oda sıcaklığında polimerize olmaktadır.

**Çizelge 2-3** PL-2'nin Bazı Fiziksel ve Optik Özellikleri

|                                    |                                |
|------------------------------------|--------------------------------|
| Plastik yoğunluğu                  | $1,13(10)^{-3} \text{ g/cm}^3$ |
| Optik gerinme katsayısı            | 0,02 K                         |
| Uzama oranı                        | %50                            |
| Elastik modülü                     | 210 kg/cm <sup>2</sup>         |
| Hassas olduğu sıcaklık             | 40°C                           |
| Kullanılabilecek maksimum sıcaklık | 200°C                          |

Fotoelastik modelin hazırlanması için gereken materyal miktarı, üretici firma tarafından önerilen formülle hesaplanmıştır.

**Çizelge 2-4** Üretici Tarafından Önerilen Formül

|                                                          |
|----------------------------------------------------------|
| $W=D \times A \times T$                                  |
| W: Gereken toplam malzeme miktarı (g)                    |
| D: Plastik yoğunluk ( $1,13(10)^{-3} \text{ g/cm}^3$ )   |
| A: Dökülecek modelin yüzey alanı (genişlik x uzunluk mm) |
| T: İstenen kalınlık (mm)                                 |

**Çizelge 2-5** Fotoelastik Malzeme ve Kemiğin Elastik Modülleri

| Elastik Modül  | Gpa  |
|----------------|------|
| PL-2           | 0,21 |
| Spongioz Kemik | 0,49 |
| Kortikal Kemik | 14,7 |



**Şekil 2-15** PL-2



**Şekil 2-16** Kullanılan PL-2 miktarı

Çalışmada kullanılan fotoelastik modelin hazırlanması için, elektronik teraziyle 23 g rezin ve 23 g sertleştirici, ayrı ayrı darası alınmış plastik kaplarda tartılmıştır. Üretici önerileri doğrultusunda, malzemeler ve elastomerik ölçü maddesinden yapılmış kalıp fırına konularak, 46-52°C'ye kadar ısıtılmıştır. Resinin ısıtılması viskozitesini düşürüp, sertleştirici ile daha homojen karışım elde edilmesini sağlamaktadır.

Sertleştirici yavaşça rezine ilave edilmiş ve temiz bir karıştırıcıyla ani hareketlerden kaçınarak, çalkalamadan homojen bir şekilde karıştırılmıştır. Bu esnada hava kabarcıklarının oluşmamasına dikkat edilmiştir. Ekzotermik reaksiyon nedeniyle açığa çıkan ısı, bir termometrenin rezine batırılması ile izlenmiş, resinin sıcaklığı 55°C'ye yükseldiğinde, ısıtılmış kalıba vibratör üzerinde, yavaşça dökülmüştür.

Yüzeye çıkan hava kabarcıkları alındıktan sonra polimerizasyonunu tamamlaması için rezin, 1 gün oda sıcaklığında bekletilmiştir. Bu süre sonunda kalıptan çıkarılan modelin tesviye ve polisajı yapıldıktan sonra implant üstü protezlerin yapımına başlanmıştır.

## **2.2. İmplant Üstü Protezlerin Yapımı**

### **2.2.1. İmplant Üstü Bar, Bar-ball, Bar-Easy Slot Tutucuların Hazırlanması ve Dökümü**

Fotoelastik modellerin serbest sonlu bölgelerinde 3 mm kalınlığında (Menicucci ve ark., 1998; Sadowsky ve Caputo, 2000; Ochiai ve ark., 2004) basplak hazırlanmış ve modele mumla sabitlenmiştir. Protezler bitirildiğinde basplak kaldırılmış, bu boşluğa mukozayı taklit etmek için akıcı kıvamdaki elastomerik ölçü maddesi konulmuştur.

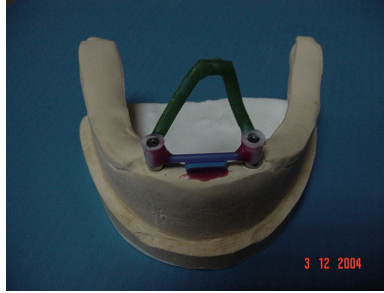


**Şekil 2-17** Serbest sonlu bölgelere yerleştirilmiş 3mm kalınlığında basplak

Modeller üzerinde barların hazırlanmasında öncelikle shouldered abutmentlar implantlara yerleştirilmiş, üzerlerine dökülebilir plastik parçalar vidalanmıştır. Uzun kalan dökülebilir plastik parçalar üst taraftan kesilerek modifiye edilmiştir. Açılı implantlı modellerde açıları düzeltebilmek için dökülebilir plastik parçaların etrafında gereken yerlere mum ilave edilmiş, freze cihazıyla paralellik sağlanmıştır. Tam yuvarlak plastik prefabrik barlar, implantların arasındaki mesafeye uygun olarak kesilmiş, mumla dökülebilir plastik parçalara sabitlenmiştir. Bar ile kret arasında 2 mm aralık bırakılmıştır. Bar yapı vidalar çıkartılarak modelden uzaklaştırılmış, manşete alınarak dökümü yapılmıştır. Dökümden sonra barın abutment'lar üzerine tam ve pasif oturup oturmadığı modelde kontrol edilmiş, pasif oturma, barların kesilip tekrar lehimlenmesiyle sağlanmıştır.



**Şekil 2-18** Abutment üzerinde plastik parçalar

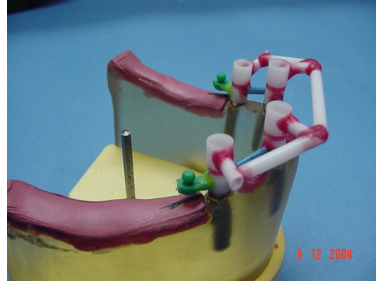


**Şekil 2-19** Tijlenmiş modelaj



**Şekil 2-20** Pasif oturma sağlanmadığında barın kesilerek lehimlenmesi

Bar-ball tutucu yapımında, yine aynı şekilde bar hazırlandıktan sonra barın distallerine ball tutucular okluzale bakacak şekilde paralelometre yardımıyla yerleştirilmiştir. Böylece barın her iki tarafındaki ball tutucuların birbirine paralel ve aynı horizontal düzlemde olması sağlanmıştır. Manşete alınan bar-ball tutucu dökülmüş, pasif oturması kontrol edilmiştir.

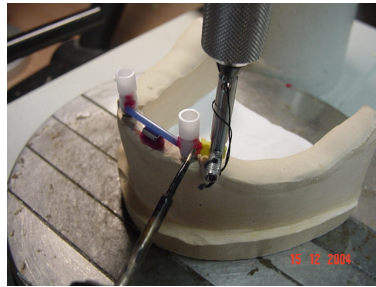


**Şekil 2-21** Bar-ball tutucunun tijlenmesi

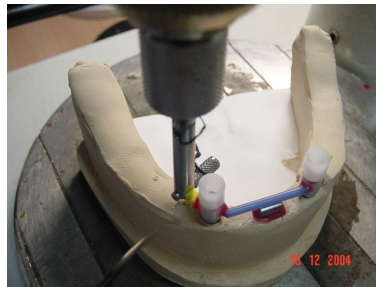


**Şekil 2-22** Bar-ball tutucunun tijinin üstten görünümü

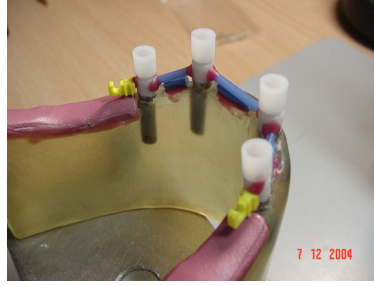
Bar-easy slot tutucunun hazırlanmasında, bar yapı hazırlığı bittikten sonra easy slot tutucular paralelometre yardımıyla barın distallerine yerleştirilmiştir. Manşete alınmasının ardından dökümü yapılmış, döküm sonrası abutment'lara pasif oturması kontrol edilmiştir.



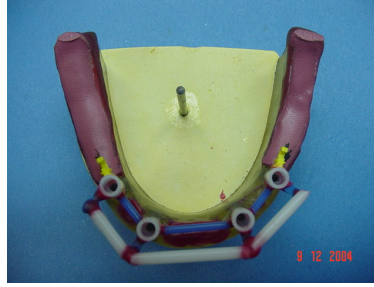
**Şekil 2-23** Easy-slot tutucunun paralelometre ile yerleştirilmesi - sol



**Şekil 2-24** Easy-slot tutucunun paralelometre ile yerleştirilmesi – sağ



**Şekil 2-25** Bar-easy slot tutucunun modelajı



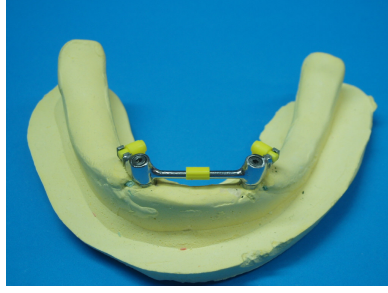
**Şekil 2-26** Bar-easy slot tutucunun tijlenmesi

Bütün tutucuların dökümünde krom-kobalt (Biosil, Degussa, Hanau, Germany) alaşımı kullanılmıştır. Döküm işlemlerinden sonra freze cihazıyla (Parascop, Bego, Germany) kalan çapaklar temizlenmiş, tesviye ve polisajı tamamlanmıştır.

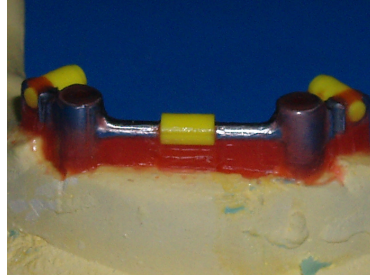
### **2.2.2. Bar-Easy Slot Tutucu İçin Protez İçinde Kalacak Metal Parçanın Hazırlanması ve Dökümü**

Bar-easy slot tutucunun dökümünden sonra easy slot tutucunun pinli olması nedeniyle protez içinde kalan mekanizmasını taşıyacak metal parçanın dökümü gerekmiştir. Bu nedenle sadece bu hassas tutucuda barın distal uçları arasında kalacak şekilde metal döküm yapılmıştır. Metal parça diğer planlamalarla uyumlu olması için serbest sonlu bölgede modelin daha distaline uzatılmamıştır. Hazırlanmış bar-easy slot tutucunun barın altında kalan bölgesi ve andırkatları mumla kapatılmıştır. Daha sonra modelin agar-agarla duplikatı elde edilmiş, ve üzerine metal parçanın modelajı yapılmıştır. Retansiyon boncukları eklendikten sonra dökümü krom-kobalt alaşımıyla yapılmıştır. Metal parça döküldükten sonra easy slot'un protez içinde kalan orjinal metal parçası metal dökümün içine akrille tespit edilmiştir. Pin, tespit edilen metal parçanın içindeki şeffaf plastik bir parçanın içinde ileri geri hareket etmektedir.

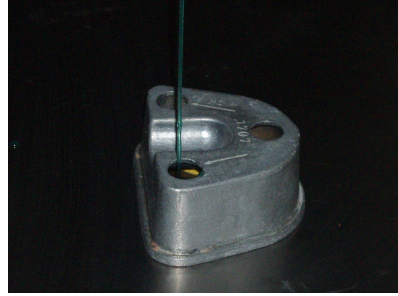
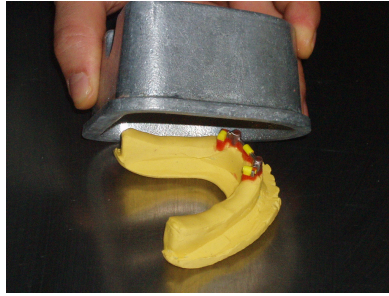




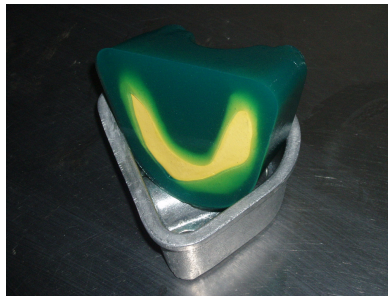
**Şekil 2-27** Bar klipsi ve easy slot parçalarının yerleştirilmesi



**Şekil 2-28** Andırkatların ve barın altının block-out yapılması



**Şekil 2-29** Modelin dublikatı için agar agar dökülmesi

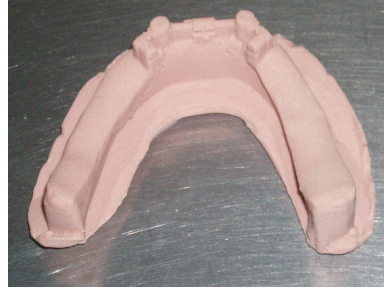


**Şekil 2-30** Agar-agarın içinde model

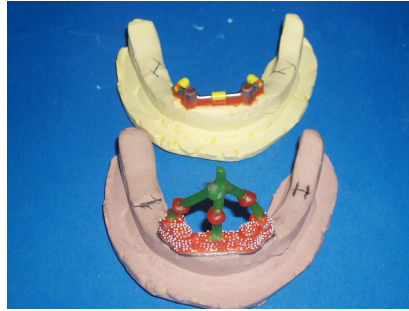




Şekil 2-31 Revetmanın dökülmesi



Şekil 2-32 Elde edilen duplikat model



Şekil 2-33 Dökülecek metal parçanın modelajı ve tijlenmiş hali

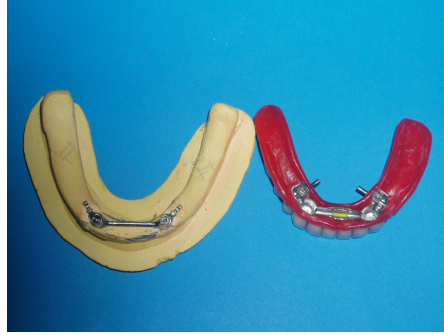


Şekil 2-34 Dökülmüş metal parça

### 2.2.3. Diş Dizimi ve Protezlerin Birbiriyle Aynı Olacak Şekilde Bitirilmesi

Bar-easy slot tutucunun metal parçası üzerine oturtulduktan sonra model üzerinde diş dizimi yapılmıştır. Diş dizimi yapılmış protezin mufla içinde elastomerik ölçü

maddesiyle ölçüsü alınarak ve protezin negatifi elde edilmiştir. Bütün protezlerin bitiminde bu negatif kalıp şablon olarak kullanılmıştır.



**Şekil 2-35** Dizimi yapılmış protezin içten görüntüsü



**Şekil 2-36** Diş dizimi yapılmış protez



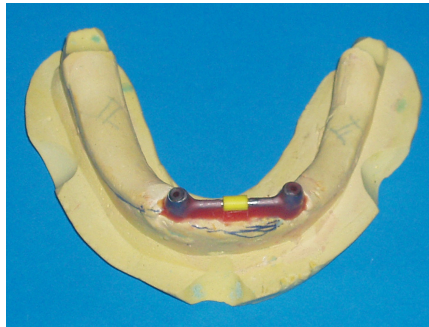
**Şekil 2-37** Mufla içine silikon ölçü maddesinin konulması



**Şekil 2-38** Protezin negatifi

Dizilen dişler ve kaide kısmı modelden kaldırılarak, yine model üzerinde sadece metal parça bırakılmıştır. Andırkatlar mumla doldurulduktan sonra model laklanmıştır. Muflanın diğer parçasında model alçı içine sabitlenmiştir. Daha sonra silikon kalıp içine otopolimerizan şeffaf akril konularak akrilin polimerizasyonu sağlanmıştır. Şeffaf malzemenin kullanılması, stres şekillerini gözlemlemek için ışığın modelin tamamından geçmesini sağlamaktadır (Ochiai ve ark., 2004). Mufla açıldıktan sonra protez çıkartılmıştır. Silikonlu taraf korunmuş, model mufladan uzaklaştırılmıştır. Elde edilen protezin kontrolü yapıldıktan sonra tesviye ve polisajı tamamlanmıştır.

Bar ve bar-ball tutuculu diğer modellerde de barın klipsleri bar üzerine ve ball ataçmanın plastik başlıkları ball ataçmana yerleştirilmiş, modelde barın altında kalan boşluk ve andırkatlar mumla doldurulmuştur. Model laklandıktan sonra, muflanın silikon negatifi içeren kısmına otopolimerizan şeffaf akril konulup, mufla sıkıca kapatılarak polimerizasyon sağlanmıştır. Protez çıkartılıp kontrolü yapıldıktan sonra tesviye ve polisajı yapılmıştır.



**Şekil 2-39** Barın alt kısmının ve andırkatların mumla doldurulması



**Şekil 2-40** Şeffaf akrilin protezin negatif olan mufla tarafına doldurulması



**Şekil 2-41** Bitmiş protez

ERA tutuculu planlamada ERA'nın üzerine gelen metal başlıkların açısı paralelometrede kontrol edilmiş, mumla andırkatlar doldurulmuştur. Muflaya alınan model muflanın diğer tarafındaki silikon içine otopolimerizan şeffaf akril konularak polimerizasyon sağlanmıştır. Elde edilen protezin kontrolü yapıldıktan sonra tesviye ve polisaj tamamlanmıştır.

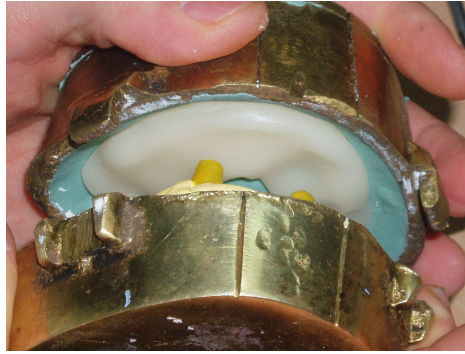


**Şekil 2-42** ERA'ların etrafının mumla kapatılması



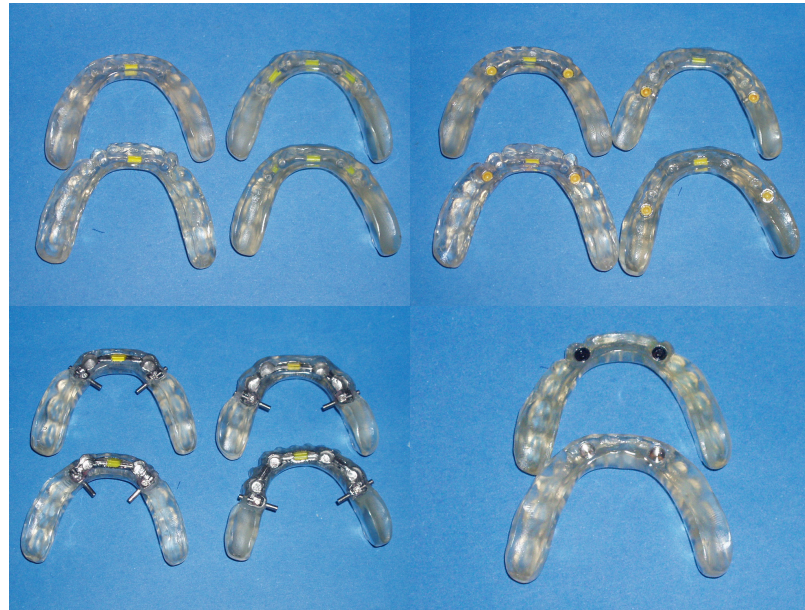


**Şekil 2-43** Protezin negatifi olan tarafa şeffaf akrilin yerleştirilmesi



**Şekil 2-44** Muflanın kapatılması

Böylece her modelde dört farklı hassas tutucu üzerine dört overdenture protez hazırlanmış, toplam 16 protez yapılmıştır.



**Şekil 2-45** Bitmiş protezler

Fotoelastik modelde mukozayı taklit etmek için serbest sonlu bölgeye yerleştirilen basplaklar kaldırılmıştır. Protezlerin serbest sonlu kısımlarında protez iç yüzeyine akışkan kıvamlı elastomerik ölçü maddesi konularak fotoelastik modele oturtulmuş, taşan parçalar temizlenmiştir.



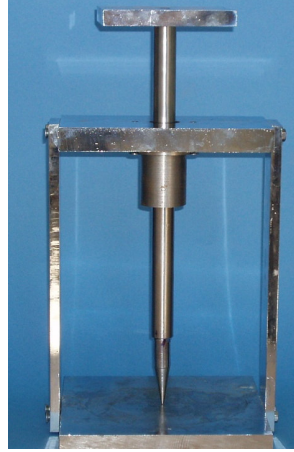
**Şekil 2-46** Serbest sonlu kısımlarda mukoza stimulanı olarak silikon konulmuş hali

### **2.3. Polariskop Cihazında Yükleme Yapılması**

Protezlerin tamamlanmasının ardından, protezlerin yüklenmesi ve ortaya çıkan stres dağılımının fotoğraflanmasına geçilmiştir. Yükleme öncesinde daha net görüntü alabilmek için modeller makine yağıyla yağlanmıştır.

Hazırlanan fotoelastik modeller üzerine sırayla hassas tutucular ve protezler yerleştirilerek, Gazi Üniversitesi Teknik Eğitim Fakültesi'nde hazırlanan yükleme aleti ile yükleme yapılmıştır. On kg yük, sol birinci moların santral fossa orta noktasından, dikey yönde uygulanmıştır. Birinci molardan yükün uygulanma nedeni, bu bölgede elevatör kasların maksimum kasılması ile maksimum okluzal kuvvetlerin oluşmasıdır (Haraldson ve Carlsson, 1977; Pruim ve ark., 1980). Böylece çalışan taraf taklit edilmiştir. Karşıt çenenin durumuna bağlı olarak, implant overdenture

hastaları için normal okluzal çiğneme aralığında ve maksimum kuvvetlere yakın olduğundan bu yük miktarı seçilmiştir (Haraldson ve ark, 1988). Yünün tek taraflı olarak uygulanması, ilgili literatürlerde de görülmektedir (Sadowsky ve Caputo, 2000; Ochiai ve ark., 2004; Sadowsky ve Caputo, 2004).



Şekil 2-47 Yükleme Cihazı

#### 2.4. Modelde Oluşan Stres Çizgilerinin Fotoğraflanması ve Değerlendirilmesi

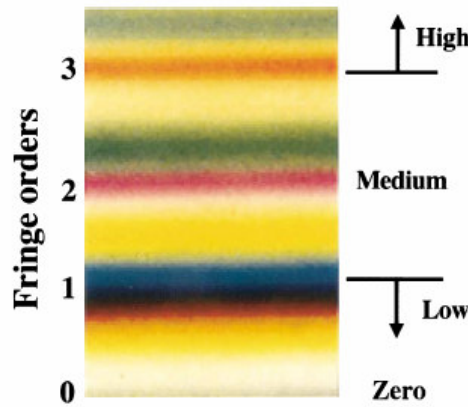
Çalışmamızda dairesel polariskop cihazı ve beyaz ışık kaynağı kullanılmıştır. Polariskop cihazındaki polaroid plak, ışık kaynağından gelen ışınları kutuplayarak, polarizasyon aksına paralel olan ışınları geçirmektedir. Çeyrek dalga plakaları, polaroid plaktan kutuplanmış olarak gelen ışınları dairesel olarak polarize hale getirir. Çalışmamızda üç boyut benzeri fotoelastik analiz yöntemi kullanıldığından, fotoelastik modelde yükleme esnasında oluşan stres çizgileri, gözlem yerine yerleştirilen dijital fotoğraf makinesi (Canon Powershot G3, Tokyo, Japan) ile tespit edilmiş ve elde edilen fotoğraflardaki görüntüler karşılaştırılarak değerlendirilmiştir. Modellerin, polariskop cihazında önce yüksüz daha sonra yüklenmiş olarak fotoğrafları çekilmiştir.

### 3. BULGULAR

Fotoelastisite, bir cisimdeki stresin dağılımını, nitelik ve niceliğini birbirini izleyen, bitişik, farklı renklerdeki bantların görüntüsüyle vermektedir. Test edilen kısımdaki her bant, stresle ilişkili olarak farklı derecelerde çift kırınımı göstermektedir. İzokromatik fringe şekli o bölgedeki stresin akışıyla belirlenir. Bu nedenle her bant rengi, bir çift kırınımı veya fringe sırasını ve stres derecesini tanımlamaktadır. Birinci sıra fringe'de kırmızı ve mavi, ikinci sıra fringe'de kırmızı ve yeşil arasındaki geçiş tonu, birinci ve ikinci fringe'leri gösteren ayırım bölgesidir.

Bundan sonra, pembe ve yeşil renklerin tekrarı yeni fringe sıralarını gösterir. Fringe sayısı, stres veya strain şiddetini gösterirken, fringe'lerin birbirine yakınlığı o bölgedeki stres yoğunluğunun ne kadar fazla olduğunu göstermektedir (Çehreli ve ark., 2004).

Stres seviyelerinin değerlendirilmesinde, stres seviyesi ve fringe sırası arasındaki ilişkiyi gösteren renk skalası (Fanuscu ve Caputo, 2004) ile oluşan renklerin fringe sırasını rakamsal olarak ifade eden çizelge kullanılmıştır (Çehreli ve ark., 2004).



Şekil 3-1 Fringe Sırası Renk Skalası



**Çizelge 3-1** İzokromatik fringe sıraları

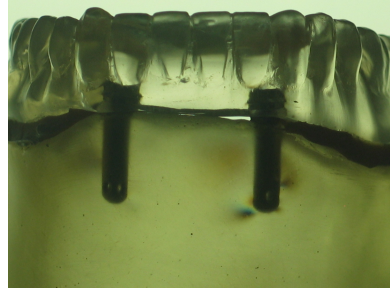
| Renk                                 | Fringe Sırası (N) |
|--------------------------------------|-------------------|
| Siyah                                | 0                 |
| Gri                                  | 0,28              |
| Beyaz                                | 0,45              |
| Soluk sarı                           | 0,60              |
| Turuncu                              | 0,80              |
| Soluk kırmızı                        | 0,90              |
| Mor (1. geçiş tonu)                  | 1,00              |
| Koyu mavi                            | 1,08              |
| Mavi-yeşil                           | 1,22              |
| Yeşil-sarı                           | 1,39              |
| Turuncu                              | 1,63              |
| Pembemsi kırmızı                     | 1,82              |
| Mor (2. geçiş tonu)                  | 2,00              |
| Yeşil                                | 2,35              |
| Yeşil-sarı                           | 2,50              |
| Kırmızı                              | 2,65              |
| Kırmızı/yeşil geçişi (3. geçiş tonu) | 3,00              |
| Yeşil                                | 3,10              |
| Pembe                                | 3,65              |
| Pembe/yeşil geçişi (4. geçiş tonu)   | 4,00              |
| Yeşil                                | 4,15              |

Çalışmamızda bulgular bölümü iki ve dört implantlı modellerde implantların düz ve açılı yerleştirilmesi göz önüne alınarak dört grup olarak incelenmiştir.

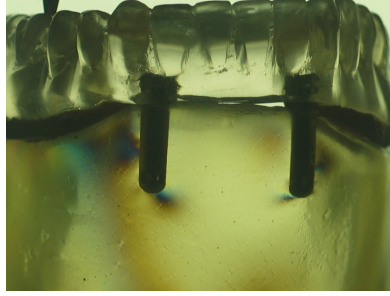
### 3.1. İki İmplantlı Modeller

#### 3.1.1. İmplantların Birbirine Paralel Yerleştirildiği İki İmplantlı Model

**ERA:** Yüklenen taraftaki implantın mesial apikalinde (1,08) ve distal yüzünün orta üçlüsünden yükleme sahasına ve koronale doğru uzanan orta derecede stres yoğunlaşması (1,08) görülmektedir. Buna karşılık, diğer taraf implant apeksinde çok az, ancak distal yüzde orta üçlü bölümünde biraz daha belirgin stres gözlenmektedir. Fakat oluşan bu stresler model yüklenmeden de görüldüğü için bu hassas tutucu karşıt implantta yük dağılımı yaratmamaktadır.

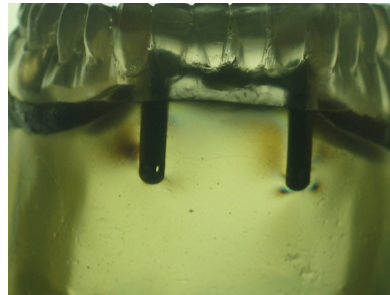


**Şekil 3-2** ERA'lı modelin yüklenmemiş hali

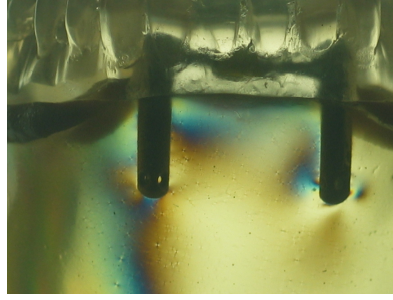


**Şekil 3-3** ERA'lı modelin yüklenmiş hali

**Bar:** Yüklenen taraf implant uzun aksı boyunca apikal bölge de dahil olmak üzere orta derecede stres (1,08) gözlenmektedir. Yüklenen taraf implantın distalinde daha yaygın orta derecede stres (1,22), mesialinde ise daha dar bölgede koronale yakın bulunan orta derecede stres varlığı (1,22) göze çarpmaktadır. Karşı taraf implantta yüklenen taraftaki implanta göre daha az olmakla beraber mesial yüzey boyunca stres varlığı söz konusudur. Modelin yüklenmemiş halinde bulunan stresle karşılaştırıldığında, yüklemenin yapılmadığı taraftaki implantın mesialinde olan stres önceki haline göre artış göstermiş (1,22) ve daha geniş bir alana yayılmıştır. Bu da, karşı taraf implanta yükün aktarıldığını göstermektedir. Her iki implant arası alveoler kret tepesine yakın bölgede orta derecede stres (1,08) gözlenmektedir.

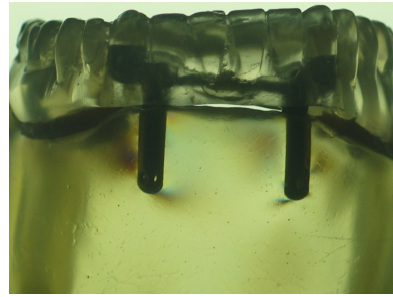


**Şekil 3-4** Barlı modelin yüklenmemiş hali

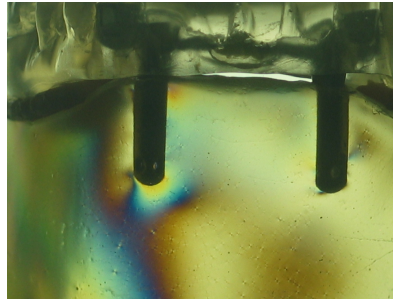


Şekil 3-5 Barlı modelin yüklenmiş hali

**Bar-ball tutucu:** Yüklenen taraf implantta apikal bölgede simetrik orta derecede stres yoğunlaşması (1,08), implant koronal bölgesinde de düşük derecede stres (0,80) gözlenmektedir. Distal yüzde stres orta derecede (1,63) seviyesindedir. Karşı taraf implantta stres gözlenmemektedir.



Şekil 3-6 Bar-Ball modelin yüklenmemiş hali

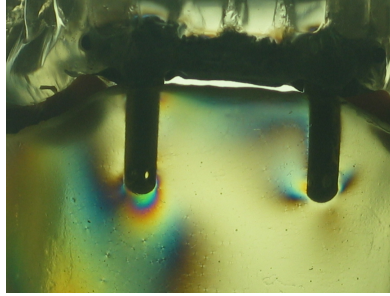


Şekil 3-7 Bar-Ball modelin yüklenmiş hali

**Bar-Easy Slot Tutucu:** Yüklenen taraf implantın koronal kısmında düşük seviyede (0,80), apikal bölgede simetrik olarak orta derecede stres (2,00) gözlenmektedir. Apikal bölgedeki stres distalde koronale doğru dağılım göstermiştir. Karşı taraf implant mesial yüzünde ve iki implant arası krete yakın bölgede orta derecede (1,08) stres gözlenmektedir.



**Şekil 3-8** Bar-easy slot modelin yüklenmemiş hali

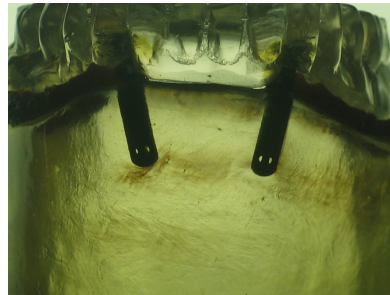


**Şekil 3-9** Bar-easy slot modelin yüklenmiş hali

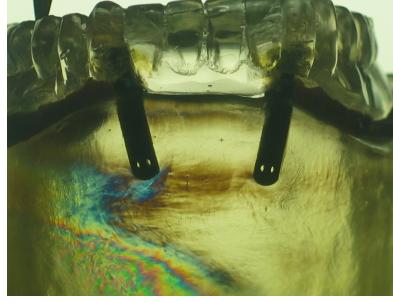
Birbirine paralel yerleştirilmiş iki implantlı modellerde streslerin yoğunlaştığı bölge yüklenen taraf implant olmuştur. Buna rağmen ortaya çıkan stresler orta derecededir. ERA ve bar-ball tutuculu tasarımlarda karşı taraf implanta yük iletimi olmamıştır. En yoğun stres bar-easy slot tasarımında, yüklenen taraf implantta belirlenmiştir.

### **3.1.2. İmplantların Açılı Yerleştirildiği İki İmplantlı Model**

**ERA:** Sadece yüklenen taraftaki implantın apikalinde, distale doğru uzanan orta derecede (1,08) stres gözlenmiştir. Karşı taraf implantta stres bulunmamaktadır.

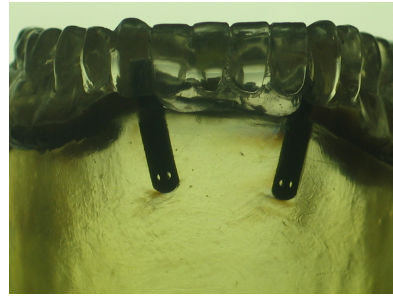


**Şekil 3-10** ERA'lı modelin yüklenmemiş hali

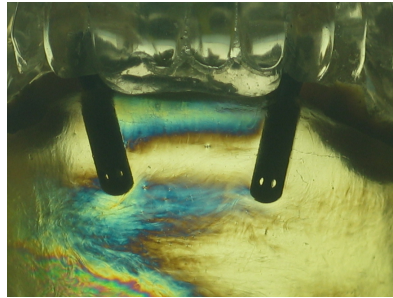


Şekil 3-11 ERA'lı modelin yüklenmiş hali

**Bar:** Yüklenen taraf implant apikalinde orta derecede (1,08), diğer taraftaki implant apikalinde ise daha dar bölgede bulunan aynı derecede (1,08) stres varlığı gözlenmiştir. İki implant arasında, yüklenen implant mesial orta üçlünden diğer implantın mesial koroneline doğru uzanan stres (1,08) görülmüştür.



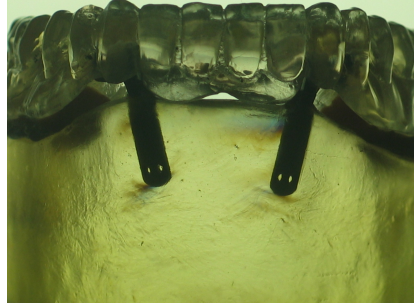
Şekil 3-12 Barlı modelin yüklenmemiş hali



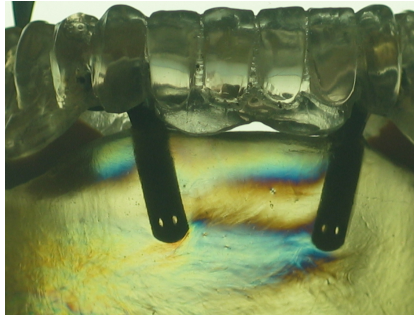
Şekil 3-13 Barlı modelin yüklenmiş hali

**Bar-ball Tutucu:** Yüklenen taraf implantta distal koronal bölgede orta derecede (1,08), apikalinde ise düşük derecede (0,80) stres bulunmaktadır. Karşı taraf implant mesial apikalinden iki implant arası bölgeye uzanan orta derecede (1,08) stres gözlenmiştir. Yine karşı taraf implant mesial koronalinden başlayan streslerin iki implant arasındaki alveoler kret bölgesine dağıldığı görülmüştür. Yüksüz halde

düşük derecede bulunan bu stres (0,80) yüklemeye artmış (1,08) ve daha geniş bir alana yayılmıştır.

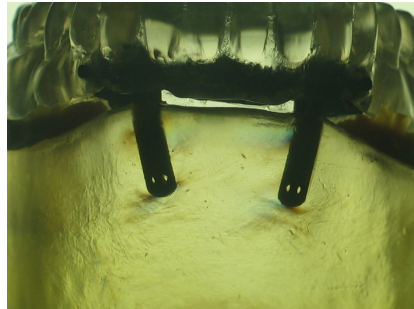


Şekil 3-14 Bar-ball modelin yüklenmemiş hali



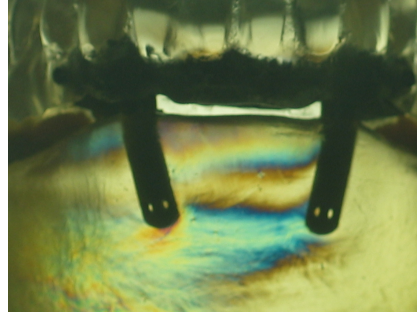
Şekil 3-15 Bar-ball modelin yüklenmiş hali

**Bar-Easy Slot Tutucu:** Yüklenen taraf implant apikalinde dar alanda bulunan orta derecede (1,82) stres gözlenmiştir. Distal koronalinde orta derecede (1,08), mesial koronalde ise yine orta derecede fakat biraz daha az stres seviyesinde (1,00) stres görülmektedir. Karşı taraf implantın mesial apikalinde orta derecede (1,08) stres yoğunlaşması ve mesial yüzden implantlar arası alveoler kret bölgesine yayılan stres (1,08) gözlenmiştir.



Şekil 3-16 Bar-easy slot modelin yüklenmemiş hali





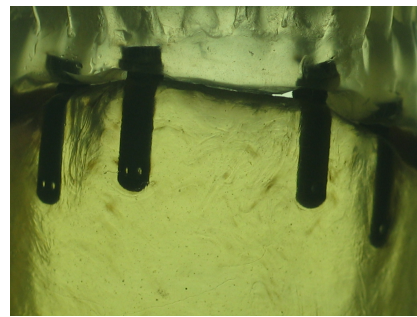
**Şekil 3-17** Bar-easy slot modelin yüklenmiş hali

Açılı yerleştirilmiş iki implantlı modellerde en dengeli dağılım ERA tutuculu tasarımda gözlenmiştir. Bar-ball tutucu ve bar-easy slot tutucu yakın stres dağılımları göstermiştir ve yüklenen taraf implant koronalinde stres oluşturmuşlardır.

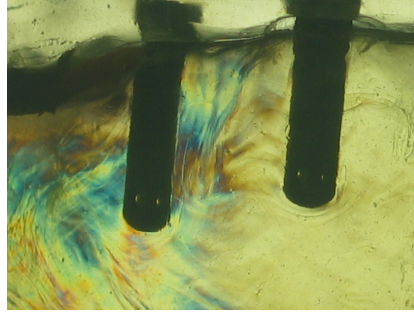
### **3.2. Dört İmplantlı Modeller**

#### **3.2.1. İmplantların Birbirine Paralel Yerleştirildiği Dört İmplantlı Model**

**ERA:** Yüklenen taraf terminal implantın uzun aksı boyunca orta (1,08) ve apikalinde düşük derecede (0,80) stres varlığı söz konusudur. Uzun aksı boyunca gözlenen stresler mesial yüzün tamamında ve distal yüzün apikal yarısındadır. Diğer üç implantta stres gözlenmemiştir.



**Şekil 3-18** Modelin yüklenmemiş hali -ERA

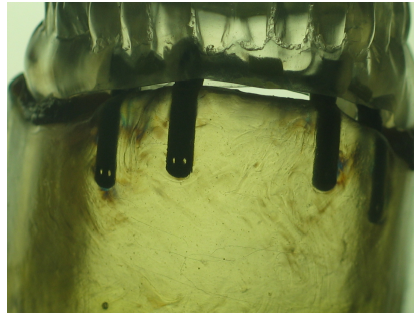


**Şekil 3-19** Yük uygulandığı durumda yüklenen taraftaki stres dağılımı - ERA



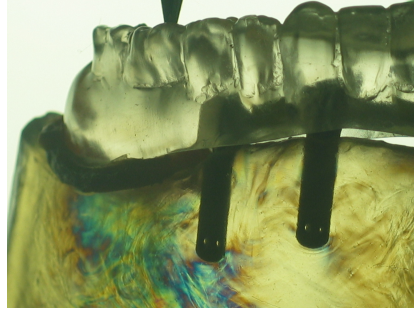
**Şekil 3-20** Yük uygulandığı durumda karşı taraftaki stres dağılımı -ERA

**Bar:** Yüklenen taraf terminal implantın apikalinde simetrik olarak orta derecede (1,08) stres bulunmaktadır. Yine yüklenen tarafta mesialdeki implantın mesial apikalinde çok dar bir alanda orta derecede(1,08) stres gözlenmiştir. Yükleme yapıldığı tarafta mesial implantta stres bulunmamasına rağmen, distal implantta yüksüz halde var olan streslerin yükleme yapıldığında daha geniş alana yayıldığı gözlenmiştir. Yani yüklenmeden önce mesial ve distal yüzde görülen fringe sırası 1,08'ken yüklendikten sonra mesial yüzde 1,22 , distalde ise 1,63 değerine yükselmiştir. Gözlenen değer değişiklikleri yine orta derecedeki stresi göstermektedir. Fakat stresin çok az da olsa yayılması o implantta yükleme etkisinin olduğunu gösterir.



**Şekil 3-21** Modelin yüklenmemiş hali - Bar



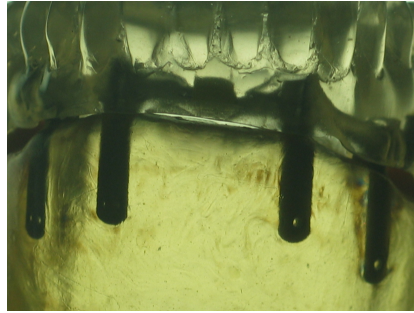


**Şekil 3-22** Yük uygulandığı durumda yüklenen taraftaki stres dağılımı - Bar

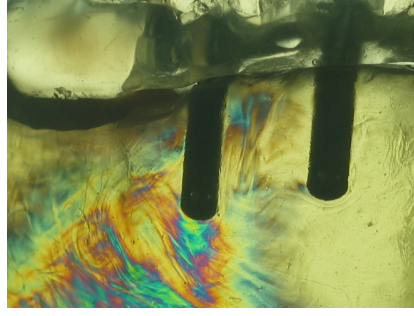


**Şekil 3-23** Yük uygulandığı durumda karşı taraftaki stres dağılımı - Bar

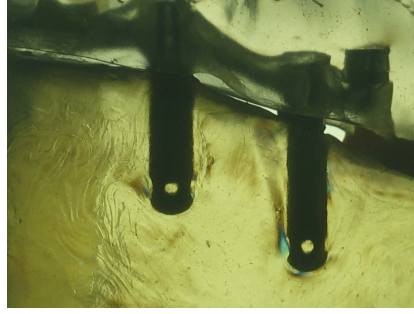
**Bar-ball Tutucu:** Yüklenen taraf terminal implantın apikalinde orta derecede stres (2,00), mesial yüzünde yine orta derecede (1,08), distal yüzünde ise düşük derecede (0,80) stres gözlenmektedir. Diğer implantlarda yükleme öncesi görüntülerle kıyaslandığında stres gözlenmemiştir.



**Şekil 3-24** Modelin yüklenmemiş hali – Bar-ball

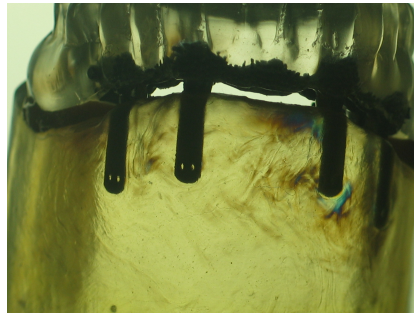


**Şekil 3-25** Yük uygulandığı durumda yüklenen taraftaki stres dağılımı – Bar-ball

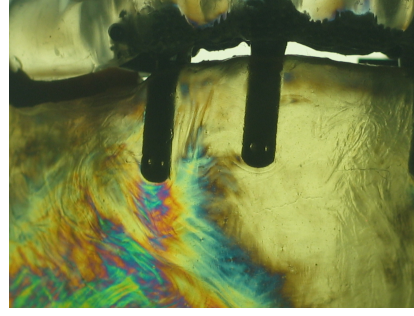


**Şekil 3-26** Yük uygulandığı durumda karşı taraftaki stres dağılımı – Bar-ball

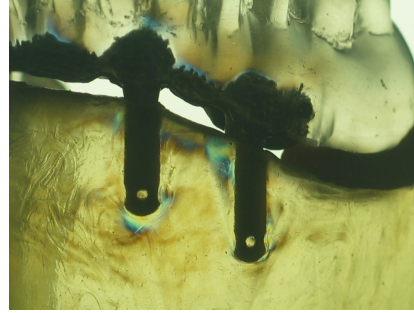
**Bar-Easy Slot tutucu:** Yüklenen taraf terminal implantın apikalinde orta derecede (2,00) stres, distal koronal bölgede ise düşük derecede (0,80) stres bulunmaktadır. Karşı taraf implantlarda terminal implantın mesial koronalinde orta derecede stres görülmektedir. Yükleme öncesinde de bu çizgiler izlendiğinden yüklemenin etkisinin olmadığı belirlenmiştir. Mesialdeki implantın apikalinde ve mesial koronalinde görülen stres yükleme öncesinde de görüldüğünden yüklemenin mesial implantta stres yaratmadığı düşünülmüştür.



**Şekil 3-27** Modelin yüklenmemiş hali – Bar-easy slot



**Şekil 3-28** Yük uygulandığı durumda yüklenen taraftaki stres dağılımı – Bar-easy slot

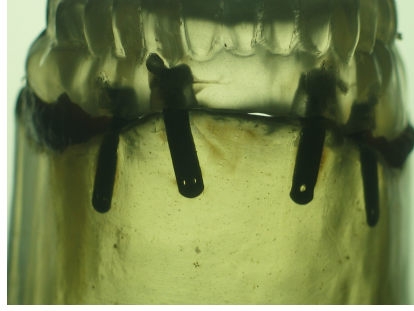


**Şekil 3-29** Yük uygulandığı durumda karşı taraftaki stres dağılımı – Bar-easy slot

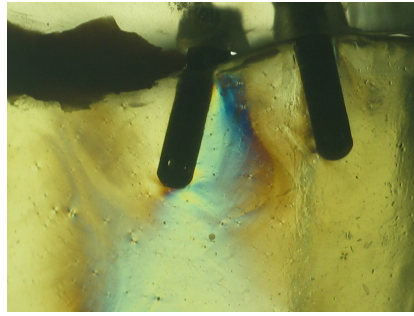
İmplantların birbirine paralel yerleştirildiği dört implantlı modeldeki tasarımlardan ERA, bar-ball ve bar-easy slot hassas tutuculu tasarımlarda, yük sadece yüklenen taraf terminal implantta gözlenmiştir, diğer implantlarda stres bulunmamaktadır. Bar tasarımı yükün diğer implantlara dağıtımına neden olmuştur. Bar-ball ve bar-easy slot tasarımlar yüklenen taraf terminal implantta en fazla strese neden olmuştur.

### **3.2.2. İmplantların Açılı Yerleştirildiği Dört İmplantlı Model**

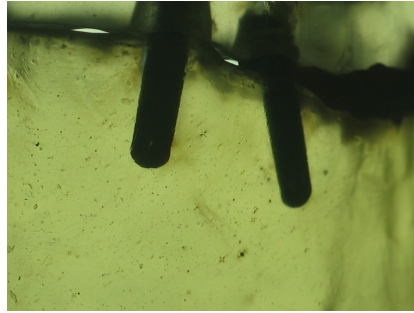
**ERA:** Yüklenen taraf terminal implantın apikalinde küçük bir alanda orta derecede (1,08) stres, mesial yüzünde ise geniş alana dağılmış orta derecede stres (1,08) gözlenmiştir. Diğer implantlarda stres bulunmamaktadır.



Şekil 3-30 Modelin yüklenmemiş hali -ERA

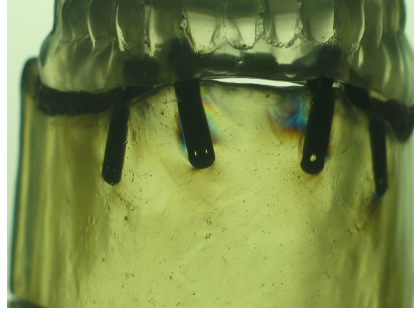


Şekil 3-31 Yük uygulandığı durumda yüklenen taraftaki stres dağılımı – ERA

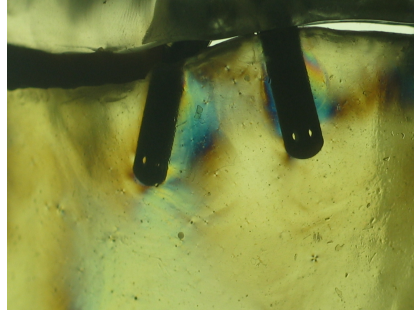


Şekil 3-32 Yük uygulandığı durumda karşı taraftaki stres dağılımı – ERA

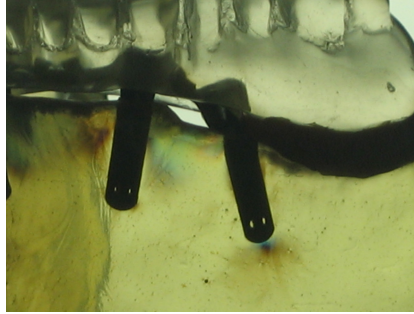
**Bar:** Yüklenen taraf terminal implantın apikalinde düşük derecede (0,80), mesialinde tüm yüz boyunca görülen orta derecede (1,08) stres bulunmaktadır. Yüklenen taraf mesial implantın distal yüzünde yüksüz halde bulunan streslerde değişiklik olmamış, mesial yüzünde ise yüksüzken bulunan stresin biraz daha geniş bir bölgeye dağıldığı görülmüştür. Karşı taraf mesial implantta mesial yüzde yüksüzken bulunan orta derecede stresin (1,08) dağılımı genişlemiştir. Distal yüzün apikal yarısında implant boyunca orta derecede (1,08) stres gözlenmiştir. Karşı taraf distal implantın mesial koronalinde dar alanda stres bulunmaktadır, apikalinde yüksüz halde çok küçük bir alanda bulunan stres biraz daha yayılmıştır.



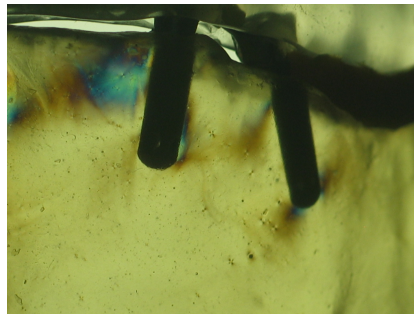
Şekil 3-33 Modelin yüklenmemiş hali - Bar



Şekil 3-34 Yük uygulandığı durumda yüklenen taraftaki stres dağılımı - Bar



Şekil 3-35 Karşı tarafın yüklenmemiş hali - Bar

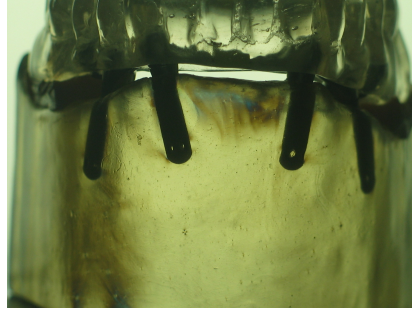


Şekil 3-36 Yük uygulandığı durumda karşı taraftaki stres dağılımı - Bar

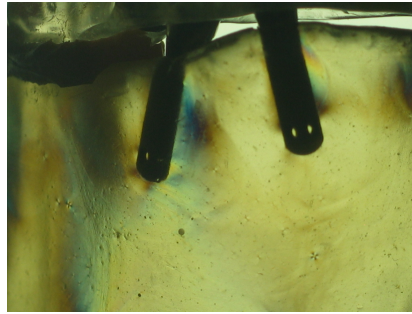
**Bar-ball tutucu:** Yüklenen taraftaki terminal implantın apikalinde düşük derecede (0,80), mesial yüzünde ise orta derecede (1,08) stres gözlenmiştir. Yüklenen tarafta mesial implantın mesial yüzünde yüksüz halde bulunan stres bir miktar daha



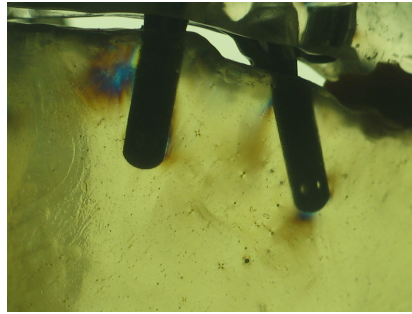
artmıştır. Karşı taraf implantlarda distal implantın mesial koronalinde geniş alana dağılmış orta derecede (1,08) stres gözlenmiştir. Mesial implantın mesial koronalindeki stres ise daha geniş alana yayılmış ve şiddeti hafif artmıştır. Yüksüz halde 1,08 iken yüklendiğinde 1,22 olmuştur.



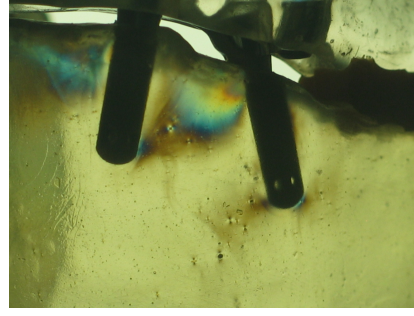
**Şekil 3-37** Modelin yüklenmemiş halde karşıdan görüntüsü – Bar-ball



**Şekil 3-38** Yük uygulandığı durumda yüklenen taraftaki stres dağılımı – Bar-ball

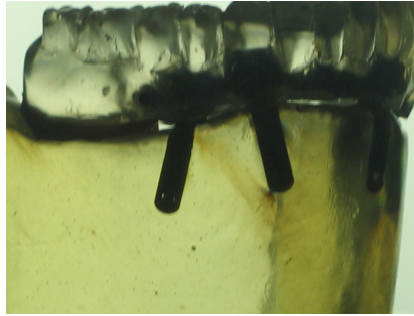


**Şekil 3-39** Karşı tarafın yüklenmemiş hali – Bar-ball

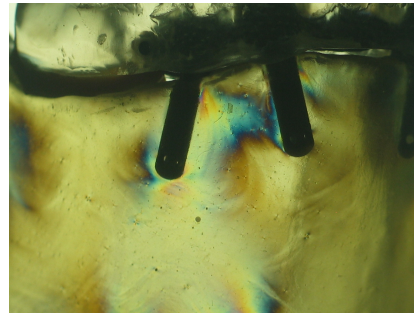


**Şekil 3-40** Yük uygulandığı durumda karşı taraftaki stres dağılımı – Bar-ball

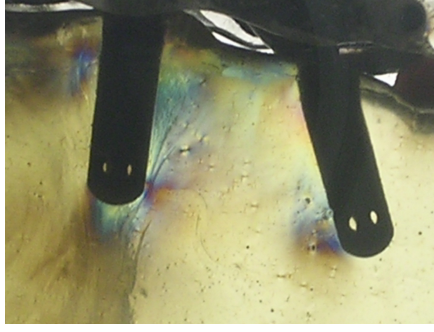
**Bar-Easy Slot Tutucu:** Yüklenen taraftaki terminal implantın distal apikalinde (1,08), mesial apikalde (1,00) ve mesial koronalinde orta derecede (1,63) stres gözlenmiştir. Mesialdeki implantın distal yüzü boyunca 1,08 ve mesial koronal bölgesinde 1,63 seviyesinde orta derecede stres bulunmaktadır. Karşıt tarafta mesialdeki implantın apikalinde ve mesial koronalinde stres artmıştır (1,22). Distal yüzünde ise daha geniş alana dağılmıştır. Distaldeki implantta ise değişiklik gözlenmemektedir.



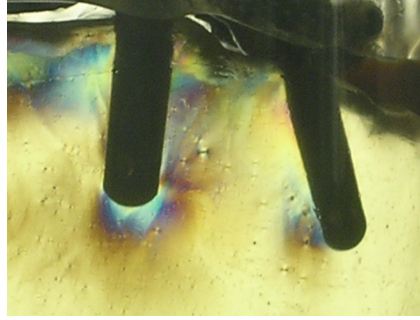
**Şekil 3-41** Modelin yüklenmemiş hali –Bar-easy slot



**Şekil 3-42** Modelin yüklenmiş hali – Bar-easy slot



**Şekil 3-43** Karşı tarafın yüklenmemiş hali –Bar-easy slot



**Şekil 3-44** Karşı tarafın yüklenmiş hali –Bar-easy slot



#### 4. TARTIŞMA

Oral implantlar etrafındaki kemikiçi gerilim ve insan çene kemiklerinin fizyolojik gerilim eşiği biosensörlerle ölçülemediğinden, oral implantlar etrafında marjinal kemik kaybına neden olan gerilimin nitelik ve niceliği bilinmemektedir (Çehreli ve ark., 2004). Bu değerlerle ilgili benzer sonuç vereceği düşünülen stres analiz yöntemleri bu tip çalışmalarda kullanılmaktadır. Çalışmamızda modellerin geometrik özelliklerinden dolayı, stres iletim şekilleri üç boyut benzeri fotoelastik analiz tekniğiyle incelenmiştir.

Yükün iletimi protetik tutucuların, implant yapılarının ve destekleyen yumuşak ve sert doku yapılarının dayanıklılıkları gibi klinik faktörlere bağlı olabilir. Fotoelastik tekniğin in vitro kullanımı standart bir model üzerinde belli protetik tasarımlar, tutucular ve tekniklerin karşılaştırılmasına izin vermektedir (Ochiai ve ark., 2004). Çalışmada kullanılan fotoelastik modelleme tekniği, sonlu eleman analizi, matematik modeller veya gerilim ölçeri kapsayan diğer bütün modelleme sistemlerinde olduğu gibi uygulanan yüklere karşı biyolojik sistemin cevabını tahmin etmede kısıtlamalara sahiptir. Fakat, böyle modelleme sistemleri dikkatli kontrol edilmiş durumlarda, potansiyel strese bağlı değişikliklerin nerede olabileceğini gösterebilir (Jeong ve ark., 2003; Ochiai ve ark., 2004). Bir analitik metodun diğerinden iyi olması, modelin yapısındaki karmaşıklığa değil, analizin hedeflerine ve modeldeki tahminlere bağlıdır. Uygun şekilde kullanılan basit bir model, sınırlamalarını anlamadan kullanılmış karmaşık modele göre daha üstündür (Brunski, 2003).

Çalışmamız, total dişsiz hastadan alınan ölçüden hazırlanan fotoelastik model olsa da kortikal ve spongios kemik tek bir rezinden oluşturulmuştur. Stres şiddeti değişse bile, stresin yoğunlaştığı yerler aslında değişmeyecektir. Bu nedenle, farklı protetik planlamaların oluşturduğu stresleri karşılaştırmak için bu yöntem faydalıdır (Sadowsky ve Caputo, 2000). Ayrıca kemik ve yumuşak doku miktarına bağlı olarak yumuşak doku resiliensi kişiden kişiye değişse bile, test modelinde bu tür değişkenler aynı kalır ve böylece kontrol altında tutulur (Porter ve ark., 2002).

Overdenture fonksiyonunda, farklı tutucuların iki farklı destek dokuyla birlikte yük iletimi, karışık bir yük dağılımı göstermektedir. Overdenture planlaması kadar implantların sayı ve dağılımları da implant ve destekleyen kemikteki yüklemeyi etkileyecektir (Fanuscu ve Caputo, 2004). Dişsiz mandibulaya overdenture desteği olarak genellikle iki veya dört implant yerleştirilmektedir (Meijer ve ark., 1994; Setz ve ark., 2000). McGill konsensusuna göre mandibulada iki implant destekli overdenture ilk tedavi seçeneği olarak düşünülmelidir (2002).

Mandibular overdenture için iki implantın kullanılması planlanan vakalarda en az 10 mm uzunluğunda implantların kullanılması uygun olacaktır (Sadowsky ve Caputo, 2004). Modellerde kullanılan implantlar 13 mm uzunluğunda seçilmiştir.

Overdenture uygulamalarında hem silindirik (Meijer ve ark., 1992) hem de yivli (Sadowsky ve Caputo, 2004) implantlar kullanılabilir. Çalışmada silindirik implantlar kullanılmış olsa da, diğer implant tipleri de benzer malzeme, hassas tutucu ve protez planlamaları ile benzer sonuçlar verebilir. Yivli implantın her bir yivi etrafında düz silindirik implanta göre daha fazla yoğunlukta stres beklenmektedir. Fakat implant-destekli overdenture protezin bütününde stres incelendiğinde implant tipleri arasında benzer yük dağılımı beklenmektedir (Ochiai ve ark., 2004).

Destek alınacak implantların birbirine ve protez giriş yoluna paralel yerleştirilmesi gerekmektedir. Fakat klinikte anatomik sınırlamalar ve kemik morfolojisi nedeniyle her zaman bu ideal durumu sağlamak mümkün olmayabilir (Sadowsky, 2001). Bu nedenle çalışma modellerinde birbirine paralel yerleştirilmiş implantlar açılı yerleştirilenlerle karşılaştırılmıştır. Çalışmada toplam 4 model, 12 adet implant kullanılmıştır. Dört modelin ikisinde açılı implantların stres dağılımına etkisi değerlendirilmiştir.

İmplant-protez bağlantısında genel olarak bar, stud, magnet ve teleskop koping gibi farklı tutucular kullanılmaktadır (Heckmann ve ark., 2001a). Literatürde en fazla stud, bar ve barlı hassas tutucuların uygulandığı görülmüştür. Bu nedenle çalışmamızda bir stud tutucu olan ERA, bar, bar-ball tutucu ve bar-easy slot tutucular

kullanılmıştır. Çalışmada literatürden farklı olarak bar-easy slot tutucu kullanılmıştır. Stud ataçman olarak ERA'nın kullanılma nedeni, ERA sistemin açılı implantların açısını düzeltmeye olanak sağlamasıdır. Literatürde de farklı çalışmalarda kullanıldığı görülmüştür (Porter ve ark., 2002; Petropoulos ve Smith, 2002). Diğer barlı sistemler de açılı implantların protetik restorasyonunu sağlamak için kullanılmıştır. Bağlantıların rijit olduğu durumlarda implantlara gelen streslerin değerlendirilebilmesi amacıyla bar-ball tutucu ve bar-easy slot planlamaları tercih edilmiştir.

Federick ve Caputo (1996) birbirine paralel ve açılı yerleştirilmiş iki implantlı fotoelastik modellerde yaptıkları çalışmada ERA, bar ve distallerinde ERA tutucu olan bar tutucuları stres iletimi yönünden değerlendirmişler ve en dengeli dağılımı stud tutucu olan ERA tutucunun gösterdiği sonucuna varmışlardır. Yüğü implant üstünden, ikinci premolar ve ikinci molardan uygulamışlardır. Yüğün posteriordan uygulanmasının dişsiz sahada stresin artmasına, implantlarda ise stresin azalmasına neden olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmaya göre yüğün ikinci molardan uygulanmasıyla, tutucu parçaların oluşturduğu stresler arasındaki fark azalmıştır. Bütün bu sonuçlar çalışmamızla uyumludur ve farklı tutucuların yarattığı streslerin birbirine yakın gözükmesini açıklamaktadır.

Kenney ve Richards (1998) iki implantlı modelde ball/ O-ring ve bar tutucuların stres iletimine etkisini fotoelastik analizle çalışmışlardır. Ball/ O-ring tutucunun bara göre implantlarda daha az stres oluşturduğu sonucuna varmışlardır.

Fotoelastik analiz yöntemiyle çalışılmış diğer bir çalışmada iki implant destekli mandibular overdenture için dört farklı tutucu sistemi kullanılmıştır. Kubbe şeklindeki mıknatıs, düz mıknatıs, ERA ve Locator tutucunun karşılaştırılması sonucunda implant ve destekleyen yumuşak dokulardaki yük iletimi açısından çok az farklılıklar ortaya çıkmıştır (Hojo ve ark., 2004).

Tokuhisa ve arkadaşları (2003) gerilim ölçer yardımıyla iki implant destekli mandibular overdenture'da ball, magnet ve bar tutucuların yük iletimini

karşılaştırmışlardır. Bar tutucu her iki implantta da en fazla strese neden olmuştur. Yüklenen taraf implanttaki stres, ball tutucuda en az olarak bulunmuştur. Stresin bu şekilde çıkmasının, plastik dişi parçanın stresi absorbe etmesi sonucunda oluşabileceği sonucuna varılmıştır. Çalışmamızda da stud tutucu olarak kullanılmış olan ERA tutucu, yüklenen taraf implantta en az strese neden olmuştur. Gelen yük dişi parçadan ve tutucunun bağlantı kısmından absorbe olabilir. Bu nedenle, uzun dönemde vida gevşemesi veya plastik parçaların yenilenme ihtiyacı ortaya çıkabilir (Payne ve Solomons, 2000).

Gerilim ölçer kullanılan diğer bir çalışmada iki implantlı model elde edilmiş ve gerilim ölçerli abutment'lar yardımıyla farklı tutucuların abutment üzerinde yarattığı yük dağılımı incelenmiştir. Çalışılan stud tutucular arasında beyaz ve turuncu plastik parçalı ERA stud tutucuların implantlarda en az kuvvet ve moment iletimine neden olduğu ve çevre doku sağlığının uzun ömürlülüğüne katkıda bulunacağı belirtilmiştir. Ayrıca implant overdenture planlamasında stud tutucu kullanılacaksa, beyaz ve turuncu plastik parçalı ERA stud tutucuların seçilebileceği sonucuna varılmıştır (Porter ve ark., 2002). Çalışmamızda da beyaz plastik parçalı ERA stud tutucu kullanılmıştır.

Menicucci ve arkadaşları (1998), iki implant destekli mandibular sonlu eleman modelinde ball ve bar tutucuları karşılaştırmışlar, ball tutucunun bara göre peri-implant kemikte daha az stres yarattığını belirtmişlerdir.

Meijer ve arkadaşları (1992), iki implantlı modelde üst yapı planlamasının, implantlar etrafında oluşturduğu strese etkilerini sonlu eleman analiz yöntemiyle karşılaştırmışlardır. Çalışma sonucuna göre implantların tek tek kullanılmasının barla birleştirilmesine göre daha düzenli stres dağılımı oluşturduğu belirtilmiştir.

Çalışmamızda birbirine paralel yerleştirilmiş iki implantlı modelde en az stres, stud tutucu olarak kullanılan ERA tutucuda çıkmıştır. Bütün tasarımlarda yükün uygulandığı taraf implant en fazla yüke maruz kalmıştır. ERA'dan sonra bar ve sırasıyla bar-ball ve bar-easy slot tutucular uygun stres dağılımı göstermektedir.

Yüklenen taraf implantta en fazla stres bar-easy slot tasarımıda bulunmuştur. Bar tasarım karşıt implantta da yük paylaşımına neden olmuştur. İki implantlı modelde bar tasarımın bu şekilde yük iletmesi, posterior yüklerde barın üzerinde bulunan klibin yuvarlak kesitli bar etrafında rotasyon göstermesi ve yükün büyük kısmını posterior alveoler kretlere iletmesi şeklinde açıklanabilir. Tek ball tutucuların ve yuvarlak barların kullanılması overdenture’ın resilient bağlanmasına izin vermektedir (Oetterli ve ark., 2001). Kullanılan bar şekline göre bu sonuç değişebilir.

Sadowsky ve Caputo (2004), iki implantlı fotoelastik modelde barlı tasarımda çalışmamızla paralel olarak yüklenen taraf implant etrafında stres gözlemlemişler, yüklenmeyen taraf implantta ise az miktarda stres olduğunu belirtmişlerdir. Karşılaştırılan diğer tutucularda da stresler yükün uygulandığı tarafta daha fazla görülmüştür.

Sonlu eleman analizi ile yapılmış bir çalışmada bar ve ball tutucular arasında implantlar çevresinde stres dağılımında istatistiksel farklılık bulunmamıştır (Meijer ve ark., 1996).

Benzer şekilde, iki implant destekli bar ve ball tutuculu overdenture hastalarının 5 yıllık takip çalışmasında implant çevresi sağlık ve protezlerin bakım ihtiyaçları değerlendirilmiştir. Marjinal kemik kaybı veya implant çevresi mukoza sağlığı yönünden farklılık bulunmamasına rağmen, teknik komplikasyon ve tamir görülme sıklığı bar tutucuda daha fazla bulunmuştur (Gotfredsen ve Holm, 2000).

Mericske-Stern ve arkadaşları in vivo çalışmada overdenture desteği olan implantlarda piezoelektrik çevirici kullanarak implantlara iletilen kuvvetleri ölçmüştür. Overdenture’lar implantlara üç farklı tutucu ile bağlanmıştır: U kesitli bar (rijit tutucu mekanizma), yuvarlak kesitli bar ve klip (stres kırıcı mekanizma), ve tek teleskoplar (rijit tutucu mekanizma). Barlarda iki implant arasındaki fark az bulunmuştur. Fakat teleskop sistemde bu fark oldukça fazladır. Bu nedenle tutucu tipinin (tek tek veya splinte edilerek kullanılmasının) retansiyon mekanizmasından (rijit veya stres kırıcı) daha önemli olduğu belirtilmiştir. Rijit barların implantlarda

yük paylaşımına ve stres dağılımına yardımcı olduğu sonucuna varılmıştır (Mericske-Stern ve ark., 1996).

El-Sheikh ve arkadaşları (1999) üst yapı planlamasının implant overdenture'larda kuvvet iletimine belirgin etkisi olduğunu belirtmişler ve abutment'lar üzerinde en az yükü ball, en fazla yükü ise bar planlamasının gösterdiği sonucuna varmışlardır.

Çalışmamıza göre, implantların splintlenmesi planlanan iki implant destekli vakada yuvarlak bar-klip tasarımında yükler hem implantlara dağıtılır hem de yüklenen taraf implant üzerinde aşırı stres meydana gelmez. Bu gibi bir tasarım, kretin rezorbe olduğu durumlarda barın sağladığı ilave tutuculuk özelliğiyle birlikte avantajlı olmaktadır.

Bar-ball tasarımda yüklenen taraf implantta stres apikalde daha yaygın bir alanda gözlenmiş, yüklenmeyen tarafta ise stres görülmemiştir. Bunun nedeni distalinde bulunan yarı resilient tutucular olabilir. Bar-ball tutucu ile aynı özellikte olan bar-ERA tutucunun kullanıldığı çalışmada da en fazla stres apikal bölgede görülmüştür (Federick ve Caputo, 1996). Yine sonuçlarımıza benzer şekilde ball tutucunun implant uzun ekseninin distalinde bulunması nedeniyle bar tasarıma göre bar-ball tasarımda implantın distal yüzünde stres artmıştır.

Değerlendirilen tutucular arasında yüklenen taraf implantta en fazla stres bar-easy slot tasarımda görülmüştür. Tasarımın rijit olması nedeniyle bu şekilde dağılım olduğu düşünülmektedir. Yük her iki implanta da dağılmış fakat yüklenen taraf implantta daha yoğun görülmüştür. Literatür incelendiğinde bu tasarımın uygulandığı çalışma bulunmamaktadır.

Birbirine paralel yerleştirilmiş iki implantlı modelde implantlara gelen stresler hassas bağlantılara göre azdan çoğa ERA, bar, bar-ball, bar-easy slot şeklinde sıralanabilir.

İki implant kullanılan in vivo çalışmada, Mericske-Stern, tutucu sistemlerin etkisinin sanılandan çok daha az olduğunu, anatomik-morfolojik durum, üst yapı uyumu ve okluzyon gibi diğer parametrelerin de implantların yüklenmesine etki edebileceğini belirtmiştir (Mericske-Stern, 1998).

İmplantların mümkün olduğunca planlanan protez giriş yoluna paralel, okluzal düzleme ise dik şekilde yerleştirilmesi, böylece eğilme momentleri oluşumunu en aza indirgeyip implantların aksiyel yüklenmesinin sağlanacağı önerilmiştir (Mericske-Stern, 1993). Açılı yerleştirilmiş implantlı vakalar pratikte karşımıza çıkmaktadır. Bu tip vakalar hekimi zorlamakta ve bazı teknik problemlerin çözümünü gerektirmektedir (Konstantinos ve ark., 2005).

Çalışmamızda implantlar arasındaki açının nasıl sağlandığı materyal metot bölümünde anlatılmıştır. İlgili literatür incelendiğinde implantlar arasındaki açının nasıl ölçüldüğü konusunda aşağıdaki çalışmalar bulunmuştur.

Mericske-Stern (1993), sefalometrik radyografi ile mandibular implant pozisyonu ve üzerindeki overdenture protezin okluzal düzleminin ilişkisini incelemek için implant eksen eğimlerini ölçmüştür. 44 hastada toplam 88 implantın, %19'unda implant eksen ve okluzal düzlem arasındaki açı 90 derecedir. %11'inde linguale, %70'inde ise bukkale eğim bulunmuştur.

Walton ve arkadaşları (2001), iki implant arasındaki açıyı ölçmek için bir teknik geliştirerek, implant açısının cerrahın deneyimi ve protez bakımı ile ilişkisini değerlendirmişlerdir. Bu çalışmada, implantlar arasındaki açıyı ölçmek için mandibular implant overdenture yapılacak 44 hastadan elde edilen modellerde ball tutucuların üzerine anahtar yerleştirilerek dijital fotoğraflar çekilmiştir. Fotoğraflar sagittal ve frontal düzlemde çekilerek değerlendirilmiştir.

Schneider ve Kurtzman (2002) açılı yerleştirilmiş implantlı maksiller vakanın rehabilitasyonunu anlattıkları çalışmada, implantların açılarını belirlemek için

modelde implant analoglarının üzerine uzun rehber pinler yerleştirmişler ve şablon yardımıyla açıları belirlemişlerdir.

Açılı yerleştirilmiş implantlı overdenture uygulamalarında kuvvet iletimini çalışmış az sayıda çalışma bulunmaktadır (Federick ve Caputo, 1996). Çalışmamızda açılı yerleştirilmiş iki implantlı modelde en uygun stres dağılımını ERA stud tutucu vermiştir. Bar tasarımıda, yüklenen taraf implant apikalinde ve iki implant arası bölgede karşı taraf implant mesial koronalinden başlayan stres çizgisi görülmüştür. Bütün barlı planlamalarda bu çizgi görülmektedir. Protezin tek taraflı yüklenmesiyle barın yüklenen tarafa doğru hareket eğilimi göstermesi sonucu bu şekilde stres görülebilir.

Bar-ball ve bar-easy slot tasarımlarda yüklenen taraf implantın distal koronal bölgesinde stresin ortaya çıkması ve diğer tasarımlarda bunun görülmemesi, planlamanın rijit veya resilient karakterde olmasının etkisini göstermektedir.

Buna rağmen ortaya çıkan stresler arasında büyük farklılıklar bulunmamaktadır. Genelde yük proteze, implant üstünden veya anterior bölgeye yerleştirilmiş iki implant arasından uygulandığında, implanta iletilen kuvvetler ve momentler daha yüksek çıkmaktadır (Porter ve ark., 2002). Çalışmamızda yükün 1. molar üzerinden uygulanması sonucunda yükün bir kısmı mukoza resiliensini taklit eden elastomerik ölçü maddesinde, bir kısmı da posterior dişsiz sahada dağılmaktadır. Bu nedenle implantlara gelen yükler azalmaktadır. Federick ve Caputo'nun çalışmasında (1996) yükler implant üzerinden, ikinci premolar ve ikinci molar üzerinden uygulanmış, yükün distale kaymasıyla tutucuların implantlar etrafında yarattığı farklı stres dağılımlarının birbirine benzediğini belirtmişlerdir. Bu çalışmada iki implantın açılı yerleştirildiği modelde implantlara gelen yüklerin iletimleri karşılaştırılmıştır. ERA, bar-ERA ve bar tutucuların değerlendirildiği çalışmada bar-ERA ve bar tasarımıda yüklenen taraf implantın distal yüzündeki stres diğerlerine göre daha fazladır. Bu sonuç kullandığımız bar-ball tutucuyla benzerlik göstermekte, fakat bar tutucunun gösterdiği sonuçla uyum göstermemektedir.



Belirtilen çalışmada ERA tasarımı implant uzun eksen boyunda simetrik stres dağılımı gözlenmiş, ve en az ve en dengeli dağılımı ERA tasarımın gösterdiği sonucuna varılmıştır. Bu sonuç çalışmamızın sonucu ile paralellik göstermektedir. İki implant arasındaki açı yaklaşık 10 dereceye kadar olduğunda, implantların splinte edilmeden kullanılmasının bu durumu genellikle tolere edebileceği söylenmiştir. Bu açı daha fazla olduğunda aşırı aşınmalar ortaya çıkabilir (Preiskel, 1996, Sayfa 212-232). Fakat kullanılan ERA stud tutucunun açı düzeltici parçası 17° lik açının düzeltilmesine izin vermektedir. Bu da, iki implant arasındaki açı 34° olana kadar bu tutucunun kullanılabileceğini göstermektedir.

Açılı yerleştirilmiş iki implantlı modelde, bar-easy slot tasarım diğer tasarımlarla karşılaştırıldığında en fazla stres ileten tutucu olarak göze çarpmaktadır. Stres dağılımları bar-ball tutucu ile benzerlik gösterse de, bar-easy slot tutucuda yüklenen taraf implantta en fazla stres ortaya çıkmıştır. Ayrıca yüklenen taraf implant koronalinde daha yaygın stres dağılımı göstermiştir.

Açılı yerleştirilmiş iki implantlı modelde implantlarda ortaya çıkan stresler hassas bağlantılara göre azdan çoğa ERA, bar, bar-ball, bar-easy slot şeklinde sıralanmaktadır.

Birbirine paralel ve açılı yerleştirilmiş iki implantlı modeller karşılaştırıldığında sonuçlar planlama yönünden benzemekle birlikte, paralel yerleştirilenlerde ortaya çıkan streslerin daha dengeli olduğu gözlenmiştir.

İmplantların paralel yerleştirildiği dört implantlı modelde tutucu sistem ne olursa olsun en fazla stres yüklenen taraf distal implantta görülmüştür. Diğer implantlarda ise az yük iletimi bulunmaktadır. Bu sonuçlar Sadowsky ve Caputo (2000)'nin dört implant destekli mandibular modelde fotoelastik yöntemle tutucu sistemlerin ve kaide temasının kuvvet iletimine etkisini inceledikleri çalışma ile uyumludur. Bu çalışma sonucunda ball/ O-ring tutucu, barlara göre daha az stres iletmiştir.

Literatür incelendiğinde diğerk bir çalışmanın, maksiller fotoelastik modelde dört implant kullanılarak yapıldığı görölmüşür. Bu çalışmada, hem splinte olan hem de olmayan tutucuların destekleyen implantlara dengeli stres dağılımı sağlayabileceğı belirtilmiştir. Stres karşılaştırması yapıldığında, stud tutuculardan Zaag ve Locator tutucunun, bar-ERA tasarımına göre daha düşük stres dağılımı gösterdiği belirtilmektedir. Yüklennmeyen taraf implantlarda düşük stresler gözlenmiştir (Ochiai ve ark., 2004).

Çalışmamızda da stud tutucu olarak kullanılan ERA tasarım en uygun stres dağılımını göstermiştir. ERA tutucuda sadece yüklenen taraf implantta stres varlığı söz konusudur. Diğerk implantlara yük iletilmemiştir.

Barlı tasarımda ise yüklenen taraf distal implantın yanısıra, karşı taraf distal implantta ve yüklenen taraf mesial implantta da bir miktar stres bulunmaktadır. Fakat bunlar düşük derecede streslerdir.

Bar-ball ve bar-easy slot tasarımda yüklenen taraf distal implantta diğerk planlamalara göre daha yüksek derecede stres gözlenmiştir. Yüklennnen taraf distal implant dışında diğerk üç implantta stres bulunmamıştır. Her iki tasarım benzer stres dağılım özellikleri göstermiştir.

Fanuscu ve Caputo'nun yaptıkları çalışmada (2004) dört implantlı maksiller fotoelastik modelde kuvvet iletimi değerkendirilmiştir. Dengeleyen taraf teması sağlanarak laterotrusiv yükün uygulanması sonucunda bar-ERA tutucuda çalışmayan taraf implantta düşük derecede stres gözlenmiş, karşıt ark etkileşiminin az olduğu belirlenmiştir. Yine en yüksek stresler yüklenen taraf posterior implantlarda oluşmuştur. Çalışmamızda kullanılan bar-ball tutucuya benzer olarak bar-ERA tutucuda yüklenen taraf posterior implant uzun eksenı boyunca stresler ortaya çıkmıştır.

Birbirine paralel yerleştirilmiş dört implantlı modelde stres dağılımı açısından azdan çoğa ERA, bar, bar-ball ve bar-easy slot şeklinde sıralama yapılabilir. Yalnız bar-ball

ve bar-easy slot tasarımlar aynı derecede stres dağılımı göstermiştir. Bir overdenture ağıza yerleştirildiğinde farklı yönlerden gelen birçok kuvvete maruz kalmaktadır (Petrooulos ve Smith, 2002). Bu tasarımlarda yüklenen tarafta distalde bulunan implantlarda, posterior bölgede uygulanacak yüksek sıklık ve şiddetteki çiğneme yükleri ile aşırı yükleme olabilir ve implantların uzun ömürlülüğü tehlikeye atılabilir.

İmplantların açılı yerleştirildiği dört implantlı modelde en dengeli dağılım ERA tasarımı ortaya çıkmıştır. Diğer modellerde olduğu gibi bu modelde de ERA'lı planlamada yük sadece yüklenen taraf implant etrafında gözlenmektedir. Bar ve bar-ball tasarımlar benzer stres dağılım özellikleri gösterirken, bar-easy slot tasarım özellikle yüklenen taraf implantlarda koronal bölgede daha yüksek derecede stres dağılımı göstermiştir. Literatür incelendiğinde bu modeli karşılaştıracığımız bir çalışma bulunmamaktadır. Bu nedenle sonuçlar kendi içinde tartışılmıştır.

Açılı ve birbirine paralel yerleştirilmiş dört implantlı modellerden elde edilen sonuçlar karşılaştırıldığında stud tutucu olarak kullanılan ERA, her iki modelde de en iyi dağılımı vermiştir. Bu durumda resilient tasarım uygun stres dağılım özelliklerini sağlamaktadır. Fakat resilient overdenture planlaması posterior mandibular rezorbsiyona neden olabilir (Sadowsky, 2001). Bar-easy slot tasarım ise aksine en yüksek stres derecesini göstermektedir. İmplantların orta hatta ve birbirine paralel yerleştirilmesi iki implantlı modellerde olduğu gibi dört implantlı modelde de daha dengeli dağılım oluşturmuştur. Bu nedenle implantların mümkün olduğunca birbirine paralel yerleştirilmesi önerilmektedir.

İmplantlar etrafında oluşan stresleri bir de implant sayısı açısından inceleyecek olursak, implantların birbirine paralel yerleştirildiği iki ve dört implantlı modellerde değerlerin hemen hemen aynı olduğunu görmekteyiz. Aynı durum açılı yerleştirilmiş iki ve dört implantlı modellerde de söz konusudur. Fakat yüksek kas ataçmanları, belirgin mylohyoid sırt gibi daha fazla tutuculuğa ihtiyaç olan durumlarda veya aşırı kuma refleksi olanlarda iki implanttan daha fazla sayıda implantın kullanılması önerilmektedir (Mericske- Stern ve ark., 2000).

Batenburg ve arkadaşları (1998) iki ve dört implant destekli mandibular overdenture vakalarında hassas tutucu olarak bar uygulamışlardır. İmplant çevresi dokuların klinik ve radyografik değerlendirmesinde istatistiksel fark bulmamışlardır.

Benzer şekilde Visser ve arkadaşları (2004) bar tutuculu, iki ve dört implantlı overdenture vakalarının 5 yıllık takibinde klinik ve radyografik olarak fark bulunmadığını belirtmişlerdir.

İmplant sayısının iki veya dört olmasının etkisini inceleyen sonlu eleman analizi çalışmasında, implant sayısının artmasıyla yükün dağıtılmasında ana strese azalma olmadığı belirtilmiştir (Meijer ve ark., 1994a).

Bergendal ve Engquist (1998) maksilla ve mandibulaya yerleştirilmiş farklı sayılarda implantlar üzerine (2,3,4,5), bar ve ball tutucu kullanarak overdenture protez yapmışlar ve 7 yıl takip etmişlerdir. Çalışma sonucuna göre, rastgele uygulanan tutucu sistemler arasında implant ömrü açısından farklılık bulunmamıştır. Fakat bireysel anlamda farklı tutucularla yüklemenin optimize edilmesinin implant ömrüne katkıda bulunacağını eklemişlerdir.

Engquist ve arkadaşları (1988) ve Mericske-Stern (1990) peri-implant dokuların sağlığı açısından, interforaminal bölgeye yerleştirilmiş iki, üç veya dört implant destekli overdenture protezler arasında klinik olarak fark bulunmadığını belirtmişlerdir.

Dental implantlar çevresindeki kemiğin uzun ömürlü olmasında biyomekaniğin etkin bir rolü bulunmaktadır (Skalak, 1983). Abutment'lar üzerine gelen kuvvetler implantlara iletilecek, ve implant çevresindeki kemikte strese neden olacaktır. Kemik dokunun mekanik strese karşı cevap olarak yapısını yeniden düzenlediği bilinmektedir. İmplant sisteminin uzun dönem fonksiyonu kemik-implant arasındaki biyomekanik etkileşime bağlı olacaktır (Meijer ve ark., 1993).

Isidor (1996), implantlar üzerine gelen aşırı yüklerin osseointegrasyona etkilerini maymunlarda yaptığı çalışmayla incelemiştir. Dört maymunun herbirinin mandibulasına beş implant yerleştirmiş, ikisinin protezini supra okluzal temasta bırakarak aşırı okluzal kuvvet oluşmasını sağlamıştır. Supra okluzal temasa maruz kalan sekiz implantın beşinde osseointegrasyon kaybı olduğu görülmüştür. Plak birikimi olan fakat aşırı yükleme uygulanmayan diğer implantlar osseointegre kalmıştır. Osseointegrasyon kaybı kemikte tamir potansiyelini aşan yorulma mikrokırıklarına bağlanmıştır.

Diğer bir çalışmada ise yine aşırı yüklemenin osseointegrasyona etkisi incelenmiştir. Çalışmada altı köpeğin herbirine 8 implant yerleştirilmiştir. Kontrol tarafındaki implantlar kronsuz bırakılmış, test edilen tarafta ise supra-okluzal kontaklı kronlar hazırlanmıştır. Böylece aşırı okluzal yüke maruz kalan implantlar, yüklenmemiş implantlarla karşılaştırılmıştır. Isidor'un aksine, aşırı okluzal yüklerin osseointegrasyon veya marjinal kemik kaybına neden olmadığı sonucuna varılmıştır (Heitz-Mayfield ve ark., 2004).

İmplant başarısızlıkları implant üzerine gelen aşırı yükler sonucunda olabileceğinden, bilimsel çalışmalar arayüz stres iletiminin biyolojik etkilerini belirleyene kadar, hekimin bir amacı da kuvvetlerin protetik planlamadan implantlara iletimini en uygun şekilde sağlamak ve implantları aşırı stresten korumak olmalıdır (Kenney ve Richards, 1998; Tokuhisa ve ark., 2003).

## 5. SONUÇ VE ÖNERİLER

İmplantların birbirine paralel ve açılı yerleştirilmesinin, sayılarının iki ve dört olmasının ve dört farklı üst yapı tasarımının oluşan streslere etkilerinin değerlendirildiği fotoelastik analiz çalışmamızın sonucunda:

1. Bütün modellerde stud tutucu olarak kullanılan ERA tutucu en uygun stres dağılımı göstermiştir.
2. Tüm planlamalar içinde yük uygulanan tarafta terminal implanta en fazla stres ileten tasarım ise bar-easy slot olmuştur. Yine de oluşan stresler orta derecededir.
3. Birbirine paralel ve açılı yerleştirilmiş implantlı modeller birbiriyle kıyaslandığında birbirine paralel yerleştirilmiş implantlarda stres dağılımının daha dengeli olduğu görülmüştür. Bu nedenle implantların mümkün olduğunca birbirine paralel yerleştirilmesine dikkat edilmelidir.
4. İki ve dört implantlı mandibular modeller kıyaslandığında, sayı artışının implantlara iletilen strese etkisinin olmadığı saptanmıştır. Daha fazla sayıda implant kullanımının gerekmediği ve özellikle retansiyonun yeterli olacağı düşünülen vakalarda, iki implantlı overdenture iyi sonuç verecektir.

## ÖZET

### **İmplantların Farklı Açılarda Yerleştirildiği Mandibular Overdenture Vakalarında Ortaya Çıkan Streslerin İn Vitro Değerlendirilmesi**

Dişsiz bireylerin protetik tedavisinde implant destekli overdenture'lar popüler bir tedavi seçeneği olmuştur. İmplant ve overdenture'ın arasında bulunan hassas tutucular kuvvetleri implantlara ve posterior dişsiz kretlere dağıtmaktadır. Yükün iletimi kullanılan hassas tutucu tipine, implantların birbirine paralel veya açılı yerleştirilmesine, ve destek olarak kullanılan implant sayısına bağlı olarak değişebilir. Kuvvetlerin protezden implantlara ve destekleyen kemiğe uygun bir şekilde iletilmesini sağlamak dikkate alınması gereken önemli bir noktadır.

Bu kapsamda, implant destekli overdenture uygulamalarındaki implant sayısı (2, 4), implantların birbirine paralel ve açılı yerleştirilmesi ve üst yapı planlamalarının implantlarda oluşturduğu stresler çalışmamızda değerlendirilmiştir. Bu amaçla, iki ve dört implant içeren toplam 4 adet fotoelastik model hazırlanmıştır. Bu modellerin ikisinde implantlar birbirine paralel, ikisinde ise açılı yerleştirilmiştir. Protetik planlama olarak ERA, bar, bar-ball, bar-easy slot karşılaştırılmış, fotoelastik stres analiz yöntemiyle sonuçlar elde edilmiştir.

Bütün modellerde bir stud ataçman olan ERA en dengeli stres dağılımı göstermiştir. Yüklenen tarafta distal implantta en yüksek stresler tüm modellerde bar-easy slot tasarımıda görülmüştür. İmplant sayısının değişmesi oluşan stresleri etkilememiştir. İmplantların birbirine paralel yerleştirilmesi daha dengeli stres dağılımına neden olmuştur.

**Anahtar Sözcükler:** İmplant-destekli overdenture, fotoelastik stres analizi, hassas tutucu, stres dağılımı

## SUMMARY

### **In vitro Evaluation of Load Transfer Characteristics on Mandibular Overdenture Cases for Different Implant Orientations**

Implant-supported overdentures have become a popular prosthodontic treatment option for the completely edentulous patients. Connecting structures between the implant and overdenture distribute forces to implants and posterior edentulous ridges. The load transmission can change due to precision attachment type, number and the placement of supporting implants. Providing the transmission of forces from prosthesis to implants and supporting bone in an appropriate way is important point to be considered.

Within this perspective, number of implants (2, 4), their placements (parallel to each other or angled) on models and prosthesis designs were evaluated in our study for application of implant-supported overdentures. For that purpose, four models with two and four implants were prepared. As implants were placed parallel to each other in two models, implants were placed as angled in other two models. ERA, bar, bar-ball and bar-easy slot attachments were compared as prosthetic designs. The results were taken with photoelastic stress analysis.

ERA which is a stud attachment showed the most equitable stress distribution in all models whereas the highest stresses were observed in bar-easy slot design around distal implant on the side of loading. The change of implant number did not affect the occurred stresses. Implants placed parallel to each other showed more equitable stress distribution.

**Keywords:** Implant-supported overdentures, photoelastic stress analysis, precision attachments, stress distribution.



## KAYNAKLAR

- ALBREKTSSON, T., ZARB, G., WORTHINGTON, P., ERICSON, R.A. (1986). The long-term efficiency of currently used dental implants: A review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **1**: 11-25.
- AKPINAR, I., DEMİREL, F., PARNAS, L., ŞAHİN, S. (1996). A comparison of stress and strain distribution characteristics of two different rigid implant designs for distal extension fixed prostheses. *Quintessence Int.*, **27**:11-17.
- ASVANUND, C., MORGANO, S.M. (2004). Restoration of unfavorably positioned implants for a partially edentulous patient by using an overdenture retained with milled bar and attachments: A clinical report. *J. Prosthet. Dent.*, **91**: 6-10.
- BARBIER, L., SCHEPERS, E. (1997). Adaptive bone remodelling around oral implants under axial and nonaxial loading conditions in the dog mandible. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, **12**: 215-223.
- BATENBURG, R.H.K., RAGHOEBAR, G.M., VAN OORT, R.P., HEIJDENRIJK, K., BOERING, G. (1998a). Mandibular overdentures supported by two or four endosteal implants. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.*, **27**: 435-439.
- BATENBURG, R.H.K., MEIJER, H.J.A., RAGHOEBAR, G.M., VISSINK, A. (1998b). Treatment concept for mandibular overdentures supported by endosseous implants: A literature review. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, **13**: 539-545.
- BERGENDAL, T., ENGQUIST, B. (1998). Implant-supported overdentures: a longitudinal prospective study. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, **13**: 253-262.
- BESIMO, C., KEMPF, B. (1995). In vitro investigation of various attachments for overdentures on osseointegrated implants. *J. Oral Rehab.*, **22**: 691-698.
- BLOCK, M., KENT, J., GUERRA, L. (1997). Implants in dentistry. Philadelphia: WB Saunders, p.100.
- 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.

- BRUNSKI, J.B. (1988). Biomaterials and biomechanics in dental implant design. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, **3**: 85-97.
- BRUNSKI, J.B. (2003). Biomechanics. In: *Osseointegration in Dentistry: An Overview*, Ed.: P. Worthington, B. R. Lang, J. E. Rubenstein. Chicago: Quintessence Publishing Co, Inc., p.:62.
- BURNS, D.R., UNGER, J.W., ELSWICK, R.K., GIGLIO, J.A. (1995). Prospective clinical evaluation of mandibular implant overdentures.Part I: retention, stability and tissue response. *J. Prosthet. Dent.*, **73**: 354-363.
- CANAY, Ş., HERSEK, N., AKPINAR, İ., AŞIK, Z. (1996). Comparison of stress distribution around vertical and angled implants with finite-element analysis. *Quintessence Int.*, **27**:591-598.
- CAPUTO, A.A., STANDLEE, J.P. (1987). Biomechanics in clinical dentistry. Chicago: Quintessence Pub. Co. Inc.
- CAPUTO, A.A., WYLIE, R.S. (2005). Role of Biomechanics in Periodontal Therapy. Erişim: [<http://www.dent.ucla.edu/pic/members/biomechanics/index.html>]. Erişim tarihi: 28.12.2005.
- CHAO, Y.L., MEIJER, H.J.A., VAN OORT, R.P., VERSTEEGH, P.A.M. (1995). The incomprehensible success of the implant stabilised overdenture in the edentulous mandible: A literature review on transfer of chewing forces to bone surrounding implants. *Eur. J. Prosthodont. Rest. Dent.* **3(6)**: 255-261.
- CHUN, H.J., PARK, D.N., HAN, C.H., HEO, S.J., HEO, M.S., KOAK, J.Y. (2005). Stress distributions in maxillary bone surrounding overdenture implants with different overdenture attachments. *J. Oral Rehab.*, **32**: 193-205.
- CLELLAND, N.I., GALAT, A. (1992). The effect of abutment angulation on stress transfer for an implant. *J. Prosthodont.*, **1**: 24-28.
- CLELLAND, N.I., GALAT, A., McGLUMPHY, J.A., BRANTLEY, W.A. (1993). A photoelastic and strain gauge analysis of angled abutments for an implant system. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, **8**: 541-548.

- COCHRAN, D.L. (2000). The scientific basis for and clinical experiences with Straumann implants including the ITI system: a consensus report. *Clin. Oral Impl. Res.*, **11**: 33-58.
- CORDIOLI, G., MAJZOUN, Z., CASTAGNA, S. (1997). Mandibular overdentures anchored to single implants: A five year prospective study. *J. Prosthet. Dent.*, **78**: 159-165.
- ÇEHRELI, M., DUYCK, J., DE COOMAN, M., PUERS, R., NAERT, I. (2004). Implant design and interface force transfer. A photoelastic and strain-gauge analysis. *Clin. Oral Impl. Res.*, **15**: 249-257.
- DEMES, D., DICK, J.D., COBB, C.M., BOWLES, C.Q., JOHNSON, C.M. (1993). Photoelastic stress analysis of natural teeth and three osseointegrated implant designs. *Int. J. Periodont. Rest. Dent.* **6**: 541-548.
- DUYCK, J., RONOLD, H.J., VAN OOSTERWYCK, H., NAERT, I., VANDER SLOTEN, J., ELLINGSTEN, J.E. (2001). The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. *Clin. Oral Impl. Res.*, **12**: 207-218.
- EL-SHEIKH, A.M., HOBKIRK, J.A., KELLEWAY, J.P. (1999). Effects of superstructure type and design on force transmission via implant-stabilised mandibular prostheses. *Eur. J. Prosthodont. Rest. Dent.* **7(2/3)**: 45-50.
- EL-SHEIKH, A.M., HOBKIRK, J.A. (2002). Force transmission in bar-retained implant-stabilised mandibular over-dentures: an in-vitro study. *Eur. J. Prosthodont. Rest. Dent.* **10(4)**: 173-178.
- ENGQUIST, B., BERGENDAL, T., KALLUS, T., LINDEN, U. (1988). A retrospective multicenter evaluation of osseointegrated implants supporting overdentures. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, **3**: 129-134.
- FANUSCU, M.I., CAPUTO, A.A. (2004). Influence of attachment systems on load transfer of an implant-assisted maxillary overdenture. *J. Prosthodont.*, **13(4)**: 214-220.

FEDERICK, D.R., CAPUTO, A.A. (1996). Effects of overdenture retention designs and implant orientations on load transfer characteristics. *J. Prosthet. Dent.*, **76**: 624-632.

FEINE, J.S., CARLSSON, G.E., AWAD, M.A., CHEHADE, A., DUNCAN, W.J., GIZANI, S., HEAD, T., LUND, J.P., MACENTEE, M., MERICSKE-STERN, R., MOJON, P., MORAIS, J., NAERT, I., PAYNE, A.G.T., STOKER, G.T., TAWSE-SMITH, A., TAYLOR, T.D., THOMASON, J.M., THOMSON, W.M., WISMEIJER, D. (2002). The McGill Consensus Statement on Overdentures. Montreal, Quebec, Canada. May 24-25. *Int. J. Prosthodont.*, **15(4)**: 413-414.

NAERT, I. (2003). The influence of attachment systems on implant-retained mandibular overdentures. In: *Implant overdentures: The standard of care for edentulous patients*. Ed: J.S. Feine, G.E. Carlsson, Chicago, Quintessence Pub. Co. Inc., p.: 99.

GAMBORENA, J.I., HAZELTON, L.R., NABADALUNG, D., BRUDVIK, J. (1997). Retention of ERA direct overdenture attachments before and after fatigue loading. *Int. J. Prosthodont.*, **10(2)**: 123-130.

GOTFREDSEN, K., HOLM, B. (2000). Implant-supported mandibular overdentures retained with ball or bar attachments: A randomised prospective 5-year study. *Int. J. Prosthodont.*, **13(2)**: 125-130.

GOTFREDSEN, K., BERLUNDH, T., LINDHE, J. (2001). Bone reactions adjacent to titanium implants subjected to static load of different duration. A study in the dog (III). *Clin. Oral Impl. Res.*, **12**: 196-201.

GROSS, M.D., NISSAN, J. SAMUEL, R. (2001). Stress distribution around maxillary implants in anatomic photoelastic models of varying geometry. Part I. *J. Prosthet. Dent.*, **85(5)**: 442-449.

GROSSMANN, Y., MADJAR, D. (2002). Prosthetic treatment for severely misaligned implants: A clinical report. *J. Prosthet. Dent.*, **88(3)**: 259-62.

HARALDSON, T., CARLSSON, G.E. (1977). Bite force and oral function in patients with osseointegrated oral implants. *Scand. J Dent. Res.*, **85**: 200-8.

- HARALDSON, T., JEMT, T., STALBLAD, P.A., LEKHOLM, U. (1988). Oral function in subjects with overdentures supported by osseointegrated implants. *Scand. J Dent. Res.*, **96**: 235-42.
- HECKMANN, S.M., HECKMANN, J.G., WEBER, H.P. (2000). Clinical outcomes of three Parkinson's disease patients treated with mandibular implant overdentures. *Clin. Oral Impl. Res.*, **11**: 566-571.
- HECKMANN, S.M., WINTER, W., MEYER, M., WEBER, H.P., WICHMANN, M.G. (2001a). Overdenture attachment selection and the loading of implant and denture-bearing area. Part I: In vivo verification of stereolithographic model. *Clin. Oral Impl. Res.*, **12**: 609-616.
- HECKMANN, S.M., WINTER, W., MEYER, M., WEBER, H.P., WICHMANN, M.G. (2001b). Overdenture attachment selection and the loading of implant and denture-bearing area. Part II: A methodical study using five types of attachment. *Clin. Oral Impl. Res.*, **12**: 640-647.
- HECKMANN, S.M., SCHROTT, A., GRAEF, F., WICHMANN, M.G., WEBER, H.P. (2004). Mandibular two-implant telescopic overdentures. 10-year clinical and radiographical results. *Clin. Oral Impl. Res.*, **15**: 560-569.
- HEITZ-MAYFIELD, L.J., SCHMID, B., WEIGEL, C., GERBER, S., BOSSHARDT, D.D., JÖNSSON, J., LANG, N.P. (2004). Does excessive occlusal load affect osseointegration? An experimental study in the dog. *Clin. Oral Impl. Res.*, **15**: 259-268.
- HERTEL, R.C., KALK, W. (1993). Influence of the dimensions of implant superstructure on peri-implant bone loss. *Int. J. Prosthodont.*, **6**: 18-24.
- HIMMLOVA, L., DOSTALOVA, T., KACOVSKY, A., KONVICKOVA, S. (2004). Influence of implant length and diameter on stress distribution: A finite element analysis. *J. Prosthet. Dent.*, **91**: 20-25.
- HOJO, S., OCHIAI, K., SADOWSKY, S., TOYODA, M., CAPUTO, A.A. (13.03.2004). Mandibular implant overdentures load transfer with magnetic and resilient attachments.

Erişim:[[http://iadr.confex.com/iadr/2004Hawaii/techprogram/abstract\\_42356.htm](http://iadr.confex.com/iadr/2004Hawaii/techprogram/abstract_42356.htm)].

Erişim tarihi: 17.12.2005.

HOLMGREN, E.P., SECKINGER, R.J., KILGREN, L.M., MANTE, F. (1998). Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis—a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *J. Oral Impl.*, **24(2)**: 80-88.

HOSHAW, S.J., BRUNSKI, J.B., COCHRAN, G.V.B. (1994). Mechanical loading of Branemark implants affects interfacial modeling and remodeling. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, **9**: 345-360.

ICHIKAWA, T., HORIUCHI, M., WIGIANTO, R., MATSUMOTO, N. (1996). In vitro study of mandibular implant-retained overdentures: the influence of stud attachments on load transfer to the implant and soft tissue. *Int. J. Prosthodont.*, **9(4)**: 394-399.

ISIDOR, F. (1996). Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. *Clin. Oral Impl. Res.*, **7**: 143-152.

JEONG, C.M., CAPUTO, A.A., WYLIE, R.S., SON, S.C., JEON, Y.C. (2003). Bicortically stabilized implant load transfer. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, **18(1)**: 59-65.

KENNEY, R., RICHARDS, M.W. (1998). Photoelastic stress patterns produced by implant-retained overdentures. *J. Prosthet. Dent.*, **80**: 559-564.

KHADIVI, V. (2004). Correcting a nonparallel implant abutment for a mandibular overdenture retained by two implants: A clinical report. *J. Prosthet. Dent.*, **92(3)**: 216-220.

KIMOTO, K., GARRETT, N.R. (2003). Effect of mandibular ridge height on masticatory performance with mandibular conventional and implant-assisted overdentures. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, **18(4)**: 523-530.

KINNI, M.E., HOKAMA, S.N., CAPUTO, A.A. (1987). Force transfer by osseointegration implant devices. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, **2**: 11-14.

- LEMON, J.C., CHAMBER, M.S., WESLEY, P.J., REECE, G.P., MARTIN, J.W. (1996). Rehabilitation of a midface defect with reconstructive surgery and facial prosthetics: A case report. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, **11**: 101-105.
- LIMA VERDE, M.A.R., MORGANO, S.M., HASHEM, A. (1994). Technique to restore unfavorably inclined implants. *J. Prosthet. Dent.*, **71**: 359-363.
- MEIJER, H.J.A., KUIPER, J.H., STARMANS, F.J.M., BOSMAN, F. (1992). Stress distribution around dental implants: Influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. *J. Prosthet. Dent.*, **68**: 96-102.
- MEIJER, H.J.A., STARMANS, F.J.M., BOSMAN, F., STEEN, W.H.A (1993). A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *J. Oral Rehab.*, **20**: 147-157.
- MEIJER, H.J.A., STARMANS, F.J.M., STEEN, W.H.A., BOSMAN, F. (1994a). A three-dimensional finite element study on two versus four implants in an edentulous mandible. *Int. J. Prosthodont.*, **7(3)**: 271-279.
- MEIJER, H.J.A., STARMANS, F.J.M., STEEN, W.H.A., BOSMAN, F. (1994b). Location of implants in the interforaminal region of the mandible and the consequences for the design of the superstructure. *J. Oral Rehab.*, **21**: 47-56.
- MEIJER, H.J.A., STARMANS, F.J.M., STEEN, W.H.A., BOSMAN, F. (1996). Loading conditions of endosseous implants in an edentulous mandible: A three-dimensional, finite-element study. *J. Oral Rehab.*, **23**: 757-763.
- MELSEN, B., LANG, N.P. (2001). Biological reactions of alveolar bone to orthodontic loading of oral implants. *Clin. Oral Impl. Res.*, **12**: 144-152.
- MENICUCCI, G., LORENZETTI, M., PERA, P., PRETI, G. (1998). Mandibular implant-retained overdenture: Finite element analysis of two anchorage systems. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, **13**: 369-376.
- MERICSKE-STERN, R. (1990). Clinical evaluation of overdenture restorations supported by osseointegrated titanium implants: A retrospective study. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, **5**: 375-383.

- MERICSKE-STERN, R. (1993). Forces on implants supporting overdentures: A preliminary study of morphologic and cephalometric considerations. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, **8**: 254-263.
- MERICSKE-STERN, R., PIOTTI, M. SIRTES, G. (1996). 3-D in vivo force measurements on mandibular implants supporting overdentures. A comparative study. *Clin. Oral Impl. Res.*, **7**: 387-396.
- MERICSKE-STERN, R. (1998). Three-dimensional force measurements with mandibular overdentures connected to implants by ball-shaped retentive anchors. A clinical study. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, **13(1)**: 36-43.
- MERICSKE-STERN, R., TAYLOR, T.D., BELSER, U. (2000). Management of the edentulous patient. *Clin. Oral Impl. Res.*, **11**: 108-125.
- MICHALAKIS, K.X., KALPIDIS, C.D.R., KANG, K., HIRAYAMA, H. (2005). A simple impression technique for dental implants placed in close proximity or adverse angulations. *J. Prosthet. Dent.*, **94**: 293-295.
- MISCH, C.E., JUDY, K.W.M. (2005). Mandibular implant overdenture design and fabrication. In: *Dental implant prosthetics*. Ed: C.E. Misch. St.Louis: Elsevier Mosby, Chapter 15.
- MISCH, C.E., BIDEZ, M.W., SHARAWY, M.A. (2001). A bioengineered implant for a predetermined bone cellular response to loading forces. A literature review. *J. Periodontol.*, **72**: 1276-1286.
- NAERT, I., QUIRYNEN, M., HOOGHE, M., VAN STEENBERGHE, D. (1994). A comparative prospective study of splinted and unsplinted Branemark implants in mandibular overdenture therapy: a preliminary report. *J. Prosthet. Dent.*, **71**: 486-492.
- NAERT, I., GIZANI, S., VUYLSTEKE, M., VAN STEENBERGHE, D. (1998). A 5-year randomized clinical trial on the influence of splinted and unsplinted oral implants in the mandibular overdenture therapy. Part I: peri-implant outcome. *Clin. Oral Impl. Res.*, **9**: 170-177.
- NAERT, I., GIZANI, S., VUYLSTEKE, M., VAN STEENBERGHE, D. (1999). A 5-year randomized clinical trial on the influence of splinted and unsplinted oral



implants retaining a mandibular overdenture: prosthetic aspects and patient satisfaction. *J. Oral Rehab.*, **26**: 195-202.

OCHIAI, K.T., WILLIAMS, B.H., HOJO, S., NISHIMURA, R.D., CAPUTO, A.A. (2004). Photoelastic analysis of the effect of palatal support on various implant-supported overdenture designs. *J. Prosthet. Dent.*, **91**: 421-427.

OETTERLI, M., KIENER, P., MERICSKE-STERN, R. (2001). A longitudinal study on mandibular implants supporting an overdenture: The influence of retention mechanism and anatomic-prosthetic variables on periimplant parameters. *Int. J. Prosthodont.*, **14(6)**: 536-542.

PAYNE, A.G.T., SOLOMONS, Y.F. (2000). The prosthodontic maintenance requirements of mandibular mucosa and implant-supported overdentures: A review of the literature. *Int. J. Prosthodont.*, **13(3)**: 238-245.

PETROPOULOS, V.C., SMITH, W. (2002). Maximum dislodging forces of implant overdenture stud attachments. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, **17(4)**: 526-535.

PORTER, J.A., PETROPOULOS, V.C., BRUNSKI, J.B. (2002). Comparison of load distribution for implant overdenture attachments. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, **17**: 651-662.

PREISKEL, H.W. (1996). Overdentures made easy: a guide to implant and root supported prostheses. 1st Ed. London: Quintessence Pub. Inc. p.: 81,105.

PRUIM, G.J., DE JONGH, H.J., TEN BOSCH, J.J. (1980). Forces acting on the mandible during bilateral static bite at different bite force levels. *J. Biomech.*, **13**: 755-63.

QUIRYNEN, M., NAERT, I., VAN STEENBERGHE, D. (1992). Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Branemark system. *Clin. Oral Impl. Res.*, **3**: 104-111.

RANGERT, B., JEMT, T., JORNEUS, L. (1989). Forces and moments on Branemark implants. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, **4**: 241-247.

RIGDON, T.F. (1996). The removable implant overdenture-“why didn’t someone tell me that?”. *J. Oral Implantol.*, **22**: 59-62.

- SADIG, W.M. (2003). Special technique for attachment incorporation with an implant overdenture. *J. Prosthet. Dent.*, **89(1)**: 93-96.
- SADOWSKY, S.J. (1997). The implant-supported prosthesis for the edentulous arch: Design considerations. *J. Prosthet. Dent.*, **78**: 28-33.
- SADOWSKY, S.J. (2001). Mandibular implant-retained overdentures: A literature review. *J. Prosthet. Dent.*, **86**: 468-473.
- SADOWSKY, S.J., CAPUTO, A.A. (2000). Effect of anchorage systems and extension base contact on load transfer with mandibular implant-retained overdentures. *J. Prosthet. Dent.*, **84**: 327-334.
- SADOWSKY, S.J., CAPUTO, A.A. (2004). Stress transfer of four mandibular implant overdenture cantilever designs. *J. Prosthet. Dent.*, **92(4)**: 328-337.
- SCHNEIDER, A.L., KURTZMAN, G.M. (2002). Restoration of divergent free-standing implants in the maxilla. *J. Oral Impl.*, **28(3)**: 113-116.
- SCHWARTZMAN, B., MITO, R.S., CAPUTO, A.A., BEUMER, J. (1991). Load transfer by multiple implants under various prosthetic devices. . *J. Dent.Res.*, **70**: 460 (abst.1549).
- SETZ, J., LEE, S.H., ENGEL, E. (1998). Retention of prefabricated attachments for implant stabilized overdentures in the edentulous mandible: An in vitro study. *J. Prosthet. Dent.*, **80**: 323-329.
- SETZ, J.M., WRIGHT, P.S., FERMAN, A.M. (2000). Effects of attachment type on the mobility of implant-stabilised overdentures-an in vitro study. *Int. J. Prosthodont.*, **13(6)**: 494-499.
- SKALAK, R. (1983). Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J. Prosthet. Dent.*, **49**: 843-848.
- SPIEKERMANN, H., DONATH, K., HASSELL, T., JOVANOVIC, S., RICHTER, J. (1995). Color atlas of dental medicine, implantology. New York: Thieme Medical Pub. Inc.

STEFFEN, R.P., WHITE, V., MARKOWITZ, N.R. (2004). The use of ball-clip attachments with an implant-supported primary-secondary bar overdenture. *J. Oral Impl.*, **30(4)**: 234-239.

STEVENS, P.J., FREDRICKSON, E.J., GRESS, M.L. (2000). Implant prosthodontics, Clinical and laboratory procedures. Second ed. St. Louis, Mosby, Ch.:10.

STERNGOLD (2005). ERA attachment systems. Erişim: [[http://www.sterngold.com/Sterngold/flash/sterngold\\_intro\\_a.swf](http://www.sterngold.com/Sterngold/flash/sterngold_intro_a.swf)] Erişim tarihi: 28.12.2005.

SVETLIZE, C.A., BODEREAU, E.F. (2004). Comparative study of retentive anchor systems for overdentures. *Quintessence Int.*, **35(6)**:443-448.

The Glossary of Prosthodontic Terms (1999). 7th Ed. *J. Prosthet. Dent.*, **81**: 48-110.

TOKUHISA, M., MATSUSHITA, Y., KOYANO, K. (2003). In vitro study of a mandibular implant overdenture retained with ball,magnet, or bar attachments: Comparison of load transfer and denture stability. *Int. J. Prosthodont.*, **16(2)**: 128-134.

ULUDAĞ, B., ÇELİK, G. (2006). Fabrication of a Maxillary Implant- Retained Partial Overdenture, A clinical report. *J. Prosthet. Dent.*, **95**: 19-21.

VAN KAMPEN, F., CUNE, M., VAN DER BILT, A., BOSMAN, F. (2003). Retention and postinsertion maintenance of bar-clip, ball and magnet attachments in mandibular implant overdenture treatment: An in vivo comparison after 3 months of function. *Clin. Oral Impl. Res.*, **14**: 720-726.

VAN WAAS, M.A.J., DENISSEN, H.W., DE KOOMEN, H.A., DE LANGE, G.L., VAN OORT, R.P., WISMEYER, D., WOLF, J.W.A. (1991). Dutch consensus on guidelines for superstructures on endosseous implants in the edentulous mandible. *J. Oral Impl.*, **17(4)**: 390-392.

VISSER, A., RAGHOEBAR, G.M., MEIJER, H.J.A., BATENBURG, R.H.K., VISSINK, A. (2004). Mandibular overdentures supported by two or four endosseous implants: A 5-year prospective study. *Clin. Oral Impl. Res.*, **16**: 19-25.

- WALTON, J.N., RUSE, N.D. (1995). In vitro changes in clips and bars used to retain implant overdentures. *J. Prosthet. Dent.*, **74**: 482-486.
- WALTON, J.N., HUIZINGA, S.C., PECK, C.C. (2001). Implant angulation: A measurement technique, implant overdenture maintenance, and the influence of surgical influence. *Int. J. Prosthodont.*, **14(6)**: 523-530.
- WIEMEYER, A.S., AGAR, J.R., KAZEMI, R.B. (2001). Orientation of retentive matrices on spherical attachments independent of implant parallelism. *J. Prosthet. Dent.*, **86**: 434-437.
- WILLIAMS, B.H., OCHIAI, K.T., HOJO, S., NISHIMURA, R.D., CAPUTO, A.A. (2001). Retention of implant overdenture bars of different designs. *J. Prosthet. Dent.*, **86**: 603-607.
- WINKLER, S., PIERMATTI, J., ROTHMAN, A., SIAMOS, G. (2002). An overview of the o-ring implant overdenture attachment: Clinical reports. *J. Oral Impl.*, **28(2)**: 82-86.
- WISKOTT, H.W.A., BELSER, U.C. (1999). Lack of integration of smooth titanium surfaces: a working hypothesis based on strains generated in the surrounding bone. *Clin. Oral Impl. Res.*, **10**: 429-444.
- WISMEIJER, D., VERMEEREN, J.I.J.F., VAN WAAS, M.A.J. (1995a). A 6.5 year evaluation of patient satisfaction and prosthetic aftercare in patient treatment using overdentures supported by ITI-implants. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, **10**: 744-749.
- WISMEIJER, D., VAN WAAS, M.A.J., KALK, W. (1995b). Factors to consider in selecting an occlusal concept for patients with implants in the edentulous mandible. *J. Prosthet. Dent.*, **74**: 380-384.
- WISMEIJER, D., VAN WAAS, M.A.J., MULDER, J. VERMEEREN, J.I.J.F., KALK, W. (1999). Clinical and radiological results of patients treated with three treatment modalities for overdentures on implants of the ITI dental implant system: a randomized controlled clinical trial. *Clin. Oral Impl. Res.*, **10**: 297-306.

ZANETTI, R.V., LAGANA, D.C., ZANETTI, A.L., GONCALVES, F. (2002). Overdentures retained by magnets: photoelastic analysis. . *J. Dent.Res.*, **81** (Spec Iss B), (abst.115).

ZARB, G.A., MERICSKE-STERN, R. (2004). Clinical protocol for treatment with implant-supported overdentures. In: Prosthodontic treatment for edentulous patients: Complete dentures and implant-supported prostheses, Ed.: C.L Bolender, G.A. Zarb. Twelfth ed. St.Louis: Mosby, Chapter 27.

## ÖZGEÇMİŞ

### I- Bireysel Bilgiler

**Adı:** Gözde

**Soyadı:** Çelik (Ulutaş)

**Doğum yeri ve tarihi:** Bornova/ 20.01.1978

**Uyruğu:** T.C.

**Medeni durumu:** Evli

**İletişim adresi:** 450. sok. No:24 Ümitköy/ Ankara

**Tel:** 0 312 2360681

### II- Eğitimi

2001-2006 Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi  
Anabilim Dalı Doktora

1995-2000 Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

1988-1995 Merzifon Anadolu Lisesi

Yabancı dili: İngilizce, Almanca (temel)

### III- Üye Olduğu Bilimsel Kuruluşlar

TPİD - Türkiye Prostodonti ve İmplantoloji Derneği

### IV- Bilimsel Etkinlikleri

Uludağ, B., Çelik, G. (2006). Fabrication of a maxillary implant-supported removable partial denture: A clinical report. Journal of Prosthetic Dentistry.95:19-21.

Uludağ, B., **Çelik, G.** (2005). Siman ve vida tutuculu tam ark implant restorasyonu: vaka sunumu, Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği 15. Bilimsel Kongresi, Ekim 2005, Ankara.

**Çelik, G.**, Uludağ, B. (2005). A Simple and Reliable Method to Fabricate Implant Retained Full Arch Restorations, 10<sup>th</sup> Congress of the Balkan Stomatological Society. May, 2005, Belgrade, Serbia Montenegro.

**Çelik, G.**, Uludağ, B., Şahin V. (2005). All-ceramic Resin Bonded Fixed Partial Denture-a case report, 10<sup>th</sup> Congress of the Balkan Stomatological Society. May, 2005, Belgrade, Serbia Montenegro.

**Çelik, G.**, Uludağ, B. (2005). Partial Overdenture Applications-case reports, 10<sup>th</sup> Congress of the Balkan Stomatological Society. May, 2005, Belgrade, Serbia Montenegro.

**Çelik, G.**, Uludağ, B. (2005). Application of Unilateral Design with ERA Attachment in a case of Implant Failure, 10<sup>th</sup> Congress of the Balkan Stomatological Society. May, 2005, Belgrade, Serbia Montenegro.

Uludağ, B., Erçoban, E., Koşan F.S., **Ulutaş G.**, Öztürk Ö. (2004). The Influence of Repeated Firings on the Shade of In-Ceram Alumina Ceramic. Balk J Stom.8:41-43.

Öztaş, D.D., **Ulutaş, G.** (2002). Effects of Surface Finishing Techniques on Light Transmission of All-Ceramic Systems, 7<sup>th</sup> Congress of the Balkan Stomatological Society. March 2002, Kusadasi, Aydın.

**Ulutaş, G.**, Öztaş, D.D., Uludağ, B. (2002). Tensile Bond Strengths of Cements to Sandblasted Ni-Cr Alloy, 7<sup>th</sup> Congress of the Balkan Stomatological Society. March 2002, Kusadasi, Aydın.

**Ulutaş, G.** (2002). Endosseoz implantlarda klinik komplikasyonlar, Ankara.

**Ulutaş, G.** (2001). Parsiyel Overdenture Uygulamaları (Seminer), Ankara.

## **VII- Katıldığı Kongreler ve Kurslar**

Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği 15. Bilimsel Kongresi, Ekim 2005, Ankara.

Astra Tech Türkiye 1. İmplantoloji Sempozyumu, 30 Eylül-1 Ekim 2005, İstanbul.

10<sup>th</sup> Congress of the Balkan Stomatological Society, 11-14 May, 2005, Belgrade, Serbia Montenegro.

Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği 13. Bilimsel Kongresi, 16-19 Ekim 2003, Antalya.

Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği 13. Bilimsel Kongresi, 23-25 Mayıs 2002, İstanbul.

7<sup>th</sup> Congress of the Balkan Stomatological Society, 28-30 March 2002, Kusadasi, Aydın

IPS Empress System, The original layering staining technique workshop, 2-3 Mayıs 2001, Ankara.