

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

157109

# **TİTANYUM ARA PARÇA ÜZERİNDEKİ LAZER EKLEMİN MEKANİK DAVRANIŞININ İNCELENMESİ**

**Dt. Cem KURTOĞLU**

**DOKTORA TEZİ**

**DANIŞMANI**

**Doç.Dr. Hakan UYSAL**

**ADANA - 2004**

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

# **TİTANYUM ARA PARÇA ÜZERİNDEKİ LAZER EKLEMİN MEKANİK DAVRANIŞININ İNCELENMESİ**

**Dt. Cem KURTOĞLU**

**DOKTORA TEZİ**

**DANIŞMANI**

**Doç.Dr. Hakan UYSAL**

Bu tez, Çukurova Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından  
SBE 2002 D-11 nolu proje olarak desteklenmiştir.

**Tez No:**

**ADANA - 2004**

## KABUL VE ONAY FORMU

### Çukurova Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Doktora Programı Çerçevesinde yürütülmüş olan **Titanyum Ara Parça Üzerindeki Lazer Eklem Mekanik Davranışının İncelenmesi** adlı çalışma, aşağıdaki jüri tarafından Doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

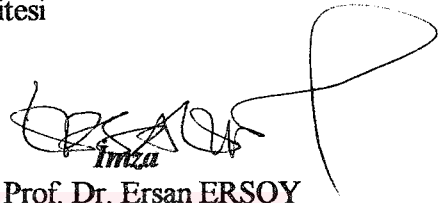
Tez Savunma Tarihi : 28/04/2004



Doç. Dr. Hakan UYSAL,  
Çukurova Üniversitesi  
Jüri Başkanı



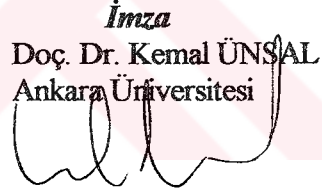
Prof. Dr. Saime ŞAHİN  
Hacettepe Üniversitesi  
Raportör



Prof. Dr. Ersan ERSOY  
Ankara Üniversitesi

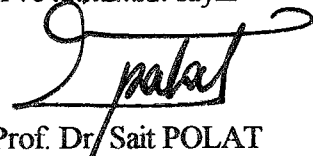


Prof. Dr. Naki TÜTÜNCÜ  
Çukurova Üniversitesi



Doç. Dr. Kemal ÜNSAL  
Ankara Üniversitesi

Yukarıdaki tez, Yönetim Kurulunun 13.05.2004 tarih ve 13/10-10 sayılı kararı ile kabul edilmiştir.



Prof. Dr. Sait POLAT  
Enstitü Müdürü

## TEŞEKKÜR

Çalışmam sırasında her zaman yardım, destek ve dostluğunu hissettiren ve bu konuyu seçmem için beni cesaretlendiren danışmanım Sayın Doç. Dr. Hakan UYSAL'a,

Çalışmamı titiz bir incelemeye tabi tutarak yol gösterici ve aydınlatıcı telkinlerde bulunan Sayın Doç. Dr. Naki TÛTÛNCÛ'ye

Örneklerin lehimlenmesinde yardımda bulunan ve çalışmada kullanılan titanyum çubukları temin eden Cresco-Ti firmasına,

Mekanik testlerin uygulanması sırasında yardımlarını esirgemeyen Sayın Arş. Gör. Dt. Cem KIRCELLİ'ye,

Çalışmanın istatistiksel olarak planlanması ve değerlendirilmesindeki katkılarından dolayı Ç.Ü. Tıp Fak. Biyoistatistik Anabilim Dalı araştırma görevlisi Sayın Dr. Gülşah Seydaoğlu'na,

ODTÛ Metallurji Mühendiliği SEM Lab. Teknisyeni Sayın Cengiz TAN'a,  
Teşekkürlerimi sunarım.

# İÇİNDEKİLER

|                                                                    |       |
|--------------------------------------------------------------------|-------|
| Kabul ve Onay                                                      | ii    |
| TEŞEKKÜR                                                           | iii   |
| İÇİNDEKİLER                                                        | iv    |
| ŞEKİLLER DİZİNİ                                                    | vi    |
| ÇİZELGELER DİZİNİ                                                  | iviii |
| ÖZET                                                               |       |
| ABSTRACT                                                           |       |
| 1. GİRİŞ                                                           | 1     |
| 2. GENEL BİLGİLER                                                  | 3     |
| 2.1. İmplant Protezlerin Uzun Dönem Başarısını Etkileyen Faktörler | 3     |
| 2.1.1. Ağız içi Kuvvetleri                                         | 3     |
| 2.1.1.1. Kuvvetler                                                 | 4     |
| 2.1.1.2. Momentler                                                 | 4     |
| 2.1.1.3. Kuvvet Transferi                                          | 5     |
| 2.1.2. İmplant Destekli Protezin Tipi, Okluzal Şeması, Yapımında   | 8     |
| Kullanılan Materyali                                               |       |
| 2.1.3. Üst Yapı Uyumu                                              | 10    |
| 2.1.3.1. Ağız İçi İndeksleme Metotları                             | 12    |
| 2.1.3.2. İndekslemenin Ağız İçerisinde Yapıldığı Metotlar          | 13    |
| 2.1.4. Kemik İmplant Ara Yüzeyi ve İmplant Çevresindeki Kemiğin    | 17    |
| Davranışı                                                          |       |
| 2.2. Titanyum                                                      | 18    |
| 2.2.1. Titanyumun Fiziksel, Kimyasal ve Mekanik Özellikleri        | 18    |
| 2.2.2. Korozyona Direnç ve Biyolojik Uyumluluk                     | 20    |
| 2.2.3. Saf Titanyumun Kimyasal Kompozisyonu                        | 20    |
| 2.2.4. Titanyumun Dental Kullanım Alanları                         | 21    |
| 2.3. Metallerin Birleştirilmesinde Kullanılan Kaynak İşlemleri     | 21    |
| 2.3.1. Ark Kaynak                                                  | 21    |
| 2.3.1.1. Gaz-Tungsten Ark Kaynak                                   | 22    |

|                                                                         |    |
|-------------------------------------------------------------------------|----|
| 2.3.1.2. Metal Ark Kaynak                                               | 23 |
| 2.3.1.3. Plazma Ark Kaynak                                              | 23 |
| 2.3.2. Gaz Ergitme Kaynağı                                              | 24 |
| 2.3.2.1. Oksi-Asetilen Kaynağı                                          | 24 |
| 2.3.3. Yüksek Enerji Işın (Huzme) Kaynağı                               | 25 |
| 2.3.3.1. Elektron Huzme Kaynak                                          | 25 |
| 2.3.3.2. Lazer Kaynak                                                   | 26 |
| 3. GEREÇ VE YÖNTEM                                                      | 31 |
| 3.1. Cresco Ti Lazer Kaynağın Mekanik Özelliklerinin Belirlenmesi       | 31 |
| 3.1.1. Titanyum Örneklerin Hazırlanması                                 | 31 |
| 3.1.2. Lazer Kaynak Uygulaması                                          | 31 |
| 3.1.3. Çekme Testi                                                      | 33 |
| 3.2. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi                               | 36 |
| 3.2.1. Sonlu Elemanlar Modelinin Hazırlanması                           | 36 |
| 3.2.1.1. Alt Çene Modeli                                                | 36 |
| 3.2.1.2. Dental İmplantlar, Lazer Kaynak Yapılmış Ara Parça ve Üst Yapı | 36 |
| 3.2.1.3. İmplant Desteklerin Lokalizasyonu                              | 38 |
| 3.2.1.4. Materyal Özellikleri                                           | 38 |
| 3.2.1.5. Yükleme ve Stres Analizleri                                    | 39 |
| 4. BULGULAR                                                             | 41 |
| 4.1. Mekanik Test Bulguları                                             | 41 |
| 4.2. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Sonuçları                            | 45 |
| 5. TARTIŞMA                                                             | 49 |
| 6. SONUÇLAR                                                             | 55 |
| 7. KAYNAKLAR                                                            | 56 |
| 8. ÖZGEÇMİŞ                                                             | 66 |

## ŞEKİLLER DİZİNİ

|            |                                                                                                             |    |
|------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Şekil 2.1  | Bir stres elemanına etki eden normal ve kesme stresler                                                      | 6  |
| Şekil 2.2  | Cresco Ti metodu (CTiP®); Üst yapı elde etmek amacıyla yapılan işlemler                                     | 16 |
| Şekil 2.3  | Üst yapının ve ana modelin bağlı olduğu fiksator tablaları bilgisayar destekli freze cihazı ve freze işlemi | 17 |
| Şekil 2.4  | Gaz tungsten ark kaynağı                                                                                    | 22 |
| Şekil 2.5  | Metal ark kaynağı                                                                                           | 23 |
| Şekil 2.6  | a) Plazma ark kaynak ünitesi b) Plazma ark kaynak işlemi                                                    | 24 |
| Şekil 2.7  | Oksi-asetilen kaynak ünitesi (a) ve kaynak işlemi (b)                                                       | 25 |
| Şekil 2.8  | Elektron huzme kaynağı                                                                                      | 26 |
| Şekil 2.9  | Katu lazer kaynak işlemi                                                                                    | 28 |
| Şekil 3.1  | İki eşit parçaya ayrılmış titanyum örnek                                                                    | 32 |
| Şekil 3.2  | Tek eksenle kaynak işlemine hazır titanyum örnek                                                            | 32 |
| Şekil 3.3  | Noktasal kaynak işlemi ile sabitlenen titanyum örnek                                                        | 32 |
| Şekil 3.4  | Lazer kaynakla birleştirilmiş titanyum örnekler. Kaynak alanı; 1mm                                          | 32 |
| Şekil 3.5  | Lazer kaynakla birleştirilmiş titanyum örnekler. Kaynak alanı; 3.3mm                                        | 33 |
| Şekil 3.6  | Üniversal test cihazına yerleştirilmiş titanyum örnek                                                       | 34 |
| Şekil 3.7  | Eksenel extensometreye bağlanmış titanyum örnek                                                             | 34 |
| Şekil 3.8  | Eksenel ve transversal extensometreye bağlanmış titanyum örnek                                              | 35 |
| Şekil 3.9  | İmplant modeli                                                                                              | 37 |
| Şekil 3.10 | Üst yapı, lazer kaynak, ara parça ve vida ilişkisi                                                          | 38 |

|                   |                                                                                          |           |
|-------------------|------------------------------------------------------------------------------------------|-----------|
| <b>Şekil 3.11</b> | <b>Distal uzantılı sabit bir protezin sonlu elemanlar modeli ve yük uygulama yerleri</b> | <b>40</b> |
| <b>Şekil 3.12</b> | <b>İmplant destekli sabit bölümlü protezin sonlu elemanlar modeli ve yük uygulama</b>    | <b>40</b> |
| <b>Şekil 4.1</b>  | <b>Kontrol örnekteki kırık yüzeyin makro(A) ve mikro(B,C) görüntüleri</b>                | <b>42</b> |
| <b>Şekil 4.2</b>  | <b>Lazer örnekteki kırık yüzeyin makro(A) ve mikro(B,C) görüntüleri</b>                  | <b>43</b> |
| <b>Şekil 4.3</b>  | <b>M1'deki lazer kaynakların Pmax (A) ve vidaların von Mises değerleri (B)</b>           | <b>47</b> |
| <b>Şekil 4.4</b>  | <b>M1L3 sonucunda 5. implantta yer alan lazer kaynaktaki stres dağılımı</b>              | <b>48</b> |
| <b>Şekil 4.5</b>  | <b>M1L3 sonucunda 5. implantta yer alan titanyum vidadaki stres dağılımı</b>             | <b>48</b> |



## ÇİZELGELER DİZİNİ

|             |                                                                                                                                                                                      |    |
|-------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Çizelge 2.1 | Biyomimetik değişme denklemi                                                                                                                                                         | 11 |
| Çizelge 2.2 | Üst yapı biyomimetik değişme ile implant parçalarında ve/veya kemikte oluşan mekanik ve biyolojik komplikasyonların ilişkisi                                                         | 11 |
| Çizelge 2.3 | İmplant destekli protezlerde biyomimetik değişmeye etki eden klinik ve laboratuvar faktörler                                                                                         | 12 |
| Çizelge 2.4 | Titanyumun fiziksel ve kimyasal özelliklerinin altın, niyobyum (Nb), paladyum (Pd), platin (Pt), tantalim (Ta), Zirkonyum ile karşılaştırılması                                      | 18 |
| Çizelge 3.1 | Sonlu elemanlar stres analizinde kullanılan materyallerin elastikiyet modülleri (GPa) ve Poisson oranları ( $\nu$ ).                                                                 | 39 |
| Çizelge 4.1 | Kontrol ve lazer grubundaki örneklerin mekanik test sonuçları(LK; lazer kaynak, UTS; maksimum gerilme dayanımı, EM; elastikiyet modülü, KHN; Knoop sertlik değeri, PO;Poisson oranı) | 44 |
| Çizelge 4.2 | M1 için lazer kaynaktaki $P_{max}$ değerleri ile yerleri, ve vidadaki en yüksek von Mises stres değerleri ( ÜY- K; Üstyapı-Kaynak, AP-K; Ara parça-Kaynak, KO;Kaynağın ortası)       | 45 |
| Çizelge 4.3 | M2 için lazer kaynaktaki $P_{max}$ değerleri ile yerleri, ve vidadaki en yüksek von Mises stres değerleri ( ÜY- K; Üstyapı-Kaynak, AP-K; Ara parça-Kaynak)                           | 46 |

## SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

|                        |                                                     |
|------------------------|-----------------------------------------------------|
| <b>A°</b>              | : Angstrom (Uzunluk Birimi) ( $10^{-10}$ m)         |
| <b>A</b>               | Amper                                               |
| <b>ASTM</b>            | American Society for Testing Materials              |
| <b>Au</b>              | : Altın                                             |
| <b>°C</b>              | : Derece santigrat (sıcaklık birimi)                |
| <b>CAD-CAM</b>         | : Bilgisayar destekli tasarım ve imalat             |
| <b>Cm</b>              | : santimetre                                        |
| <b>CO<sub>2</sub></b>  | Karbondioksit                                       |
| <b>EM</b>              | Elastikiyet modülü                                  |
| <b>GPa</b>             | : Giga paskal (Basınç ve Stres Birimi) ( $N/m^2$ )  |
| <b>GTAW</b>            | : Gaz tungsten ark kaynak                           |
| <b>He</b>              | Helyum                                              |
| <b>Hz</b>              | Hertz                                               |
| <b>IEA</b>             | Isıl etki alanı                                     |
| <b>KHN</b>             | Knoop Hardness Number ( Knoop sertlik değeri)       |
| <b>Kr-Ni</b>           | : Krom-Nikel                                        |
| <b>kV</b>              | kilovoltaj                                          |
| <b>kW</b>              | kilowatt                                            |
| <b>Nb</b>              | : Niyobyum                                          |
| <b>Nd-YAG</b>          | : Neodminyum- Ytrium, Argon                         |
| <b>µm</b>              | : Mikrometre (Uzunluk birimi)                       |
| <b>mA</b>              | Miliamper                                           |
| <b>Mg</b>              | Magnezyum                                           |
| <b>MIG</b>             | : Metal ark kaynağı                                 |
| <b>mm</b>              | Milimetre                                           |
| <b>MPa</b>             | : Mega paskal (Basınç ve Stres Birimi) ( $N/mm^2$ ) |
| <b>ms</b>              | : milisaniye                                        |
| <b>N</b>               | Newton                                              |
| <b>PAW</b>             | : Plazma ark kaynak                                 |
| <b>Pd</b>              | : Paladyum                                          |
| <b>P<sub>max</sub></b> | Maximum Principal Stres (En büyük asal stres)       |

|            |                                                              |
|------------|--------------------------------------------------------------|
| <b>Pt</b>  | : Platin                                                     |
| <b>SEM</b> | Scanning Electron Microscope ( Taramalı Elektron Mikroskopi) |
| <b>ss</b>  | Standart sapma                                               |
| <b>Ta</b>  | : Tantalum                                                   |
| <b>Ti</b>  | : Titanyum                                                   |
| <b>TIG</b> | : Tungsten inert gaz kaynak                                  |
| <b>UTS</b> | Ultimate Tensile Strength (Maksimum çekme dayanımı)          |
| <b>W</b>   | watt                                                         |
| <b>v</b>   | Poisson oranı                                                |
| <b>Zr</b>  | : Zirkonyum                                                  |



|                           |                              |
|---------------------------|------------------------------|
| <b>Axial</b>              | : eksenel                    |
| <b>Beam</b>               | : ışın, huzme                |
| <b>Bending</b>            | : eğilme                     |
| <b>Cast to procedure</b>  | : dökümle lehimleme          |
| <b>Cantilever</b>         | : uzantı                     |
| <b>Compression</b>        | : sıkışma                    |
| <b>Deflection</b>         | : sapma                      |
| <b>Deformasyon</b>        | : şekil değiştirme           |
| <b>Depth of welding</b>   | : kaynak işleminin derinliği |
| <b>Distortion</b>         | : biçim değiştirme           |
| <b>Ductility</b>          | : süneklilik                 |
| <b>Fatigue strength</b>   | : yorulma dayanımı           |
| <b>Fiksasyon</b>          | : sabitleme                  |
| <b>Filler</b>             | : ilave kaynak materyali     |
| <b>Freze</b>              | : tornada işleme             |
| <b>Heat affected zone</b> | : ısı etki alanı             |
| <b>Internal stres</b>     | : iç gerilme                 |
| <b>Loadcell</b>           | : yük hücresi                |
| <b>Non-consumable</b>     | : erimeyen                   |
| <b>Nozzle</b>             | : lüle                       |
| <b>Penetration depth</b>  | : işlem derinliği            |
| <b>Per of elongation</b>  | : yüzde uzama                |
| <b>Premature contact</b>  | : erken okluzal temas        |
| <b>Pulse duration</b>     | : atış süresi                |
| <b>Shear lips</b>         | : kesme dudakları            |
| <b>Strain</b>             | : gerinme, gerinim           |
| <b>Strain indicator</b>   | : veri toplama sistemi       |
| <b>Stress</b>             | : stres                      |
| <b>Tension</b>            | : çekme                      |
| <b>Torque</b>             | : burulma momenti            |
| <b>Torsion</b>            | : burulma                    |

**Ultimate tensile strength:** maksimum çekme dayanımı

**Welding** : kaynak



## ÖZET

### Titanyum Ara Parça Üzerindeki Lazer Eklem Mekanik Davranışının İncelenmesi

Bu çalışmanın amacı Cresco Ti lazer kaynak koşullarının materyal üzerine etkisini göstermek ve sonlu elemanlar yöntemi ile fiksasyon (sabitlenme) vidasındaki ve kaynaktaki streslerin dağılımını incelemektir.

EN10002-1 çekme standartlarına göre hazırlanan Grade III titanyum örnekler onarlı iki gruba ayrılmıştır. Kontrol grubundaki örnekler hiçbir müdahalede bulunulmazken ikinci gruptakiler kesildi ve Cresco-Ti sisteminin öngördüğü şartlarda lazer kaynak yapıldı. Tüm örnekler çekme testi ve Knoop sertlik testi uygulandı. Kırık yüzeylerin analizi tarayıcı elektron mikroskopunda yapıldı. Lazer kaynak işleminin materyal üzerindeki etkisini göstermek için 0.05 güvenlik aralığında Mann Whitney-U ve student-t testi kullanıldı. 5-implant destekli distal uzantılı (M1) ve 2-implant destekli (M2) sabit protez tasarımlarını simüle etmek için sonlu elemanlar modelleri hazırlandı. Her iki modelde belirli uzaklıklarda linguale eğimli 400 N kuvvet uygulandı.

Kontrol grubundaki kırılma yüzeyleri sünek, kaynak grubundakiler kırılgan yapı özelliği göstermişlerdir. Kaynak grubundaki kırılmalar ısıl etki alanında gerçekleşmiş ve gözeneklere rastlanmamıştır. Kontrol grubu için elastikiyet modülü, maksimum gerilme dayanımı, yüzde uzama ve sertlik ortalama değerleri sırasıyla 129.7 GPa (sd 3.0), 574 N/mm<sup>2</sup> (sd 113), 11.2 % (sd 0.4), 269.6 (sd 16.8) ve lazer grubu için 251.6 GPa (sd 23.3), 776 N/mm<sup>2</sup> (sd 72), 4.8 % (sd 0.7), 352.8 (sd 23.3) dir. Tüm özellikler için gruplar istatistiksel olarak farklıdır. M1 de kaynakta tespit edilen maksimum principal stresler kaynağın gerilme dayanımından düşüktür. Vidada elde edilen von Mises stres değerleri titanyumun gerilme dayanımından daha yüksektir. M2 de ise her iki stres değerleri materyalin dayanımından daha düşüktür.

Lazer kaynak işlemi titanyumun mekanik özelliklerini belirgin olarak değiştirmiştir. Sonlu elemanlar modeline göre bu çalışmadaki biyomekanik koşullar altında lazer kaynağın mekanik başarısızlığı beklenmeyebilir.

**Anahtar sözcükler:** Pasif Uyum, Lazer Kaynak, Sonlu Elemanlar Analizi, Titanyum

## **ABSTRACT**

### **Mechanical Behavior of Laser Welded Titanium Implant Abutments**

The aim of this study was to describe the effect of Cresco-Ti laser welding conditions on the mechanical properties of the material and to analyze stresses on the weld joint and titanium screw through finite element models of different prosthesis designs.

Grade III Titanium specimens described in EN10002-1 were divided into two groups of ten. While control group specimens were used in solid form, those in test group were sectioned and laser welded by conditions provided by the Cresco-Ti system. All specimens were subjected to tensile and Knoop hardness test. The fractographic analysis was performed under scanning electron microscope. Mann Whitney-U and student-t test were used to describe the effect of laser welding procedure on the material properties at 0.05 significance level. Three-dimensional finite element models(MSC/Marc2003Beta) simulated 5-implant-supported fixed distal extension(M1) and 2-implant-supported partial(M2) prosthetic designs. An oblique load of 400N with 15° lingual-axial inclination was applied to both models at various locations separately.

The control group specimens failed with necking. The failure in laser-welded specimens was at heat-affected zone and no porosities were observed at all fracture surfaces. Control group mean values for elastic modulus, ultimate tensile strength (UTS), percentage of elongation and hardness were  $129.7 \pm 3.0 \text{ GPa}$ ,  $574 \pm 113 \text{ N/mm}^2$ ,  $11.2 \pm 0.4\%$ ,  $269.6 \pm 16.8$  and laser-welded group's were  $251.6 \pm 23.3 \text{ GPa}$ ,  $776 \pm 72 \text{ N/mm}^2$ ,  $4.8 \pm 0.7\%$ ,  $352.8 \pm 23.3$  respectively. The differences between the groups were statistically significant for all properties. In M1, maximum principle stresses did not exceed UTS of the weld-joint, but von Mises stress values in titanium screws were higher than its' strength. In M2, stresses in both were below their strength values.

Laser welding conditions provided non-porous and sound joint structure, decrease in ductility and increase in tensile strength at joint. Within in the constraints of the model, monotonic mechanical failure of the welded joint may not be expected under biomechanical conditions simulated in this study.

**Key Words:** Passive Fit, Laser Welding, Finite Element Analysis, Titanium

# 1. GİRİŞ

İmplant üst yapılarının dayanakları harekete zorlamayan bir pasif uyum ile terminal konumuna yerleşmesini sağlamak, implant protezlerin uzun dönem başarısını belirleyen önemli prensiplerden biridir. Protetik diş hekimliğinde klinik ve laboratuvar aşamalarından kaynaklanan sorunlarla pasif uyum gösteren bir üst yapı elde etmek oldukça güçtür. Döküm işlemi sonrasında oluşan uyumsuzlukları gidermek ve uyumlu bir üst yapı elde edebilmek için ağız içi indeksleme veya ana model üzerinde yürütülen yöntemlerden birinin kullanılması gerekir. Kr - Ni ve kıymetli metal alaşımlarından elde edilen sabit protez ünitelerinin bir araya getirilmesinde ağız içerisinde ya da modelde indeksleme ve daha sonra lehimleme tekniği uzun yıllar başarı ile kullanılmaktadır.

Düşük özgül ağırlık, korozyona direnç ve mükemmel biyolojik uyumluluk gibi avantajları nedeniyle implant diş hekimliğinde tercih edilen titanyum ve alaşımları, üst yapıların üretilmesinde de kullanılmaktadır. Ancak tek parça döküm işlemi sonrasında karşılaşılan üst yapı uyumsuzluğunu gidermek amacıyla indeksleme ve açık lehimleme işlemini, titanyum ve alaşımlarının oksijen, nitrojen ve hidrojene karşı gösterdiği yüksek afinite nedeniyle kullanmak mümkün olmaz. Döküm işlemi haricinde tornada işleme, elektro-erozyon ve bilgisayar destekli tasarım ve imalat (CAD-CAM) gibi alternatif yöntemler ile de üretilebilen titanyum parçalar kaynak işlemi ile birleştirilir. Bu amaçla başvurulmuş kaynak işlemlerinden biri de Nd-YAG lazerdir <sup>1,2</sup>.

Pasif uyum elde etmek amacıyla titanyum üst yapıların birleştirilmesinde Nd-YAG lazer'in kullanıldığı iki yöntem vardır. Bunlardan birincisinde daha önceden hazırlanmış dayanaklardan vaka için uygun olanlar seçilir, implant üzerine yerleştirilir ve bu parçalar lazer kaynakla birleştirilir (Procera). Sistem zaman alıcı ve pahalıdır. Ayrıca hazır parçaların bukkolingual yönde oluşturduğu kalınlık genellikle estetik diş dizimine müsaade etmez<sup>3,4</sup>.

Diğer lazer kaynak yönteminde, döküm üst yapının alt yüzeyi ile implant gövdesi üzerinde konumlandırılan bir diğer ara parçanın üst yüzeyi bilgisayarlı freze cihazı altında düzeltilir. Birbirlerine büyük bir uyum ile temas eden yüzeyler lazer kaynak ile birleştirilir (CrescoTi). Bu teknik geleneksel döküm işlemi ile elde edilmiş parçaların pratik ve hassas şekilde bağlanmasını sağlarken elde edilen üst yapı fonksiyonel ve estetik bir diş diziminin yapılabilmesine izin verir<sup>5,6</sup>.

Nd-Yag lazer ile yapılan çalışmalarda lazer eklemin gerilme dayanımının kaynak yapılmamış örneklere yakın olabildiği ve bunun büyük ölçüde kaynak işlemlerindeki koşullara bağlı olduğu gösterilmiştir<sup>7,8</sup>. Ancak, Cresco Ti sisteminde kullanılan lazer kaynak koşullarının, elde edilen eklemin mekanik dayanımı üzerine etkisi belirtilmemiştir. Bununla birlikte ara parçaların lazer kaynakla birleştirildiği bir st yapı uyumlama tekniğinin ağız içinde kullanılabilmesi için eklemin, farklı tedavi seçeneklerinde oluşan stresleri de karşılayabilmesi gerekir.

Bu çalışmanın amacı,

1. Cresco Ti lazer kaynak koşullarının Cresco Ti sisteminde kullanılan ara parçanın mekanik dayanımı üzerine etkisini saptamak ve,
2. Sonlu elemanlar modeli ile farklı klinik durumlarda oluşan streslerin ara parça üzerindeki etkisini öngörmektir.

## 2.GENEL BİLGİLER

### 2.1. İmplant Protezlerin Uzun Dönem Başarısını Etkileyen Faktörler

İmplant destekli protezlerin başarısında hastanın dental ve medikal durumu, implantların yerleştirilmesinde kullanılan cerrahi teknik ve sistemin biyomekaniğinin önemi büyüktür.

İmplant destekli protezlerin başarısızlıkları erken dönemde veya geç dönemde ortaya çıkabilir. Erken dönemdeki başarısızlıklar iyileşme ve remodelling aşamalarında karşılaşılır genellikle osseointegrasyonun sağlanmaması ile sonuçlanır ve implantların çıkarılması gerekir<sup>9</sup>. Geç dönemdekiler ise restorasyon tamamlandıktan ve yüklemeye başladıktan sonra uzun dönemde meydana gelirler.

Uzun dönemde implant protezlerin yüklenmesi sonucunda implant parçalarında ve kemikte gerinimler(strainler) oluşur. Bu gerinimler nedeniyle vidada, üst yapıda ve implantta mekanik başarısızlıklar ve implant etrafında kemik kaybı ve nadiren de olsa implant-kemik ilişkisinin bozulması gibi biyolojik başarısızlıklar gözlenir<sup>10-16</sup>. İmplant sistemlerinin kullanıldığı protezlerde bu tip başarısızlıkların oluşma riskinin azaltılması ancak ağız içi kuvvetlerinin ve protez ve okluzyon tasarımı, restoratif materyallerin tipi, üst yapı uyumu gibi bu kuvvetleri etkilerini belirleyen faktörlerin kontrolü ile mümkün olabilir.

#### 2.1.1. Ağız İçi Kuvvetleri

İmplant çevresindeki kemik kaybının en önemli nedeni, yetersiz plak kontrolünün yanı sıra implant çevresindeki aşırı yüklenmedir<sup>17-20</sup>. Osseointegre sistemlerde, implantın kemiğe sıkıca tutunması nedeniyle, okluzal stresler çevre kemik dokusuna doğrudan iletilirler<sup>21</sup>. Bu nedenle okluzyon ve ağız içi kuvvetlerinin kontrolü, implantın uzun dönemdeki başarısı açısından büyük önem taşır.

Doğal diş, periodontal ligament reseptörleri vasıtası ile destek kemikte yıkıma neden olan aşırı okluzal yüklenmeyi kontrol edebilirken, osseointegre implantlar böyle bir korunma mekanizmasından yoksundurlar<sup>22</sup>. Bu nedenle osseointegre implantlar üzerine kurulan hatalı okluzyon, protez ve destek kemik dokusu üzerinde yıkıcı etkilere neden olabilir<sup>21,23</sup>. İmplantların, üzerine gelen kuvvetleri algılayabilme eşiğinin doğal dişlerinkinden 6-8 defa yüksek olduğu gösterilmiştir<sup>24,25</sup>. Bu 'mekanik algılama' yetersizliği nedeni ile bir okluzal rehberlik sırasında implant dayanakların karşılayacağı kuvvetlerin de daha fazla olması beklenebilir. Bruksizm gibi bir parafonksiyonel

alışkanlık ise, normal dentisyonda elde edilen maksimum ısırma kuvvetinin 6 katı kadar bir kuvvet oluşturur<sup>26</sup>.

#### **2.1.1.1. Kuvvetler**

Ağız içerisinde oluşan bu kuvvetler, tipik olarak bir veya daha fazla klinik koordinatlarda olabilen 3 boyutlu kuvvetlerdir ve genel olarak 2 grupta incelenirler<sup>27</sup>.

1. normal kuvvetler; basınç ve çekme
2. kesme kuvvetleri

Bir kuvvet, bir düzlem üzerinde normal ve kesme kuvvet bileşenlerine ayrılabilir. Aynı büyüklükteki iki kuvvetin uygulama yönleri farklı olduğunda, etkileri de çok farklı olur. Kuvvet yönünün oluşturulmasındaki unsurlar, çiğneme sırasındaki alt çene hareket yönü ve okluzyondur. Bu nedenlerle, tüm implant sistemi boyunca dağılan kuvvet bileşeni büyüklükleri, protez üzerindeki okluzal temaslar ile doğrudan ilişkilidir<sup>27</sup>.

#### **2.1.1.2. Momentler**

Moment oluşturan kuvvet, bir noktada uygulandığı katı cismi rotasyona veya bükülmeye zorlayan bir vektördür. Moment büyüklüğü, uygulanan kuvvet ile kuvvetin destek hattına uzaklığının çarpımı ile bulunur. Katı bir cisim üzerine uygulandığında moment, kuvvetin uygulandığı noktayı destek hattı çevresinde dönmeye bir harekete zorlar. Bu neden ile moment, eğilmeye veya burulmaya neden olan kuvvetler olarak ifade edilir<sup>27</sup>.

Momentler üç klinik ekseninde gelişebilir; dikey, fasiolingual ve meziodistal. İmplant ve restorasyonlar üzerine transvers, fasiolingual ve meziodistal düzlemlerde, saat yönünde ve saat tersi yönünde olmak üzere toplam 6 farklı moment etkiyebilir<sup>27</sup>.

Burulma kuvvetleri, implant sistemleri üzerinde son derece yıkıcı etkilere neden olabilir. Aşırı köprü dışı uzantılar ve bar tutucular üzerine etkiyen kuvvetlerin neden olduğu eğilme ya da burulma momentleri, implant-kemik ara yüzünün yıkılmasına, üst yapı vidalarının gevşemesine veya bar/köprü uzantılarının kırılmasına neden olabilir<sup>12,28</sup>.

Lundgren ve arkadaşları<sup>29</sup>, osseointegre implant destekli protezlerdeki implant dışı uzantılar üzerinde, doğal diş destekli protezlerdekinden daha fazla yük oluştuğunu göstermişlerdir. Albrektsson ve arkadaşları<sup>30</sup>, yükün esas olarak implant dayanaklar üzerine dağıtılmasının önemini vurgulamışlardır. Lundgren ve Laureli<sup>31</sup>, ise yatay kuvvetleri azaltmak için erken okluzal temasların ve dik kasp eğimlerinin önlenmesi gerektiğini belirtmişlerdir. İmplant kemik ara yüzünde oluşan moment, okluzal tablanın

servikalden yüksekliği ile de etkilenir. Protezin okluzal tablasının kretten yüksekliği meziodistal ve fasiolingual aks çevresinde oluşan kuvvet bileşenleri için bir moment kolu gibi davranır ve implantın kemiğe giren boyun kısmını etkileyen bir moment kuvveti oluşturur. Bu nedenlerle implant üstü protetik restorasyonların tasarımında, ağız içi kuvvetlerin oluşturduğu momentlerin mutlak göz önünde bulundurulması gerekir<sup>27</sup>.

#### 2.1.1.3. Kuvvet Transferi

##### Stres

Dış kuvvet uygulanan katı bir madde içerisinde, uygulanan bu dış kuvvet ile aynı büyüklükte ve aksi yönde bir iç gerilim oluşur. Birim alanda oluşan bu iç gerilim, stres olarak ifade edilir. Bir elastik materyale, deneysel olarak yük uygulanırsa bir stres-gerinme(strain) eğrisi oluşur. Stres, belli bir sınıra kadar, neden olduğu gerinmeler ile doğrusal orantılıdır. Elastikiyet modülü olarak ifade edilen bu doğrusal ilişkinin eğimi materyalin katılığı hakkında bilgi verir<sup>32</sup>. İmplant ve çevresindeki biyolojik dokularda oluşan stresler, implantın uzun süreli başarısında önemli etkiye sahiptirler<sup>17,18,23</sup>.

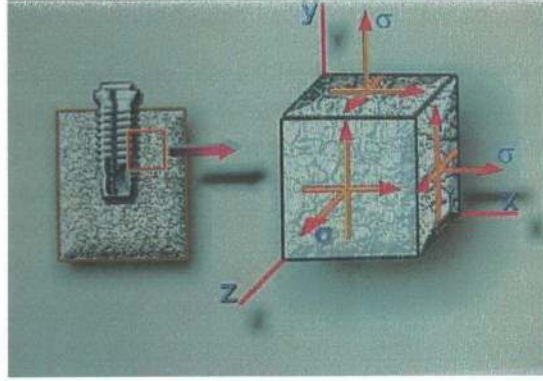
Kuvvet bileşenleri gibi stres bileşenleri de normal ve kesme olabilir. Şekil 2.1’de üç boyutlu bir stres elemanı içerisinde, her düzlemde bir normal ve iki kesme stres görülmektedir<sup>17</sup>.

Kesme bileşenlerinin sıfır olduğu tek doğrultuda yoğunlaşan stresler en yüksek değerlere ulaşırlar. Eleman içerisinde tek doğrultuda bulunan stresler ‘principal’ stresler olarak isimlendirilir ve Sigma 1( $\sigma_1$ ), Sigma 2 ( $\sigma_2$ ), ve Sigma 3 ( $\sigma_3$ ) olarak gösterilir. İmplant ve çevre dokularda;

Sigma 1: Pozitif stresler (Peak tensile stress)

Sigma 2: Maksimum kesme

Sigma 3: Negatif stresler (Peak compression stress)



Resim 2.1 Bir stres elemanına etki eden normal ve kesme stresler

### Şekil Değiştirme ve Gerinme

Bir implant üzerine uygulanan yük, hem implantın hem de çevre dokuların şekil değiştirmesine neden olur. Biyolojik dokular, şekil değiştirmeyi bir uyarı olarak algılayabilir ve bir yeniden biçimlenme (remodelling) cevabı oluşturabilir<sup>33</sup>.

Çekme kuvveti altında bir bar ( $l_0$  = ilk boy) uzama göstererek son boyuna ulaşır ( $l_0 + l$ ). 'Uzama', birim boyda yüzde uzama olarak ifade edilir ve birimsizdir<sup>32</sup>.

$$E = l/l_0 \quad l: \text{uzama} \quad l_0: \text{ilk boy}$$

Kesme gerinmesi ( $\gamma$ ), kesme yükü altında bir obje ya da gerilme elemanına ait dik açıdaki değişiklik olarak tarif edilir<sup>27</sup>.

Sıkıştırma yükleri altında, yatay gerinmeler dikey gerinmelere eşlik ederler. Elastik sınırlar içinde bu iki gerinme birbirleriyle doğru orantılıdır ve bu orantının negatifi Poisson oranı olarak ifade edilir<sup>27</sup>.

Tüm biyolojik ve biyolojik olmayan materyaller kalıcı şekil değiştirmeye uğramadan veya kırılmadan önce bir maksimum uzama gösterirler. Elastikiyet modülü ve maksimum gerilme dayanıklılığı gibi materyal özelliklerinin belirlediği kuvvet-gerinme ilişkisi, biyolojik materyallerde de yükleme ile değişir<sup>34</sup>.

### Stres-Gerinme(Strain) İlişkisi

İmplant ve çevre dokular üzerine gelen kuvvetlerin etkilerini daha net olarak görebilmek için ara yüz sisteminde meydana gelen farklı şekil değiştirmeler arasında bir ilişki kurmak gerekir. İmplantla ait elastikiyet modülü implant ile ilişkideki biyolojik

dokuların elastikiyet modülüne yaklaştıkça, implant-doku ara yüzündeki mekaniksel farklılık azalır<sup>27</sup>. Bir implant sisteminde dokularda oluşan gerinmeyi kontrol edebilmek, ancak implant ve üst yapıları etkileyen streslerin kontrolü ile mümkündür ve bu stresler, implant tasarımı, üst yapı, restoratif materyallerin türü ve okluzal tasarımı ile doğrudan etkilenir<sup>35</sup>. İmplantlarda yükleri ileten yüzey alanının şekli ve miktarı, implant-doku ara yüzündeki stres transfer yeteneğini önemli boyutlarda etkiler<sup>36-39</sup>. Genel olarak, implantı etkileyen stres arttıkça, implant materyali ve kemikte oluşan gerinme büyür. Böyle durumlarda gerinmeler arasındaki uyumsuzluk, implant-kemik direk ilişkisinin korunması yerine, ara yüzde fibröz bir dokunun oluşması ile sonuçlanabilir<sup>27</sup>.

Ayrıca uyumsuz üst yapılar neticesinde implant çekme, sıkışma ve eğilme kuvvetleri etkisinde kalır. İmplant sistemi içerisinde yer alan parçaların ve implantı çevreleyen dokunun farklı mekanik özelliklere sahip olması gerinme uyumsuzlukları yaratır. Bu uyumsuzluklar da üst yapı ve sabitleme vidalarının gevşemesine veya sıkışmasına, kırılmasına, üst yapının metal ve porselen kısımlarındaki kırılmalara ve/veya çatlamalara, implantın kırılmasına neden olur.

#### Stres Analizi

Stres analizi, yapıların maruz kaldıkları yükler altında bünyelerinde oluşan gerilmeleri ve bu streslere verecekleri mekanik cevabın incelenmesidir.

Stres analizi yöntemleri teorik ve deneysel olmak üzere iki alt gruba ayrılır. Teorik yaklaşımlar matematiksel formüller ve eşitliklerin çözümü ile sonuca gider. Deneysel teknikler ise direk yapının üstündeki yada yapının bir modeli üstündeki çeşitli ölçümleri kapsar<sup>40</sup>.

Teorik stres analizi, analizi yapılacak yapıyı oluşturan materyaller için formüle edilen farklı yada tüm eşitlikleri içeren temel fizik kuralları (enerjinin korunumu, momentumun korunumu, kütlelen korunumu) ve esas oluşturan eşitlikleri (stres-gerinme ilişkisi) kapsar. Bu eşitlikler hem sayısal hem de analitik metotları kullanır ve uygun sınır durumlarını (uygulanan yükler ve destek durumları) dikkate alarak çözüme ulaştırır. Herhangi bir materyal davranışının (elastik, elastoplastik, viskoelastik) tipi kavramsal olarak bu eşitliğe dahil olabilirse de dental yapılar için teorik bir yaklaşımın genel bir uygulaması yoktur. Analitik tekniklerin kullanımı; eşitliklerin doğru çözümü için sınır durumlarını belirlemedeki zorluklar, ağız içi dokuların mekanik özellikleri hakkındaki eksik bilgi ve çalışılan geometrinin aşırı karmaşıklığı nedeni ile zorluk

oluşturur. Matematiksel modellemeler ve sonlu elemanlar stres analizi, teorik stres analizi yöntemlerindendir<sup>41</sup>.

Yapıların geometrisi ve yükler karmaşık hale geldikçe teorik tekniklerin kullanılması oldukça zorlaşır. Bu durumda çeşitli deneysel teknikler, taklit edilen veya gerçek yüklere maruz bırakılan yapının mekanik cevabını ölçmek ve oluşabilecek gerilme ve gerinme değerlerini tahmin etmek için kullanılabilir. Deneysel yaklaşımlar, kullanılan tekniğe bağlı olarak ilgilenilen yapının modelini veya gerçek yapıyı kullanabilirler. Materyal davranışının tüm yönlerini modele etmek tek bir seferde hemen hemen mümkün olmaz ve anlamlı sonuçlar çıkaracak modellerin hazırlanması da önemli bir yaratıcılık gerektirir. Strain gauge lerin kullanıldığı stres analizleri, fotoelastik yöntem, deneysel stres analiz yöntemlerindendir.

### **2.1.2. İmplant Destekli Protezin Tipi, Okluzal Şeması, Yapımında Kullanılan Materyal**

Protez tipi, implantları çevreleyen kemikteki streslerin tipini ve miktarını etkiler. İmplant destekli sabit protezler sadece implantlardan, hareketli protezler ise implant ve yumuşak dokulardan destek alır. Jemt ve ark.<sup>42</sup>, yaptıkları bir çalışmada, fonksiyon sırasında sabit protezlerle kıyaslandığında hareketli protezlerde uygulanan kuvvetin dayanaklarda daha düşük sıkışma kuvveti fakat daha büyük eğilme momentleri oluşturduğunu bildirmişlerdir.

Ekonomik ve anatomik şartlar yada distal implant ile ilgili komplikasyonlar nedeniyle bir taraftan bir yada daha fazla dayanak tarafından desteklenen ancak diğer uçtan desteklenmeyen uzantılı sabit protezler yapılabilir. Uzantıda yer alan gövdeye oblik yada dikey yönde kuvvetler uygulandığında, gövdeye komşu implantın servikal bölgesinde kemikte sıkışma streslerinde artış olurken, implantın diğer tarafında çekme stresleri meydana gelir. Bu stresler, uzantının devirici etkisini karşılayıcı karakterdedir. Uzantıya komşu ikinci implantta da benzer ama belirgin derecede daha az stresler oluşur. Bununla birlikte uzantıya en uzaktaki implantta çekme kuvvetleri etkilidir<sup>43</sup>. İmplant pozisyonu ve sayısı, ark formu ve uzunluğu, uzantının yeri (üst veya alt çene, anterior veya posterior) ve karşıt okluzyon uzantının uzunluğunu belirlemek için değerlendirilmesi gereken klinik özelliklerdir<sup>43,44</sup>. İmplantların taşıyabileceği yük miktarını net olarak belirtmek zor olduğundan maksimum distal uzantı miktarını belirtmek de oldukça güçtür. Mc Alarney ve ark.<sup>45</sup>, yaptıkları bir çalışmada, 3,4,5 ve 6

implantın kullanıldığı protezlerde distal uzantı miktarının sırasıyla 0.5-1.8, 0.7-1.8, 1.1-1.8 ve 1.8 cm olması gerektiğini vurgulamıştır.

Kronun okluzal tablasının genişliği, kasp yüksekliği ve eğimi gibi faktörler implant üzerinde oluşan moment miktarını etkiler. İmplant destekli protezlerin başarısında bu faktörün etkinliği nedeniyle meydana gelen aşırı yüklenmeyi ortadan kaldırmak için uzantı miktarının azaltılması, restorasyonun meziodistal ve bukkolingual boyutlarının daraltılması, kasp boyunun ve eğiminin azaltılması, okluzal temasın merkeze yakın oluşturulması gerekir<sup>46</sup>.

İmplant destekli sabit protezlere uygulanan yük, protez aracılığıyla dayanağa, implanta ve kemiğe iletilerek tüm sistem içinde dağılır. Üst yapı materyali olarak düşük elastikiyet modülüne sahip bir alaşım kullanıldığında katı bir alaşıma göre kemik-implant ara yüzeyinde daha fazla stres oluşumuna neden olur<sup>43</sup>. Özellikle distal uzantılı üst yapıların eğilme momentlerine karşı direncinin düşük olması en distalde yer alan implantların mekanik olarak aşırı yüklenmesine yol açar. Bu nedenle implantlar arasında eşit yük dağılımı sağlamak için üst yapı materyalinin yüksek elastikiyet modülüne sahip olması gerekir<sup>47-50</sup>. İmplant materyalleri metal ve metal alaşımları, seramikler ve kompozitler olmak üzere üç grupta incelenmektedir. İmplant materyali seçimi biyolojik ve mekanik özellikler, yapım, uygulama ve bitirme işlemleri sırasında karşılaşılan kolaylıklar ve genel sterilizasyon işlemlerine uygunluk gibi faktörlere bağlı olarak yapılır.

Dış hekimliğinde kullanılan implant materyallerin şekil değiştirme ve katılık özellikleri, implantların üretim işlemlerini, kemik ara yüz ilişkisini, ve uzun süreli klinik başarıyı doğrudan etkiler<sup>47</sup>. İmplantlar için % 0( $Al_2O_3$  seramik)dan, %55 (316-L paslanmaz çelik)'e kadar farklı yüzdelerde uzamaya sahip biyomateriyaller kullanılmıştır. Dental implant materyalleri arasında günümüzde en sık kullanılan metal titanyumdur ve %25 uzama (50 mm) gösterir.

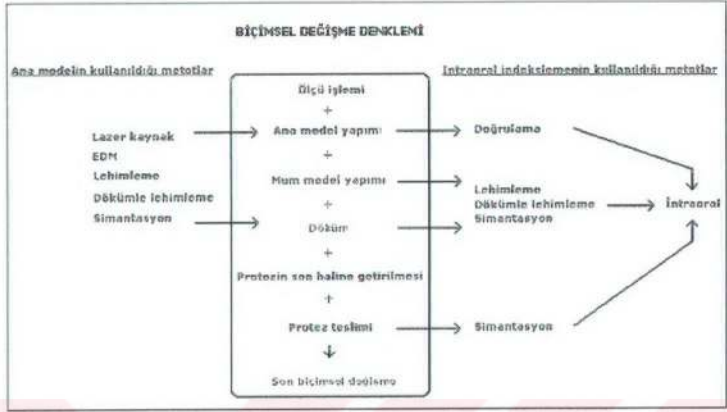
Dental implantların sayısı uzunluğu çapı ve kemik içindeki pozisyonunun implantların kendi içinde ve çevre dokulara kuvvet iletiminde ve gerilme dağılımında etkisi vardır<sup>48-50</sup>. Kuvvetin olduğu tarafa doğru implantın eğimi arttıkça, osteointegre olmuş implantlarda meydana gelen sıkışma streslerinde belirgin artış gözlenir.

### 2.1.3. Üst Yapı Uyumu

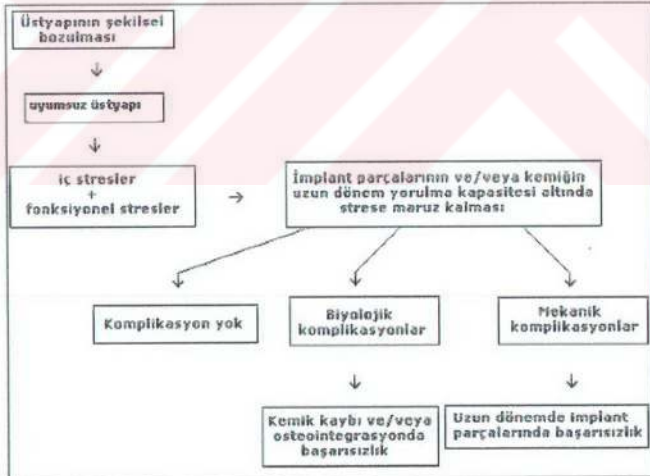
Üst yapı, implant ve bağlantı parçalarının uygun olmayan yüklenmesine neden olan durumlardan biride üst yapıların uyumsuzluğudur. Osseointegrasyonun korunması amacıyla implant ve üst yapı arasında pasif uyumun sağlanması gerekir. Pasif uyum, iki ayrı yapının herhangi bir dış kuvvet ve gerinme olmayacak şekilde birleştirilmesidir. Protetik diş hekimliğinde pasif uyum, üst yapının dayanakları harekete zorlamadan terminal konumuna yerleşebilmesi olarak tanımlanır. Ancak hem klinik hem de laboratuvar işlemlerinde meydana gelen hatalar ve kullanılan materyallerin özellikleri nedeniyle çoğu kez mümkün olmaz<sup>10,51</sup>.

İmplant destekli protezlerin yapımındaki her safhanın, üst yapıda biçimsel değişimin (distorsiyonun) meydana gelmesinde katkısı vardır. Nicholls<sup>52</sup>, biçimsel değişimi, kalıcı şekil değiştirmenin gerçekleştiği bir katıda bir noktanın veya bir grup nokta için belirlenen referans noktasından uzaklaşması olarak tanımlamıştır. Biçimsel değişimin her zaman üç boyutlu düşünülmesi gerekir. Teorik olarak biçimsel değişim bir denklem ile açıklanabilir (Çizelge 2.1). Denklem sıfıra eşitlendiğinde, protezin implant dayanaklarına pasif bir uyumla yerleştiği varsayılır. İmplant destekli protezlerin yapımı sırasında biçimsel değişmeye neden olacak faktörler çizelge 2.3’de yer almaktadır. Her bir faktörün biçimsel değişmeye katkısı tek başına klinik olarak çok önemli olmayabilir. Ancak, neden olduğu iç gerilmeler implant destekli protez sisteminin başarısını etkileyebilecek büyüklükte olabilir<sup>42,52-58</sup>. İç gerilmeler (internal stresler) protezlerin üzerine gelen fonksiyonel streslerle birlikte biyolojik ve/veya mekanik komplikasyonlara neden olabilir (çizelge 2.2). Ancak uyumsuzluktan kaynaklanan streslerin tek başına veya fonksiyonel yüklerle birlikte mekanik ve biyolojik başarısızlıklarla yol açabildiği kanıta dayalı çalışmalarla gösterilememiştir. Hayvanlar üzerinde yapılan çalışmalarda<sup>59,60</sup> ve sınırlı sayıdaki klinik çalışmalarda<sup>61,62</sup> hem biyolojik hem de mekanik komplikasyonların tek başına üst yapı uyumsuzlukları ile birlikte görülme olasılığının olmadığı vurgulanmıştır. Sadece bir çalışmada implant destekli protez sistemlerindeki parçaların başarısızlığında üst yapı uyumsuzluğunun etkisinin olabileceği bildirilmiştir<sup>63</sup>.

Çizelge 2.1 Biçimsel değişim denklemi



Çizelge 2.2 Üst yapı biçimsel değişim ile implant parçalarında ve/veya kemikte oluşan mekanik ve biyolojik komplikasyonların ilişkisi



**Protez denklemindeki**

*Klinik ve laboratuvar faktörler*

**bölümler**

|                                 |                                                                                                                                                              |
|---------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Ölçü işlemi                     | Alt çene esnekliği (flexure)<br>Ölçü tekniği<br>Ölçü materyali<br>Dayanaklar ile ölçü parçaları arasındaki yapım toleransı                                   |
| Ana model yapımı                | Ölçü parçaları ile dayanak replikalar arasındaki yapım toleransı<br>Ana model yapım tekniği<br>Die materyali<br>Ark kurvaturü                                |
| Üst yapının mum modelajı        | Dayanak replikalar ve altın silindirler arasındaki yapım toleransı<br>Akrilik üst yapı<br>Mumdaki bütülme                                                    |
| Üst yapı yapımı                 | Geleneksel döküm üst yapı                                                                                                                                    |
| Protezin son haline getirilmesi | Akrilik veya porselen yapının eklenmesi                                                                                                                      |
| Protez teslimi                  | Dayanak replikalar ve altın silindirler arasındaki yapım toleransı<br>Uyumun belirlenmesinde kullanılan kişisel varyasyonlar<br>Alt çene esnekliği (flexure) |

Micheal ve ark<sup>60</sup>, tavşan tibiasını kullanarak uyumsuz üst yapıları değerlendirmiş ve oluşturduğu uyumsuzluk miktarının biyolojik tolerans sınırları içinde kalabildiğini göstermiştir. Ancak, biyolojik tolerans sınırının bilinmesi ve klinik açıdan kabul edilebilecek uyumsuzluk miktarının bilinmemesi nedeniyle pasif uyum önemini korur.

Pasif uyuma sahip üst yapılar elde etmek için ağız içi indekслеme veya ana model üzerinde kullanılan metotlardan biri kullanılır.

**2.1.3.1. Ağız içi indekслеme metotları**

Ağız içi indekслеme metotları ağız içerisinde implant dayanakları ile implantların birbirlerine göre pozisyonlarını doğrulamak için kullanılır. Ana modelin ve üst yapının yapım ve implant protez teslim aşamalarında etkileri çok belirgin olarak gözlenir (Çizelge 2.1.).

#### Ana modelin doğrulanması

Protez yapımının doğru bir yolda ilerlemesini sağlamak için bir indeks ile modellerin doğrulanması önerilmektedir<sup>10,64</sup>. Modelin doğrulanması için model üzerinde implant parçalarından herhangi birisi kullanılarak indeks hazırlanır ve daha sonra indeksin ağız içerisinde uyumu kontrol edilir. Hazırlanan bu indeksin ağızda kontrol edilmesi ile ana modelin doğruluğu belirtilir. İndeks sonucunda ana modelin doğruluğu konusunda bir şüphe belirirse ilk olarak indeks-implant uyumu ağızda yeniden sağlanır ve indeks ağızdayken ölçü alınabilir veya model üzerinde modifikasyonlar yapılabilir<sup>64</sup>. Model üzerinde modifikasyonların yapılması sırasında indeks, hatalı yerleştirilen implant analoglarının tespiti için kullanılır ve bu analogların doğru bir şekilde tekrar modele yerleştirilmesini sağlar.

#### Lehimleme /Dökümle lehimleme (cast to procedure)

Klinik olarak üst yapı implant uyumsuzluğu olduğunda üst yapının parçalara ayrılması ve lehimlenmesi bu uyumsuzluğu gidermek için kullanılan en yaygın yöntemdir<sup>51,65</sup>. Bazı araştırmacılar sabit protezlerin parçalar halinde döküldükten sonra bir indeks yardımı ile lehimlenmesinin daha uygun olduğu belirtmiştir<sup>51,66</sup>. Bu teknik dökülecek yapının daha kısa ve uyumun daha net olmasını sağlar<sup>67</sup>.

Ağız içi indeksi kullanılarak parçalara ayrılmış üst yapıları birleştirmek için dökümle lehimleme metodu da önerilmektedir<sup>68</sup>. Bu metotta, indekslemeden sonra döküm üst yapı parçalarını birleştirmek için kullanılan patern rezinlere tij yerleştirilir ve soy metal alaşımları ile eklem dökümü yapılır. İmplant bar tutucu sistemlerinde parçaların birleştirilmesinde bu teknik kullanıldığında lehimleme ve elektron kaynak işlemlerine göre daha net ve doğru uyum elde edilmektedir<sup>69</sup>.

#### 2.1.3.2. İndekslemenin ana model üzerinde yapıldığı metotlar

Lazer kaynak ve electric discharge machining (EDM) işlemlerinde ana model kullanılarak üst yapı implant uyumu sağlanmaktadır. Her iki teknikte de ana modelin tam olarak ağız içindeki durumu yansıttığı varsayılmaktadır ve biçimsel değişme denklemi içindeki üst yapı elde edilmesi fazında ortaya çıkan biçimsel değişmeyi elimine etmeye çalışmaktadır. (Çizelge 2.1). Bu işlemlerden sonra eğer üst yapı modeldeki gibi ağızda da implantlara pasif bir uyum ile yerleşmiyorsa ağız içi indeksleme yöntemlerinden birini kullanmak gerekir.

Elektrik discharge machining de metalin işlenmesi için elektrik discharge kullanılmaktadır. EDM, ana modelde implant üst yapı uyumunu sağlayan alternatif bir metot olarak düşünülmektedir<sup>70</sup>.

Dökümden kaynaklanan büzülme etkisini elimine etmek için Nobel Biocare firması Procera tekniği olarak bilinen stereo lazer kaynak tekniğini geliştirmiştir<sup>71</sup>. Procera implant üst yapı teknolojisi, geleneksel implant üst yapı yapım tekniğinden birtakım farklılıklar gösterir. Bunlardan biri klasik döküm yöntemine gereksinim duyulmamasıdır.

Geleneksel döküm üst yapılar üretilirken kullanılan altın silindirlerin yerini Procera sisteminde saf titanyum parçalar almıştır. Literatürde bu parçalara ‘ayak’ denilmektedir. Bunların implantlara temas eden yüzeyleri altın silindirler ile aynıdır. Çok farklı şekillerde, uzunluklarda ve yüksekliklerde prefabrik titanyum parçalar vardır. Vakalara göre en uygun olanlar tercih edilir. Yapay dişlerin indekslendiği silikon matrisler kullanarak prefabrik titanyum parçalar bukkal, lingual ve gerektiğinde okluzal yüzeylerden aşındırılarak hem yapay dişler için yer kazanılır hem de vakaya uygun ark şekli verilir.

Titanyum parçaların birleşim yerleri bukkal ve lingual taraftan aynı anda birleştirilerek iskelet yapı oluşturulur. Sonuçta elde edilen kaynak yapı boyutsal olarak stabildir ve büzülme gözlenmez. Diğer geleneksel yöntemlerde (plazma kaynak vb gibi) ısı kaynak, kaynak alana tek bir noktadan yaklaşmaktadır. Bu da soğuma sırasında kaynak yapıda büzülmenin olabileceğini gösteren en büyük kanıttır. Bu tip bir büzülme önlemenin tek yolu her titanyum parça birleşim yerinde bukkal ve lingualde birbirini takip eden birleştirmeler yapmaktır.

Titanyum ayakların dikey kaynaklar ile birleştirilmesi tamamlandıktan sonra bunların üzerine yerleştirilen ark şeklindeki titanyum bar bu ayaklara yatay yönde yapılan kaynaklar ile sabitlenir.

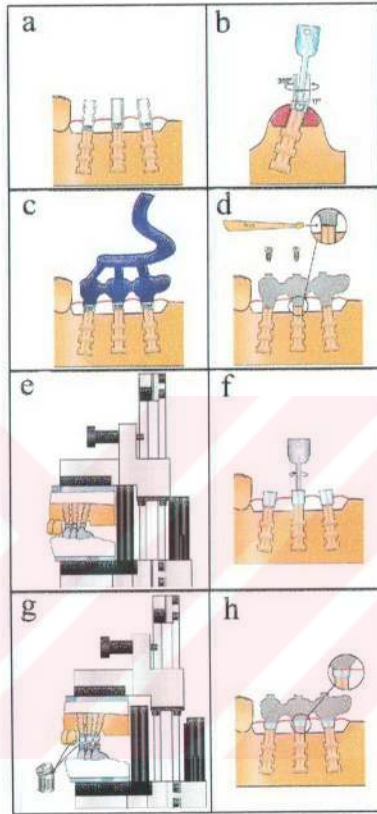
Procera tekniğinin kullanıldığı klinik çalışmalarda lazer kaynak yapılan üst yapıların döküm ile elde edilenlere göre daha hassas uyumlar içerdiği ve 1 yıl sonunda mekanik komplikasyonların görülmediği rapor edilmesine rağmen sistemin laboratuvar aşamasının uzun olması farklı sistemlerin ortaya çıkmasına neden olmuştur.

Cresco-Ti sisteminde diğer implant destekli protez üst yapı yapım tekniklerinden farklı olarak dayanak kullanılmamaktadır<sup>5</sup>. Bu sistem şekil 2.2’de detaylı olarak anlatılmaktadır. İmplant analoglarına yerleştirilen, döküm fırınında eriyen ve artık

bırakmadan uzaklaşan plastik tüpler üzerine mum modelaj yapılır. Döküm üst yapılar modelde analoglar üzerine vidalanmadan yerleştirilir. Firma tarafından ‘fiksator’ olarak isimlendirilen dikey boyutu sabit özel tasarlanmış bir aparatın alt tablasına model alçı ile sabitlendikten sonra üst yapı da aparatın üst tablasına sabitlenir. Sonuçta üst modelde üst yapı alt modelde de implant analoglarının yer aldığı bir çalışma aygıtı elde edilir. İmplant analoglarının üzerine saf titanyumdan yapılmış bir ara parça (bridge support) vidalanır. Fiksatoründe bağlı olduğu bilgisayar destekli bir torna cihazında alt ve üst model sabitlenir ve fiksatorde daha önceden belli olan dikey boyuta kadar üst yapı ayaklarından (bridge leg) ve de ara parçadan aşındırma yapılır<sup>5</sup> (Şekil 2.3). Ara parçadaki aşındırma içerdeki vidanın baş kısmını etkilemeyecek seviyede gerçekleştirilir. Üst yapılar, ara parça ve implant analoglarına vidalanır. Böylece pasif uyumu sağlanmış üst yapı-ara parça ilişkisi sabitlenmek için hazır hale gelir. Lazer cihazında birkaç yerden yapılan noktasal kaynaklar ile ilişki sabitlenir. Daha sonra da birleşim yerinin tüm çevresinde birbirini takip eden noktasal kaynaklar yapılır.

Cresco-Ti sisteminde kullanılan lazer cihazı Procera’dakinden farklı olarak tek bir noktadan yaklaşarak lazer uygulamaktadır. Manuel olarak lazer parametrelerin ayarlanabilmesine rağmen cihazın programlanabilmesi de olasıdır.

Cresco-Ti sisteminin laboratuvar aşamaları daha kolaydır ve işlemin maliyeti daha düşüktür.



Şekil 2.2 Cresco Ti metodu (CTiP®); Üst yapı elde etmek amacıyla yapılan işlemler;

a. Sabitleme vidaları ile dökülebilir plastik tüplerin implant analoglarına yerleştirilmesi

b. Plastik tüplerin eğimlendirilmesi

c. Modelaj ve döküm

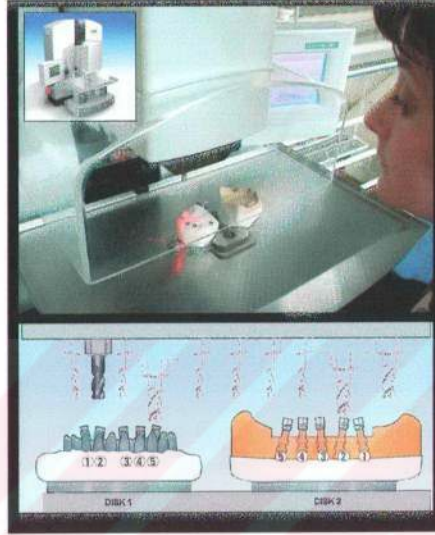
d. Döküm üst yapı dikkatlice implant analoglarına yerleştiriliyor ve sabitleme vidaları ile sıkıştırılmadan sabitlenir. Dökümdeki bütölmeden kaynaklanan uyumsuzluk gözlenir. Pozisyon sirkolant ile sabitlenir.daha sonra vida çıkartılır.

e. Üstünde döküm üst yapı olan ana model artikülatöre benzeyen fiksatorün üst tablasına alçı ile bağlanır. Daha sonra üst yapı fiksatorün alt tablasına alçı ile bağlanır. Alçı sertleştikten sonra sirkolant uzaklaştırılır.

f. Prefabrike titanyum silindirler implant analoglarına vidalanır.

g. Daha sonra silindirler sabitleme vidaların kafalarının hemen üstünde bir yere kadar freze edilir ve karşılığında üst yapı ayakları da aynı yatay düzlemde freze edilir. Bu işlemden ana model ve üst yapı arasındaki dikey ve yatay ilişki korunur. Freze işlemi bilgisayar destekli freze cihazı ile yapılır. Üst yapının hem de titanyum silindirlerin bağlı olduğu fiksator tablalarının her ikisinde freze cihazına yerleştirilir.

h. Freze edilmiş üst yapı ayakları freze edilmiş titanyum silindirin üzerine yerleştirilir. Daha sonra lazer işlemi yapılır. Sonuçta analoglara pasif bir uyum içinde yerleşen üst yapılar elde edilir.



Şekil 2.3 Üst yapının ve ana modelin bağlı olduğu fiksator tablaları bilgisayar destekli freze cihazı ve freze işlemi

#### 2.1.4. Kemik İmplant Ara Yüzeyi ve İmplant Çevresindeki Kemikğin Davranışı

Osseointegrasyon, canlı kemik dokusu ile implant yüzeyi arasındaki yapısal ve fonksiyonel direk ilişkidir<sup>21</sup>. Biyomekanik olarak kemik implant veya implant fibröz doku arasındaki temasın miktarı iletilen kuvvet ve iletilme koşulları hakkında bilgi verir.

İmplant yüzey özelliği implant kemik ara yüzeyinin oluşmasında belirleyici rol oynamaktadır<sup>72</sup>. Dokular çeşitli yüzey işlemleri ile implantın pürüzlü yüzeyinde oluşturulan oksit tabaka ile temas içindedir<sup>73</sup>.

Kemik metabolizması ve kemik yapısı vitaminler, hormonlar, ilaçlarla ve de mekanik uyarılar ile etkilenmektedir. Yüklemin şiddeti, yönü, süresi ve oranı implant çevresindeki kemikğin cevabını belirlemektedir. Yapılan uzun süreli klinik çalışmalarda fonksiyonel ve dinamik kuvvetlerce oluşan stresler kemikğin biyolojik eşliğinin üzerine çıkmadığı sürece çevre kemikte 'yeniden biçimlenme'(remodelling) oluşturduğu

belirtmiştir<sup>23,74</sup>. Lanyon<sup>75</sup>, kemikte uygun cevabın oluşmasında gerinim dağılımındaki değişikliğin en önemli etken olduğunu vurgulamıştır. Bunun nedeni implant, kemik ve üst yapı materyallerinin mekanik özelliklerinin çok farklı olması ve yükleme altında farklı şekil değiştirme göstermeleridir.

## 2.2. Titanyum

Titanyum atom numarası 22 olan ve periyodik cetvelde 4.grupta yer alan bir metaldir. İlk olarak 1789'da W. Gregor tarafından tanımlanmıştır. Yer kabuğunun %0.6'sını oluşturan titanyum en yaygın bulunan 10. elementtir<sup>76</sup>.

Brinell sertliği 100 kg/mm<sup>2</sup> ve yoğunluğu 4.507 g/cm<sup>3</sup> tür. Yüksek dayanıklılığı ve düşük özgül ağırlığı ile uçak ve uzay endüstrisinde, optik alanda ve saat yapımında kullanılır<sup>76,77</sup>.

Hava ile temas ettiğinde 1ms içinde 10 Å kalınlığında oksit tabakası oluşur. Bu oksit tabakası stabildir ve titanyumun korozyona karşı dirençli olmasını sağlar. Mükemmel biyolojik uyumu ve yüksek korozyon direnci nedeniyle medikal uygulamalarda sert doku implantı olarak kullanılır.

### 2.2.1. Titanyumun Fiziksel, Kimyasal ve Mekanik Özellikleri

Titanyum ağır metaller ( $p > 4.5 \text{ g/cm}^3$ ) ile hafif metaller ( $p < 4.5 \text{ g/cm}^3$ ) arasında bir elementtir<sup>78</sup>. Bazı kaynaklar titanyumu da hafif metaller grubuna alır<sup>79</sup>.

Çizelge 2.4 Titanyumun (Ti) fiziksel ve kimyasal özelliklerinin altın (Au), niyobyum (Nb), paladyum (Pd), platin (Pt), tantalum (Ta), Zirkonyum (Zr) ile karşılaştırılması

|                                                              | Ti                   | Au     | Nb    | Pd     | Pt     | Ta     | Zr    |
|--------------------------------------------------------------|----------------------|--------|-------|--------|--------|--------|-------|
| <u>Fiziksel özellikleri</u>                                  |                      |        |       |        |        |        |       |
| Atomik ağırlığı                                              | 47.88                | 196.97 | 92.91 | 106.42 | 195.08 | 180.95 | 91.22 |
| Erime noktası/K                                              | 1941                 | 1337   | 2750  | 1828   | 2041   | 3290   | 2128  |
| Yoğunluk/kgm <sup>-3</sup> (293K)                            | 4540                 | 19320  | 8570  | 12020  | 21450  | 16654  | 6506  |
| Elastikiyet modülü/Gpa                                       | 117                  | 80     | -     | 112    | 147    | -      | 95    |
| Isı iletkenliği/W/mK                                         | 21.9                 | 317    | 53.7  | 71.8   | 71.6   | 57.5   | 22.7  |
| Elektiksel iletkenlik/ $\Omega\text{m}\times 10^{-8}$ (273K) | 39.0                 | 2.05   | 15.2  | 9.78   | 9.6    | 12.2   | 38.8  |
| Isısal genleşme katsayısı/ $K^{-1} \times 10^{-6}$           | 8.6                  | 14.2   | 7.3   | 11.8   | 8.8    | 6.3    | 5.7   |
| <u>Kimyasal özellikler</u>                                   |                      |        |       |        |        |        |       |
| Oksidasyon basamağı (+)                                      | (yükselftenme) 2,3,4 | 1,3    | 4,5   | 2,4    | 2,4    | 5      | 4     |

#### Fiziksel Metallurjisi:

Titanyumun diğer hafif metallerden ayıran bazı özellikleri titanyumun fiziksel yapısını karmaşık kılar.

Titanyum oda ısısında hegzagonal  $\alpha$  (alfa) evresi olarak isimlendirilen kristal yapıya sahiptir. 882.5° C 'da bu evre başka bir kristal yapıya dönüşür ve merkezde toplanmış kübik yapı  $\beta$  (beta) evresi oluşur. Alfa ( $\alpha$ ) ve beta ( $\beta$ ) evreleri artan ve azalan ısı değerleriyle yer değiştirebilir. Farklı metaller (veya elementler) eklenerek yüksek ısı evresi oda ısısında sabitleştirilebilir<sup>78-81</sup>.

Titanyum alaşımları  $\alpha$ ,  $\beta$  ve ( $\alpha + \beta$ ) alaşımları olarak ayrılabilir.

Alfa ( $\alpha$ ) evresini sabitleştiren elementler; alüminyum, zirkonyum, kalay, indiyum, galyum, bakır ve hafniyumdur.

Beta ( $\beta$ ) evresini sabitleştirenler ise; vanadyum, molibden, niobyum, tantal, demir ve kromdur.

Bununla birlikte saf titanyumun kristal yapısı içerdiği elementlerle çözülebilir. Bu element titanyumun mekanik özellikleri üzerinde önemli bir rol oynar. Ayrıca oksijen, nitrojen ve hidrojen de iyonik kristal yapıyı etkiler<sup>78-81</sup>.

( $\alpha + \beta$ ) titanyum alaşımları (örneğin  $TiAl_6V_4$ ), günümüzde dental ve ortopedik implant uygulamaların yanında diğer teknik alanlarda da kullanılmaktadır. Son zamanlarda  $TiAl_3Fe_{23}$  alaşımı da implant uygulamalarında kullanılmaya başlanmıştır<sup>79-81</sup>.

Kırılma, Çekilebilirlik, Uzama, Elastikiyet Modülü, Dayanıklılık

Hegzagonal kristal yapıdaki metaller genellikle kırılgan olmalarına rağmen titanyum çekilebilir bir metaldir. %0.2'lik çekilebilirlik sınırı 180-440 N/mm<sup>2</sup> arasındadır. Yield noktası 860 ile 1170 Mpa'dır. Elastikiyet modülü ise 117 Gpa değerindedir (Çizelge 2.3). Bu değer soy metal alaşımlarına benzerlik gösterir<sup>78,81,82</sup>. Küçük kuvvetler altında yüzde uzama oranı büyük olur. Dayanıklılık sınırı 290-540 N/mm<sup>2</sup> de kırılma %26-30'dur. Beta ( $\beta$ ) titanyum soğuk çalışılabilir. Ancak oksijen, nitrojen ve hidrojen gibi gazların çözünmesi, titanyumun mekanik özelliklerinin değiştirerek çekilebilirliğini azaltır<sup>78,80,81,83</sup>.

Erime Noktası ve Gazlarla Etkileşimi

Titanyum 1941K (yaklaşık 1700°C) erime noktasına sahiptir. Yüksek erime ısısı ve kimyasal tepkimesi nedeniyle titanyum ve titanyum alaşımların döküm işlemi özel şartlar altında yapılır. Yüksek ısılarda ( $C > 600^\circ C$ ) titanyum hidrojen, oksijen ve nitrojen

ile reaksiyona girer. Eğer iyi kontrol edilmemiş vakum ortamında döküm yapılırsa titanyumun yüzeyi oksijenden zengin, sert, 100 µm kalınlığına kadar çıkabilen α tabakası ile kontamine olur. Bu tabaka dayanıklılığı ve çekilebilirliği olumsuz etkilerken çatlakların oluşmasına neden olur. Yüksek sıcaklıklarda nitr bir atmosfer yaratmak gereklidir<sup>81,83-85</sup>.

Bu nedenle titanyum dökümünde santrifüj ve vakum basıncının birlikte kullanıldığı döküm teknikleri ve titanyumun oksidinden daha stabil oksit içeren özel rövetmanlar kullanılır. Bu amaçla içerisinde magnezyum oksit, alüminyum oksit ya da kalsiyum oksit eklenmiş fosfat bağlı rövetmanlar geliştirilmiştir<sup>81,83-85</sup>.

#### Isıl Genleşme Katsayısı

Titanyumun ısıl genleşme katsayısı  $8.6 \times 10^{-6} \text{ }^{\circ} \text{C}$  tır ve bu değerden daha düşük genleşme katsayısına sahip dental seramiklerle uyumlu olabileceği, özellikle düşük ısı seramiklerinin bu özelliğe sahip oldukları gösterilmiştir<sup>86,87</sup>.

#### 2.2.2. Korozyona Direnç ve Biyolojik Uyumluluk

Titanyumun hava ile temasından sonra 1 ms'den daha kısa zaman içinde çok stabil bir oksit tabakası meydana getirebilme özelliği, titanyumun korozyona dirençli olması ve mükemmel biyolojik uyum göstermesini sağlar<sup>76,77,79,81,83,88</sup>. Wang ve arkadaşları<sup>89</sup> titanyum alaşımlarının biyolojik uyumlarını in vitro değerlendirdiği çalışmada, titanyum alaşımlarının değişime uğramadıklarını ve sitotoksik risk taşımadıklarını ortaya çıkarmıştır. Taira<sup>88</sup> ise titanyum ve alaşımlarının yüksek asidik ortamlarda dahi oral şartlarda korozyona dirençli olduğunu göstermiştir.

#### 2.2.3. Saf Titanyumun Kimyasal Kompozisyonu

Saf titanyumun içine eklenen eser miktarda oksijen, demir, vanadyum veya alüminyum titanyumun fiziksel özelliklerini önemli derecede değiştirir. ASTM (American Society for Testing Materials) titanyum içindeki oksijen ve demir miktarlarına göre saf titanyumu 4 sınıfa ayırmıştır. Buna göre;

Tip 1: 0.12 oksijen 0.20 demir

Tip 2: 0.18 oksijen 0.30 demir

Tip 3: 0.25 oksijen 0.30 demir

Tip 4: 0.35 oksijen 0.35 demir içerir.

Mekanik özelliklerinin uygunluğundan dolayı sabit restorasyonlarda Tip 1 ve 2, iskelet bölümlü protezlerde metal alt yapı olarak Tip 3, implant materyali olarak da Tip 4 tercih edilir<sup>83</sup>.

#### 2.2.4. Titanyumun Dental Kullanım Alanları

Titanyum ve alaşımları oral implantolojide, implant materyali olarak uzun zamandır başarıyla kullanılmaktadır.

Maksillofasiyal cerrahi, ortodontik tel ve arklar, endodontik postlar diğer dental kullanım alanlarıdır<sup>77,81,83,90</sup>.

Protetik alanda ise;

1. Sabit restorasyonlarda metal altyapı, inley ve onley olarak
2. Bölümlü protezlerde iskelet materyali olarak
3. Tam protezlerde metal kaide olarak kullanılmaktadır<sup>77,81,83,90</sup>.

Özellikle spark erozyonla şekillendirilmiş titanyum sabit restorasyonlarının klinik kullanımı yaygınlaşmıştır<sup>91-98</sup>. Titanyum ve altın- paladyum-platin alaışımının marjinal uyum açısından karşılaştırıldığı çalışma iki sistemde marjinal uyumun benzer olduğunu göstermiştir<sup>99</sup>.

#### 2.3. Metallerin Birleştirilmesinde Kullanılan Kaynak İşlemleri

Kaynak, birleştirilecek parçaların belirli kısımlarının erimesi ve eriyik metal karışımın soğumaya bırakılması sonucunda metalürjik olarak homojen bir eklem oluşturulması işlemidir. Kaynaklar kullanılan ısı kaynağına göre sınıflandırılır.

##### 2.3.1. Ark Kaynak

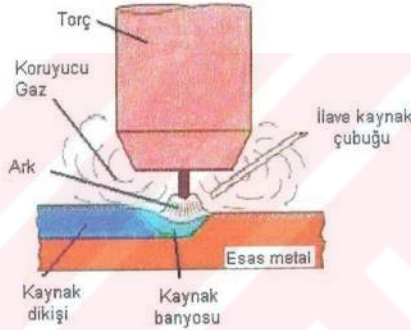
Ark kaynak, en sık kullanılan kaynak tipidir. Demir gibi 1500-1550 C erime ısısına sahip metallerin birleştirilmesinde kullanılır. İhtiyaç duyulan yüksek enerji elektrik arkıtan sağlanır. Ark, birbirine temas etmeyen ama komşu iki metal arasında elektriksel discharge (deşarjın) olması sonucunda meydana gelir<sup>100</sup>.

Ark kaynağın en basit formu bir metalin benzer bir metal yüzeyine deposizyonu ile oluşur. Bu kaynaktaki en büyük problem ergimiş metalin hava ile temas etmesi ve yapının metalürjik özelliğinin değişmesidir<sup>100</sup>. Bu nedenle kaynak alan koruyucu bir gaz ile çevrilerek erimiş metalin soğumasına kadar geçen zaman içinde hava teması engellenir.

İndirgeyici materyal erimiş metalin üstünü kaplayarak hava ile temas etmesini önler. Ancak metal soğuduktan sonra indirgeyicinin yüzeyde bıraktığı artık tabakanın mekanik olarak uzaklaştırılması gerekir.

### 2.3.1.1 Gaz-Tungsten Ark Kaynak

Gaz-tungsten ark (GTAW) bu prensibi kullanan ark kaynak metodudur. GTAW da ark, erimeyen (non-consumable) elektrot ile metal arasında oluşmaktadır. Koruyucu gaz, kaynak tabancasından direk olarak kaynak alanına iletilirken ilave kaynak materyali(filleri) de farklı bir yerden alana yaklaştırılır<sup>101</sup> (Şekil 2.4). Kaynak tabancasından sadece gazın kaynak havuzuna aktarılması ve de koruyucu gaz olarak argon veya helyum kullanılması, ortamın hava ile kontamine olmasını önler. Bu nedenle tungsten inert gaz kaynak (TIG) ta denilebilir.



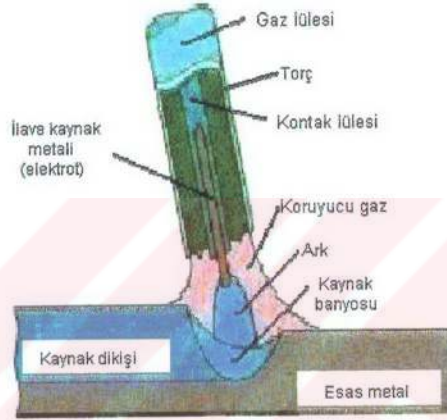
Şekil 2.4 Gaz tungsten ark kaynağı

Isı kaynağından iletilen sıcaklığın sınırlı olması nedeniyle ince parçaların birleştirilmesinde kullanılmaktadır. Çok temiz bir kaynak işlemi olması alüminyum ve titanyum gibi reaktif metallerin birleştirilmesinde kullanılabilmesini sağlar. TIG kaynak demir içeren ve içermeyen (ferrous ve non-ferrous)metallerin birleştirilmesinde tercih edilmektedir.

### 2.3.1.2 Metal Ark Kaynak

Metal ark kaynak (MIG), çubuk şeklinde eriyen (consumable) elektrotlar ve metaller arasındaki ark vasıtası ile oluşan ısının metalleri eritme ve birleştirme

işlemidir. MIG’de gaz ve ilave kaynak materyali kaynak tabancasından kaynak alanına birlikte iletilir<sup>102</sup> (Şekil 2.5). MIG kaynak diğer ark kaynak metotları ile karşılaştırıldığında daha basit ve ucuzdur. MIG kaynak alüminyum alaşımlarının birleştirilmesinde başarılı bir şekilde kullanılır.



Şekil 2.5 Metal ark kaynağı

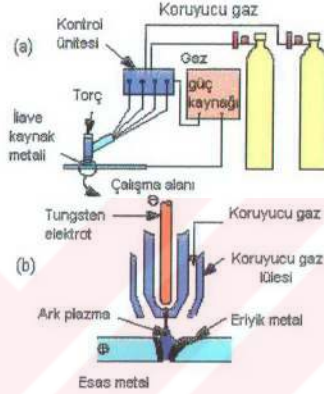
### 2.3.1.3. Plazma Ark Kaynak

Plazma ark kaynak (PAW) metodu, TIG kaynak benzeridir. Bu metotta, plazma formundaki iyonize gaz bulutu hızlı bir şekilde arkta geçer ve çalışma alanının yüzeyinde yüksek bir ısı oluşturur.

GTAW’daki kısa ark uzunluğu ve lehim havuzuna tungsten metalinin karışması, PAW da görülmez çünkü bu metotta elektrot lüle(nozzle) içinde yer alır (Şekil 2.6). Ayrıca en büyük avantajı kaynağın ısı etki alanının çok küçük olmasıdır. Bu özellikleri derin işlem derinliğine(penetrasyon) sahip olmasını sağlar<sup>101</sup>.

Düşük güçteki plazma ark (0,1-10 A akımın kullanıldığı) kaynaklar mikrop plazma kaynak olarak bilinir ve genelde folyo ve ince levha parçalarının birleştirilmesinde kullanılır.

PAW'da kullanılan şalome çok komplikedir. Uygun elektrot konfigürasyonunun, pozisyonunun ve gaz akım hızının ayarlanması için sistem, bir kontrol ünitesinin kullanılmasını gerektirir. Sonuçta plazma ark kaynak işlemi için kullanılan cihaz GTAW'dakinden daha pahalıdır.

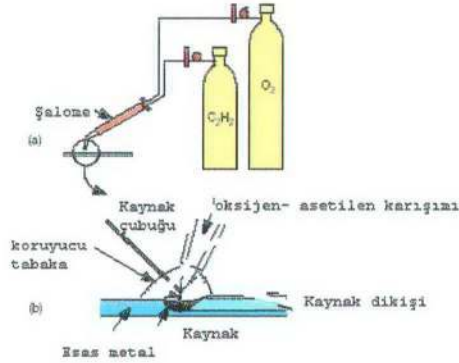


Şekil 2.6 a) Plazma ark kaynak ünitesi b) Plazma ark kaynak işlemi

### 2.3.2. Gaz Ergitme Kaynağı

#### 2.3.2.1. Oksi-asetilen Kaynak

Gaz ergitme kaynağı, yanıcı bir gaz ve oksijenin reaksiyonu sonucu oluşan ısı ile metali eritilmesi ve birleştirilmesi işlemidir. Bu metotta, kaynağı deokside etmek, belirli bir formda tutmak için indirgeyici, ilave kaynak materyali ve kaynak işlemi uygulanacak metal parçaların altında ısı iletkenliği olmayan bir destek kullanılmalıdır<sup>103</sup> (Şekil 2.7). Bu metotta şalomeden çıkan alevnin etkinliği için gaz ve oksijen ayarı kaynağın kalitesini etkileyen en önemli faktördür.



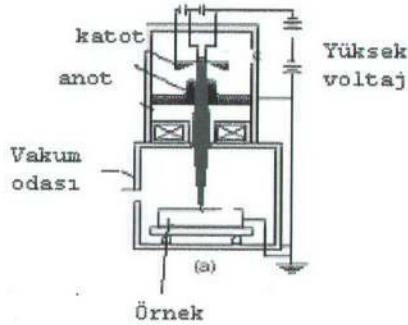
Şekil 2.7 Oksi-asetilen kaynak ünitesi (a) ve kaynak işlemi (b)

Bu kaynak işleminde kullanılan ekipmanların basit, ucuz ve taşınabilir olması en büyük avantajıdır. Fakat kaynak hızının düşük olması ve birim kaynak alana düşen ısı'nın yüksek olması, ısı etki alanının büyük olmasına ve aşırı büzülmeye neden olur. Gaz ergitme kaynağı her türlü hafif metallere uygulanır ama titanyum ve zirkonyum gibi reaktif metallerin birleştirilmesinde önerilmezler.

### 2.3.3. Yüksek Enerji Işın(huzme) Kaynak

#### 2.3.3.1. Elektron Huzme Kaynak

Bu kaynak metodunda enerji kaynağı, elektron tabancasından çıkan elektron bulutu ile meydana gelir. Elektron tabancasının katodu negatif yüklüdür ve ısıtıldığında elektronları çeker. Anot ve katot arasındaki elektrik alan ile bu elektronlar hareket kazanırlar. Anot içindeki delikten geçerler ve çalışma yüzeyinde bir noktaya odaklanırlar (Şekil 2.8). Tipik bir elektron lehimleme için ısı'nın akımı 50-1000mA ve voltajı da 30-175kV gibi değişen değerlere sahip olur<sup>100</sup>. Çok yüksek yoğunluktaki elektron ısı'nı kaynak işlemi sırasında metali buharlaştırabilir(vaporize) ve anahtar delik oluşturabilir.



Şekil 2.8 Elektron huzme kaynağı

Elektronlar hava içindeki molekülleri çarptığında dağılırlar ve elektron bulutunun hızını etkilerler. Bu nedenle elektron kaynak mutlaka vakum altında yapılır.

Elektron ışınının çapı 0.3-0.8 mm arasında değerlere sahip olabilir<sup>100</sup>. Elektron kaynak (1.5kJ/cm) için birim kaynak alanda gerekli enerji miktarı gaz-tungsten ark kaynaktan (22.7kJ/cm) daha düşüktür<sup>100</sup>. Ayrıca birim kaynak alanda ark kaynaklara göre daha düşük ısıya ihtiyaç vardır ve bunun sonucunda ısı etki alanı daha küçüktür ve büzülme daha az gözlenir. Elektron kaynak, ark kaynak metotlarında oluşan 'ısı etki alanı' (IEA)'ın % 2-3 büyüklüğünde bir alana sahiptir.

Mg ve Pb elementleri içeren alaşımların birleştirilmesi için elektron kaynak önerilmez çünkü bu elementler vakum sisteminde problemlere yol açabilirler<sup>100</sup>. Yüksek vakum ve X-ışınından korunmak için koşulların sağlanması nedeni ile elektron kaynak işlemi gerekli ekipmanlar çok pahalıdır. Uzay teknolojisinde ve otomotiv sektöründe kullanılmaktadır.

#### 2.3.3.2. Lazer Kaynak

##### Lazer

Lazer, İngilizcede 'Light Amplification by the Stimulated Emission of Radiation'(uyarılmış ışın yayılmasıyla ışık kuvvetlendirilmesi) kelimelerinin baş harflerinden oluşmaktadır ve uyarı ile elde edilen radyasyondan kaynaklanan ışık kuvvetlendirilmesi anlamını taşır.

Normal ışık, dalga boyları muhtelif, rengarenk yani farklı faz ve frekansa sahip dalgalardan, lazer ışığı ise yüksek genlikli, aynı fazda birbirine paralel, tek renkli, hemen hemen aynı frekanslı dalgalardan meydana gelir.

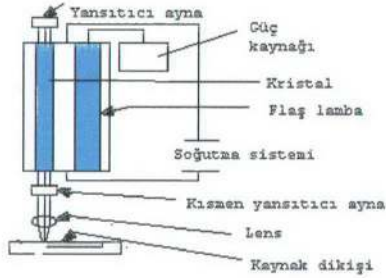
#### Lazerin çalışma prensibi

Bir lazer cihazı, optik bakımdan saydam, bir ucunda tam sırlı yansıtıcı, diğer ucunda yarı sırlı kısmen yansıtıcı iki ayna bulunan, lazer tipine göre içi gaz, sıvı veya katı ile doldurulmuş bir tüp ve enerji kaynağından oluşur. Işık verme, elektrik akım yoluyla veya kimyasal bir yolla elde edilen enerji tüp içindeki atomlara ulaşır. Bazıları bu enerjiyi emerler. Fazla enerji, atomları kararsız hale getirir. Kendisine bir foton çarpan uyarılmış ve kararsız atom, fazla enerjiyi foton dağıtarak verir. Fotonlar, benzer şekilde diğer fotonların yayılmasını sağlar. Uçlara ulaşan fotonlar, aynalardan yansıtılarak geri dönerler ve olay devam eder. Uyarma ve tahriklerle ortamdaki fotonlar artar. Atomların hemen hemen hepsi, foton yaymaya başlayınca kuvvetlenen ışık, yarı sırlı uçtan dışarı çıkar. Bu, lazer ışınıdır<sup>104</sup>.

Lazer kaynak, CO<sub>2</sub>(gaz lazeri) ve Nd:YAG(katı hal lazeri) şeklinde sanayide son yıllarda hızla gelişen bir uygulama sahasına sahiptir. Lazer ışınının yüksek enerji yoğunluğu işlemin hızlı kaynak yapma yetisi ve birim alanda daha düşük ısı girdisine ve yüksek işlem derinliğine(nüfuziteye) sahip olmasına neden olur<sup>104</sup>. Bu işlemde lazer ışını kaynak yapılacak malzemeye odaklanır ve herhangi bir dolgu maddesi gerekmeden işlem kendi kendine (otojen olarak) tamamlanır. Kaynak sırasında işlem verimliliğini, kaynak kalitesini ve kaynak banyosunu (ergimiş metal oksitlenmeden) korumak için koruyucu gaz kullanılır.

#### Katı Hal Lazeri (solid-state laser)- Nd:YAG lazer;

Nd:YAG lazer, kaynak için sıkça kullanılan katı hal lazer tipidir. Bu katı hal lazerin ismini kullanan kristal materyalinden (Neodmiyum-doped Yttrium Alüminyum Garnet) alır. Bu kristal çubuk, mükemmel termal, mekanik ve optik özellikleri sayesinde flaş lambasından gelen uygun frekanslı ışığı emer, kendiliğinden yayılan bir foton zincirleme reaksiyonu başlatır (Şekil 2.9) ve etkinliği çok iyi olan yüksek kalitede ışın kümesi oluşturur. Nd:YAG lazer'in diğer lazer tiplerine göre en büyük avantajı, oda sıcaklığında devamlılığı olan ışın kümesi oluşturma yeteneğidir ve bu özelliği de herhangi bir modifikasyona gereksinimin bulunmadığı ortamlarda kullanılabilmesini sağlar. Dalga boyu 1.06 mm dir. Dalga boyu şekline göre iki tipi vardır;



Şekil 2.9 Katı lazer kaynak işlemi

#### 1) Continous wave lazer kaynak

- Yüksek kaynak hızına ve işlem derinliğine (penetrasyona) sahiptir.
- İşlem sırasında çalışma alanında yüksek ısı vardır.
- Isıl etki alanı (heat affected zone) büyüktür.
- Yüksek enerjiye ihtiyaç vardır.

#### 2) Pulsed lazer kaynak

- Çalışma alanında düşük ısıya ihtiyaç vardır.
- Isıl etki alanı küçüktür.
- İşlem sırasında gerek duyulan enerji continous wave'e göre düşüktür.
- Kaynak hızı düşüktür.
- Kaynağın derinlik-genişlik (depth to width) oranı 1 : ½ dir.

#### Gaz lazer – CO<sub>2</sub> Lazer;

CO<sub>2</sub> lazerin çalışma prensibi elektrottan gelen enerji ile CO<sub>2</sub>, N<sub>2</sub> ve He moleküllerinin içinde bulunduğu elektron-atom, atom-atom çarpıştırılmalarına dayanır. N<sub>2</sub> ve He elementleri destek amacı ile ortamda yer almaktadırlar. Helyum ortamı soğutmak, N<sub>2</sub> ise simülasyonun daha etkili olmasını sağlar. Dalga boyu 10.6 mm dir. En büyük dezavantajı, dalga boyunun uzunluğu nedeniyle fiber optik kablolarla iletilmemesidir.

CO<sub>2</sub> gaz lazer ve Nd-YAG katı-hal lazerde paralel monokromatik (bir dalga boyu) ışık kümesi iletilir. Gaz lazer genellikle kesme işlemi için kullanılır. Şu anda lazer lehim işlemlerinin % 70'inde kullanılan lazer tipi Nd-YAG lazerdir.

CO<sub>2</sub> lazer için ortalama güç 50 W- 5kW arasında Nd-YAG için 50 W- 2 kW arasında değişir. Birbirini takip eden kaynak işlemi en hızlı 10m/dak olabilir. Bu da lazer gücüne ve kaynak parametrelerine bağlıdır. Fakat eklem kalınlığı en fazla 25 mm olabilir<sup>104</sup>.

Lazer kaynak düşük buharlaşma (vaporization) sıcaklıklarına sahip alaşımlar için uygun bir birleştirme yöntemi değildir. Çünkü işlem sırasında materyal hızlıca kaynama sıcaklığına ulaşabilir ve sonuçta gözenekli yapıda bir kaynak elde edilir.

#### Lazer Kaynak İşlemi

Lazer kaynak, iki veya daha fazla katı cisim üzerinde oluşan bir sıvı havuzunda, ısınma ve soğumanın hassas dengesini ifade etmektedir. Bu kaynağın amacı oluşan ışının emilmesi ile eriyik materyalden oluşan sıvı bir havuz yaratmak ve bu havuzun istenilen boyutta büyümesini sonra da birleşecek parçalar arasındaki açıklığı elimine ederek katı yüzeyler boyunca yayılmasını sağlamaktır<sup>104,105</sup>. Eriyik materyalden oluşan havuz çok büyük veya çok küçük olduğunda ve havuzda buharlaşma meydana geldiğinde başarısız sonuçlar elde edilir. Oluşan havuzun kalitesi, alaşım parçalarının buharlaşmasına, katılaşma sırasında çatlamaya neden olan aşırı termal değişikliklere (gradient) ve gözenekli yapıya (pöröziteye) neden olan kaynak havuzunun geometrisine bağlı olabilir<sup>104,105</sup>.

Lazer ışını ve materyalin özellikleri lazer kaynak uygulamasının sonuçlarını belirgin bir şekilde etkiler. Lazer eklem mekanik dayanımı kullanılacak metalin tipine ve lazer ışınının dalga boyuna, atış(atım-pulse) gücüne, atış enerjisine, output enerjiye, atış süresine, atış frekansına ve spot çapına bağlıdır.

Lazer ışınının emilme oranı, ısı geçirgenliği ve ergime noktası nedeniyle dış hekimliğinde kullanılan metaller farklı işlem derinliklerine sahip olurlar. Materyalin yüksek ısı geçirgenliği (thermal diffusivity) termal enerjinin materyal boyunca iletilmesini ve de kaynak işleminin derinliğinin (depth of welding) artmasına neden olur<sup>104</sup>. Örneğin lazer ışın emilme oranı yüksek ve ısı geçirgenliği düşük bir metalin işlem derinliği büyük olacaktır.

Lazer ışınının özelliklerini değiştirerek kullanılan metalden kaynaklanabilecek düşük işlem derinliği görülme olasılığı elimine edilir. Atış enerjisi ve güç ile işlem

derinlik miktarı doğru orantılıdır fakat atış enerjisindeki ve gücündeki artış nedeniyle kaynak bölgesindeki ısı materyalin buharlaşma ısısından düşük olmalıdır. Atış süresi 10 saniyenin altında olduğu durumlarda işlem derinliğini etkiler.

Kaynağın kalitesi lazer eklem dayanımını etkileyen en önemli faktörlerden biridir. Lazer eklem bölgesinde oluşan gözenekler süneklik, yorulma ve çekme mukavemeti üzerinde ters etki yapar<sup>106</sup>.

Lazer eklem gözenekli yapıda olmasına ve lazer eklem alanının küçük olmasına rağmen lazer kaynak işlemi sırasında uygun koşulların sağlanması lazer eklem mekanik dayanımının ana metale yakın bir değer olmasını sağlar.

Lazer kaynak işleminde;

- lazer ışınının vakum altında iletilmesi şartı yoktur.
- Lazer ışını şekillendirilip optik olarak odaklanabildiği için işlem çok kolay bir şekilde otomatik bir hale getirilebilir.
- Lazer ışını X-ışını oluşturmaz.
- Bu teknikle yapılan tamamlanmamış bir kaynak işleminde, gözenekli ve bütülmüş bir yapının görülme olasılığı çok azdır.
- Isıl etki alanı (IEA) küçüktür.

### 3. GEREÇ ve YÖNTEM

Cresco-Ti sistemi ile yapılan lazer eklemin mekanik özelliklerinin ve bu eklemin bulunduğu yapılarda oluşan stresleri ve dağılımlarını belirtmek için mekanik bir test ve teorik stres analiz yöntemi kullanılmıştır. Mekanik test ile elde edilen veriler sonlu elemanlar model tasarımı sırasında materyal özellikleri, lazer kaynak ve sabitleme vidası için güvenlik sınırı olarak kullanılmıştır. Farklı iki sabit protez tasarımının üç boyutlu sonlu elemanlar modeline farklı noktalardan üst sınırdaki bir ağız içi kuvveti uygulanarak stres analiz yöntemi ile lazer kaynak ve sabitleme vidasında oluşan stresler ve dağılımları kaydedilmiştir.

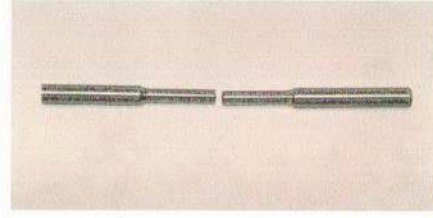
#### 3.1. Cresco Ti Lazer Kaynağın Mekanik Özelliklerinin Belirlenmesi

##### 3.1.1. Titanyum Örneklerin Hazırlanması

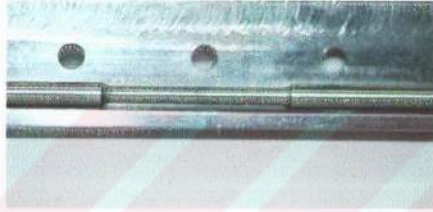
Çalışmada, çapı 6 mm olan 20 adet Tip III (ASTM B 348) saf titanyum çubuklar kullanıldı. Saf titanyum çubuklar Çukurova Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı Laboratuvarında uzunluğu 97 mm olacak şekilde kısaltıldı. Titanyum örnekler, Basman Ziraletleri Ltd. atölyelerinde tornada işlenerek EN 10002-1 standartlarına uygun bir şekilde çapı 4 mm, gövde uzunluğu 40 mm olan çekme test örnekleri elde edildi. Titanyum çubuklar kontrol ve lazer grubu olmak üzere 10'arlık iki gruba ayrıldı. Kontrol grubundaki örnekler hiçbir işlem uygulanmazken diğer gruptaki örnekler lazer kaynak uygulandı.

##### 3.1.2. Lazer Kaynak Uygulaması

10 adet örnek uzun aksına dik olacak şekilde tam ortadan kesilerek iki parça haline getirildi (Şekil 3.1). Parçaların birbirine bakan yüzeylerinin paralel ve düzgün olmasına özen gösterildi. Titanyum örneklerin lazer kaynak işlemi Cresco-Ti firmasının Krinstianstad, İSVEÇ' teki laboratuvarında yapıldı. Lazer kaynak cihazı, (Precision 180 TM, Cresco-Ti Sys Co, Krinstianstad, İsveç) 250 A, 2,5 ms, 1,0 mm spot büyüklüğüne, ve 1,1 Hz spot frekansına ayarlandı. Titanyum parçalar, tek eksenli birleştirilmeye izin verecek şekilde özel olarak tasarlanmış bir aparat üzerine yerleştirildi (Şekil 3.2). Parçalar önce 3 noktadan birbirine sabitlendi (Şekil 3.3). Örnekler aparattan çıkartılarak tek eksenli birleşimin sağlanıp sağlanmadığı kontrol edildi. Tekrar cihaz içine yerleştirilen örneklerde birleşim yerinde çepeçevre 1 mm lazer kaynak alanı oluşturacak şekilde birbirini takip eden noktasal kaynak işlemine devam edildi (Şekil 3.4).



Şekil 3.1 İki eşit parçaya ayrılmış titanyum örnek



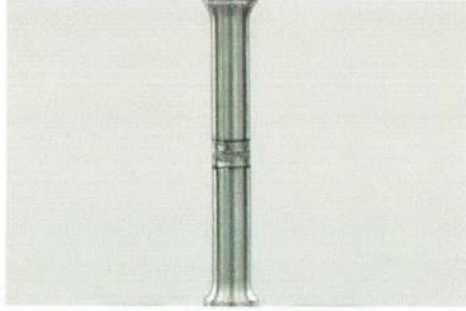
Şekil 3.2 Tek eksenli kaynak işlemine hazır titanyum örnek



Şekil 3.3 Noktasal kaynak işlemi ile sabitlenen titanyum örnek



Şekil 3.4 Lazer kaynakla birleştirilmiş örnekler. Kaynak alanı; 1mm

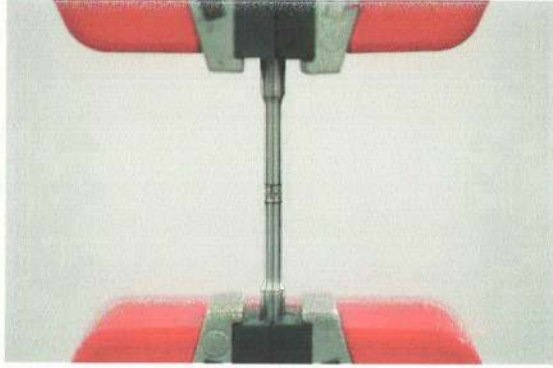


Şekil 3.5 Lazer kaynakla birleştirilmiş örnekler. Kaynak alanı; 3.3 mm

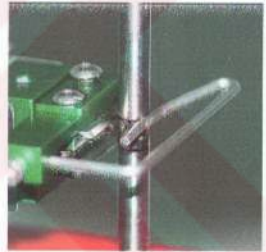
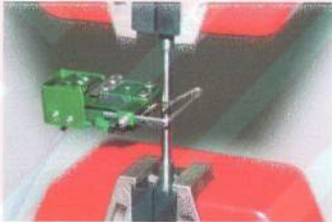
Lazer kaynağın mekanik özelliklerini ölçebilmek için kaynak alanının yüksekliği 3.3 mm'ye kadar artırıldı (Şekil 3.5).

### 3.1.3. Çekme testi

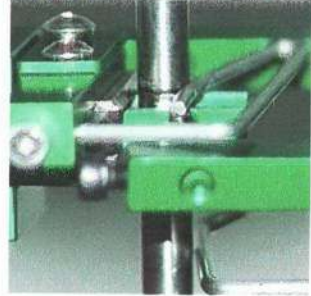
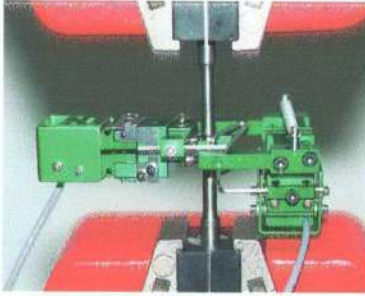
Çalışmanın bu bölümü Çukurova Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Diş Hekimliği Bilimleri Araştırma Birimi, Biyomekanik Araştırma Laboratuvarında bir üniversal test cihazı (Testometric, Testometric Co., UK), eksenel (axial) (Epsilon Model 3442, Epsilon Co, USA) ve transversal extensometreler (Epsilon Model 3457, Epsilon Co, USA) ve veri toplama sistemi (ESAM TRAVELER II, Vishay Instruments, USA) kullanılarak gerçekleştirildi. Üniversal test cihazına yerleştirilen (Şekil 3.6) kontrol grubundaki örneklerin tam ortasına, lehimlenmiş örneklerin ise 3.3 mm'lik kaynak alanına eksenel ve transversal extensometreler bağlandı. Her iki extensometrenin bıçaklarının kaynak alanı sınırlarında örneğe temas etmesi sağlandı (Şekil 3.7 ve 3.8). Extensometreler ve üniversal test cihazının yük hücresi veri toplama sistemine bağlandı. Veri toplama sisteminin kalibrasyonu yapılarak her iki extensometreyi ve yük hücresini tanıması sağlandı. Örnekler dakikada 1 mm sabit hızda çekme kuvveti uygulandı. Extensometre bıçaklarının hareket sınırının (travel length) altındaki bir gerinme değerinde çekme testi durduruldu.



Şekil 3.6 Üniversal test cihazına yerleştirilmiş titanyum örnek



Şekil 3.7 Eksenel ekstensometreye bağlanmış titanyum örnek



Şekil 3.8 Eksenel ve transversal ekstensometreye bağlanmış titanyum örnek

Extensometrelerin zarar görmemesi için, extensometreler örnekler üzerinden uzaklaştırıldı ve çekme testine örnekler kırılana kadar devam edildi . Veri toplama sistemi ile veriler, sistemin yazılımı kullanılarak eksenel gerinme/zaman, transversal gerinme/zaman ve yük/zaman ilişkileri kaydedildi. Yük/zaman grafiklerinden her bir örneğin maruz kaldığı en büyük yük belirlendi. Yük/zaman ve gerinme/zaman grafiklerinde belirli zaman aralıklarında alınan değerler aşağıdaki formüller kullanılarak örneklerin en büyük çekme dayanımı, elastikiyet modülü, çekmede uzama yüzdesi ve Poisson oranı belirlendi.

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

$$\text{Elastikiyet modülü} = \text{Stres} / \text{Gerinme}$$

$$\text{Çekmede Uzama Yüzdesi} = \left[ \frac{\text{kopmadaki uzama}}{\text{İlk ölçü uzunluğu}} \right] \times 100$$

$$\text{Poisson oranı} = \left| \frac{\text{lateral gerinme}}{\text{eksenel gerinme}} \right|$$

Lazer kaynak uygulamasının titanyum metali üzerinde ulaşabildiği derinliği (penetration depth) belirlemek için çekme testi sonucunda kırılan örneklerin kaynak yüzeyleri sertlik cihazında (Buehler, Buehler Ltd, USA) incelendi.

ASTM E 384-99 standartlarına uygun bir şekilde tüm örneklerde 1 mm<sup>2</sup> lik yüzey alan oluşturuldu ve sertlik cihazında (Buehler, Buehler Ltd, USA) Knoop sertlik testi yapıldı.

Kırılma tipini ve kırılan yüzey yapısının gözenekli olup olmadığını belirlemek için tüm örnekler tarama elektron mikroskopunda (SEM) incelendi.

Lazer kaynak işleminin materyal özellikleri üzerindeki etkisini belirlemek için veri dağılımındaki normaliteye bağlı olarak Mann-Whitney U ve student-t test kullanıldı.

### **3.2. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi**

Distal uzantılı 5-implant destekli ve 2-implant destekli sabit protez tasarımları üç boyutlu olarak sonlu elemanlar yöntemi ile modellenmiştir. Modellere ağız içi kuvvetlerinin uygulanması sonucu Cresco Ti sisteminin Branemark implantları için tasarladığı ara parça ve sabitleme vidalarında oluşan stres değerleri ve dağılımları incelenmiştir.

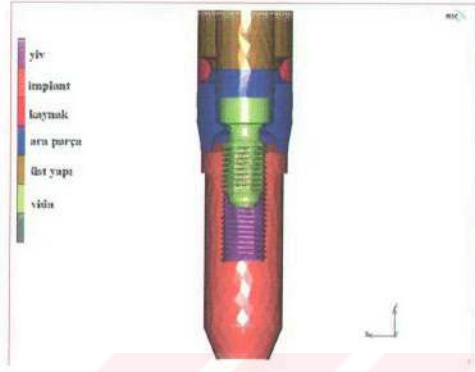
#### **3.2.1. Sonlu Elemanlar Modelinin Hazırlanması**

##### **3.2.1.1. Alt Çene Modeli**

Alt çene normal boyutlardaki bir ark formunda üç boyutlu katı yapı olarak hazırlanmıştır. Mental foramenler arası mesafe 23 mm'dir. Kortikal kemik kalınlığı her tarafta 1.5mm olarak tasarlanmıştır. Kortikal ve trabeküler kemik izotropik, homojen ve lineer elastik kabul edilmiştir.

##### **3.2.1.2. Dental İmplantlar, lazer kaynak yapılmış ara parça ve üst yapı**

Çalışmada 4 mm çapında ve iki farklı uzunluktaki reguler tip Branemark implantlar (Nobel Biocare) modellenmiştir. Mental foramenler arasında 13mm, arkasında ise 10mm implantlar kullanılmıştır. İmplantlar ve üst-yapı ayrı yapılar olarak oluşturulmuştur. İmplant modeline implant yüzeyindeki yivler dahil edilmemiştir. Ancak vida, implant iç yüzeyi ve üstyapı-kaynak-ara parça ilişkisi ayrıntılandırılmış sabitleme vidası ve implant iç yüzeyi vida yivleri ile birlikte modellenmiştir (Şekil 3.9). Tüm implantlarda implant yüzeyi boyunca kemik temasının bulunduğu varsayılmıştır.

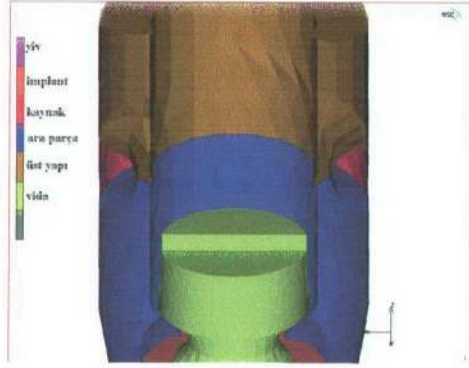


Şekil 3.9 İmplant modeli

Cresco Ti tekniğinde Branemark implantlar için kullanılan ara parça firmanın öngördüğü boyutlarda modellenmiştir. Ara parça ile üst yapı arasında, çalışmanın mekanik kısmından elde edilen veriler doğrultusunda, 0,64 mm işlem derinliğine ve 1 mm yüksekliğe sahip lazer kaynak bölgesi oluşturulmuştur (Şekil 3.10).

3B SEM'inde ara parça-implant, ara parça-vida, ara parça-üst yapı ve vida yivleri – implant iç yivleri arasında kontak elemanlar kullanılmıştır (Şekil 3.9).

Üst-yapı alt çene ark formuna uygun 3.3 mm yüksekliğinde ve 5 mm kalınlığında katı yapı biçiminde modellenmiştir. Üst yapının okluzal yüzeyi ile kemik arasındaki mesafe 10 mm dir.



Şekil 3.10 Üst yapı, lazer kaynak, ara parça ve vida ilişkisi

### 3.2.1.3. İmplant desteklerin lokalizasyonu

Çalışmada aynı katı model üzerinde iki farklı implant destekli sabit protez tasarlanmıştır;

**MODEL I:** Mental foramenler arasında biri tam orta hatta olmak üzere birbirlerinden 4.5mm uzakta yerleştirilen 5 implant destekli bir distal uzantılı protez tasarlanmıştır (M1) (Şekil 3.11). Literatürde yer alan biyomekanik değerlendirmeler dikkate alınarak distal uzantı 12 mm olarak belirlenmiştir. Yükleme tarafındaki en distal implant 5. implant olacak şekilde implantlar numaralandırılmıştır. Modelleme için 150744 eleman ve 34433 düğüm kullanılmıştır.

**MODEL II:** Alt posterior bölgeye birbirleri arasında 3.5 mm mesafe olan ve biri 30° meziale eğimli iki implantla desteklenen sabit bölümlü protez modele edilmiştir (M2)(Şekil3.12). Eğimli implant bir numaralı implant olacak şekilde implantlar numaralandırılmıştır. Modellemede 57832 eleman ve 13289 düğüm kullanılmıştır.

Her iki modelde implantların boyun kısımları kortikal, gövde kısımları trabeküler kemikte olacak şekilde alt çene anatomisine uygun olarak yerleştirilmiştir.

### 3.2.1.4. Materyal Özellikleri

Stress analizinde kullanılan materyallerin elastik katsayıları ve Poisson oranları Çizelge 3.1’de gösterilmiştir.

Çizelge 3.1 Sonlu elemanlar stres analizinde kullanılan materyallerin elastikiyet modülleri (GPa) ve Poisson oranları ( $\nu$ ).

|                                 | Elastikiyet Modülü | Poisson Oranı |
|---------------------------------|--------------------|---------------|
| Kortikal kemik <sup>51</sup>    | 13.7               | 0.30          |
| Trabeküler kemik <sup>107</sup> | 1.85               | 0.35          |
| Titanyum <sup>108</sup>         | 110                | 0.35          |
| Lazer lehim                     | 251.6              | 0.33          |

### 3.2.1.5. Yükleme ve Stres Analizleri

Her iki model de, sagittal düzlemle 15° açı yapacak ve lingual taraftan yaklaşacak şekilde tek taraflı 400 N kuvvet uygulanmıştır. Fakat kuvvetin uygulama yerleri farklıdır.

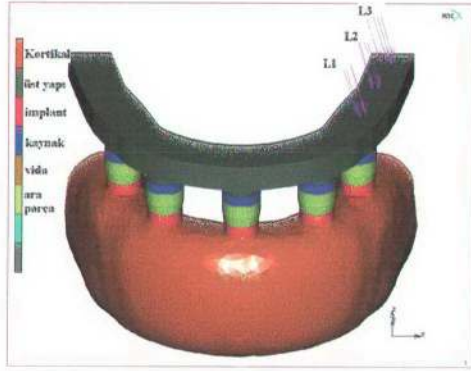
Model I (Şekil 3.11)

1. Yükleme: Son implant desteğin merkezinden uzun aksı boyunca (M1L1)
2. Yükleme: Son implant desteğin 4 mm uzağında (M1L2)
3. Yükleme: Son implant desteğin 10 mm uzağından (M1L3)

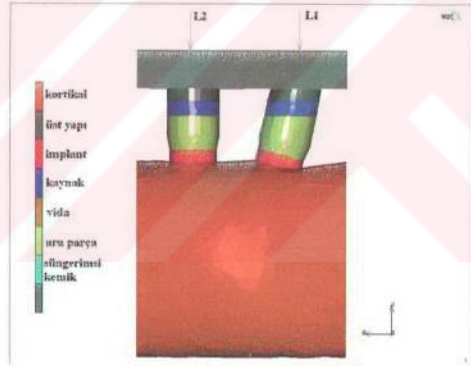
Model II (Şekil 3.12)

1. Yükleme: Eğik implant desteğin merkezinden uzun aksı boyunca (M2L1)
2. Yükleme: Dik implant desteğin merkezinden uzun aksı boyunca (M2L2)

Her iki modele uygulanan yükler ile oluşan streslerin analizi yapılmıştır ve bunun sonucunda sabitleme vidalarında oluşan von Mises stresleri kaydedilmiş ve titanyumun elastikiyet modülü ile karşılaştırılmıştır. Kaynak bölgesinde oluşan maksimum gerilme değerleri ( $P_{max}$ ) bulunmuş ve kaynak bölgesinin en yüksek gerilme dayanımı ile karşılaştırılmıştır. Ayrıca kaynak bölgesindeki maksimum stres yoğunluklarının yerleri belirlenmiş, çalışmanın mekanik kısmında gözlemlenen kırılma şekli ile karşılaştırılmıştır.



Şekil 3.11 Distal uzantılı sabit bir protezin sonlu elemanlar modeli ve yük uygulama yerleri



Şekil 3.12 İmplant destekli sabit bölümlü protezin sonlu elemanlar modeli ve yük uygulama yerleri

## 4. BULGULAR

Sonlu elemanlar stres analizinde kullanılan kaynak eklemnin mekanik özellikleri ile maksimum gerilme dayanımı değerleri mekanik testlerden elde edilmiştir. Mekanik test bulguları ile stres analizinden elde edilen bulgular ayrı sunulmuştur.

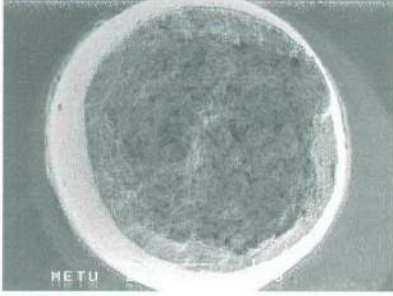
### 4.1. Mekanik Test Bulguları

Kaynak bölgesinden alınan kesitlerde kaynak işlem derinliğinin ortalama 0.64mm (ss 0.06) olduğu tespit edilmiştir. Lazer kaynak ile birleştirilmiş örneklerin işlem derinliğinin tipik görüntüsü Şekil 4.2A' da gösterilmiştir.

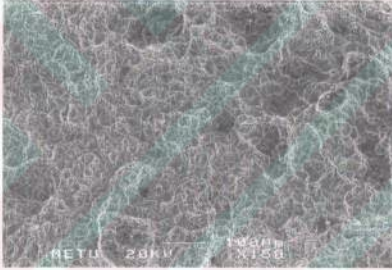
Kontrol grubundaki örneklerin makro incelenmesinde kırılmanın belirgin bir uzama sonrasında ve 'cup and cone' tipinde yüzeyler oluşturarak gerçekleştiği tespit edilmiştir. Bu kırılma biçimi tipik sünek (çekilebilir) kırılmayı göstermektedir. (Şekil 4.1.A,B,C). Diğer tarafta, kaynakla birleştirilmiş örnekler uzama göstermemiş ve kırılma kaynak bölgesinde gevrek kırılma biçiminde meydana gelmiştir (Şekil 4.2A). Tüm örnekler kaynak ile ana metal arasındaki ısı etki alanında (IEA) kırılmıştır.

Fraktografik analizlerde kaynak yapılmış olan örneklerde kırık yüzeyler hem sünek hem de gevrek kırılma benzeri (quasi-cleavage) yüzeyler içermektedirler (Şekil 4.2B,C). Kaynak örneklerdeki kırık yüzeylerde gözeneklere rastlanmamıştır. Kontrol grubundaki örneklerin kırık yüzeyleri ise çekilebilir bir materyali ifade eden sünek tarzda yapılar sergilemiştir.

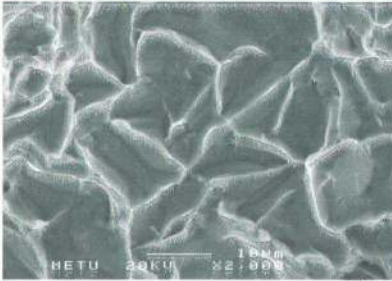
Tüm mekanik özellikler için kaynak ve kontrol grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (Çizelge 4.1). Yüzde uzama olarak ifade edilen çekilebilirlik lazer kaynak işlemi ile azalmasına rağmen maksimum çekme dayanıklılığı artmıştır. Kaynak bölgesinde materyalin hem elastikiyet modülü hem de sertlik değerleri belirgin olarak artmıştır. Kaynak yapılmış olan örnekler tipik kırılgan materyal özellikleri sergilemişlerdir.



- A) Kırık yüzeyin makro görüntüsü. Örnek 'cup and cone' tip kırılma ile boyun bölgesinde kırılmıştır. Mekanizma boşluk (void) ve kesme dudakları oluşumunu içermektedir. Bu kırılma tipine göre materyal çekilebilir bir malzemedir.

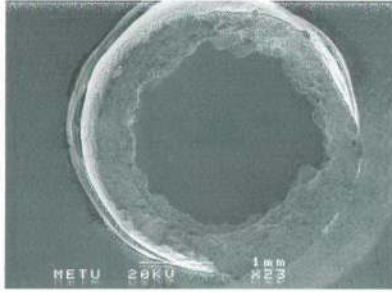


- B) Çekilebilir bir materyali ifade eden sünek tarzda yapılar gözlenmektedir. Gözenek izlenmemektedir.

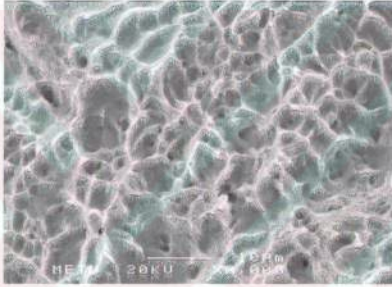


- C) Yüksek büyütmedeki kırık yüzeyin görüntüsü. Her yerde farklı açıda (eğimde) sünek tarzda yapılar gözlenmektedir.

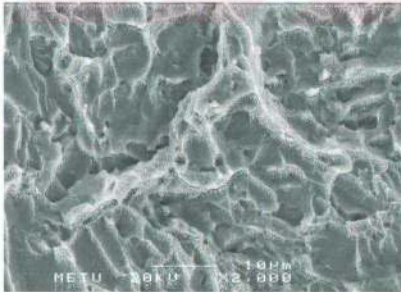
Şekil 4.1 Kontrol örnekteki kırık yüzeyin makro(A) ve mikro(B,C) görüntüleri



- A) Lazer örnekteki kırık yüzeyin makro görüntüsü. Örnek boyun vermeden kırılmıştır. Dış çepere yakın yerlerde kesme dudakları gözlenmiştir.



- B) Kesme dudaklarında sünek tarzda yapılar, çekilebilir bir materyaldeki kırılmayı göstermektedir. Gözenekli yapı izlenmemiştir.



- C) Gevrek kırılma benzeri (Quasi-cleavage) yüzeyler iç çeperdeki kırılganlığı ifade etmektedir. Gözenek izlenmemektedir.

Şekil 4.2 Lazer örnekteki kırık yüzeyin makro(A) ve mikro(B,C) görüntüleri

Çizelge 4.1 Kontrol ve lazer grubundaki örneklerin mekanik test sonuçları (LK; lazer kaynak, UTS; maksimum gerilme dayanımı, EM, elastikiyet modülü, KHN; Knoop sertlik değeri, PO; Poisson oranı)

|          | UTS**<br>(N/mm <sup>2</sup> ) |        | MAKSİMUM YÜK**<br>(N) |          | UZAMA YÜZDESİ*<br>(%) |         | EM*<br>(GPa) |            | KHN*      |            | PO*        |            |
|----------|-------------------------------|--------|-----------------------|----------|-----------------------|---------|--------------|------------|-----------|------------|------------|------------|
|          | Kontrol                       | LK     | Kontrol               | LK       | Kontrol               | LK      | Kontrol      | LK         | Kontrol   | LK         | Kontrol    | LK         |
| 1        | 725                           | 774    | 9111                  | 4955     | 10.9                  | 6.0     | 299.7        | 366.6      | 133       | 232        | 0.35       | 0.33       |
| 2        | 493                           | 770    | 6188                  | 4932     | 10.9                  | 4.0     | 251.6        | 326.9      | 128       | 282        | 0.33       | 0.30       |
| 3        | 473                           | 681    | 5936                  | 4361     | 11.7                  | 4.3     | 251.6        | 372.5      | 128       | 228        | 0.35       | 0.35       |
| 4        | 579                           | 707    | 7274                  | 4530     | 11.5                  | 4.0     | 252.2        | 324.6      | 131       | 249        | 0.36       | 0.32       |
| 5        | 486                           | 755    | 6101                  | 4840     | 11.3                  | 4.3     | 264.8        | 320.7      | 134       | 288        | 0.34       | 0.35       |
| 6        | 722                           | 695    | 9124                  | 4457     | 11.5                  | 4.6     | 270.7        | 337.8      | 126       | 249        | 0.34       | 0.33       |
| 7        | 583                           | 845    | 7329                  | 5416     | 11.6                  | 4.6     | 264.7        | 368.9      | 127       | 218        | 0.35       | 0.33       |
| 8        | 453                           | 784    | 5690                  | 5028     | 10.8                  | 5.0     | 292.8        | 386.5      | 132       | 239        | 0.34       | 0.34       |
| 9        | 736                           | 871    | 9252                  | 5583     | 10.6                  | 5.6     | 269.2        | 364.2      | 126       | 265        | 0.35       | 0.33       |
| 10       | 492                           | 887    | 6179                  | 5685     | 11.5                  | 5.3     | 279.1        | 359.6      | 132       | 266        | 0.35       | 0.30       |
| Mean± ss | 574±113                       | 776±72 | 7218±1442             | 4978±463 | 11.2±0.4              | 4.8±0.7 | 269.6±16.8   | 352.8±23.3 | 129.7±3.0 | 251.6±23.3 | 0.35±0.002 | 0.33±0.001 |
| Median   | 536                           | 772    | 6731                  | 4943     | 11.4                  | 4.6     | 267          | 362        | 129       | 249        | 0.35       | 0.33       |
| P değeri | 0.00                          |        | 0.00                  |          | 0.00                  |         | 0.00         |            | 0.00      |            | 0.00       |            |

\*Student t-testi

\*\*Mann-Whitney U testi

#### 4.2. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Sonuçları

MIL1 yüklemde, tüm kaynak bölgelerinde birbirlerine yakın  $P_{max}$  değerleri elde edilmesine rağmen titanyum vidalarda farklı von Mises stres değerleri kaydedilmiştir. Tüm  $P_{max}$  değerleri lazer kaynağın ve tüm von Mises değerleri de vidanın en yüksek gerilme dayanımından(UTS) daha düşüktür (Çizelge 4.2) Uzantı üzerinde yapılan yüklemelerde, distaldeki implantlarda  $P_{max}$  değerleri artmış fakat hiçbiri lazer kaynağın UTS değerini aşmamıştır (Şekil 4.3A).

Çizelge 4.2 M1 için lazer kaynağındaki  $P_{max}$  değerleri ile yerleri, ve vidadaki en yüksek von Mises stres değerleri ( ÜY- K; Üstyapı-Kaynak, AP-K; Ara parça-Kaynak, KO; Kaynağın ortası)

| Imp No | Yük | VİDA  | LAZER KAYNAK |                    |
|--------|-----|-------|--------------|--------------------|
|        |     | VMS   | $P_{max}$    | $P_{max}$ 'in yeri |
| 1      | L1  | 162.5 | 8.50         | ÜY-K               |
|        | L2  | 148.4 | 6.75         | ÜY-K               |
|        | L3  | 226.5 | 15.23        | ÜY-K               |
| 2      | L1  | 110.8 | 10.88        | ÜY-K               |
|        | L2  | 107.3 | 9.11         | ÜY-K               |
|        | L3  | 127.8 | 13.34        | ÜY-K               |
| 3      | L1  | 230.4 | 13.32        | ÜY-K               |
|        | L2  | 564.1 | 23.90        | ÜY-K               |
|        | L3  | 678.4 | 38.24        | ÜY-K               |
| 4      | L1  | 46.2  | 12.48        | ÜY-K               |
|        | L2  | 294.8 | 30.22        | ÜY-K               |
|        | L3  | 663.5 | 69.83        | ÜY-K               |
| 5      | L1  | 396.9 | 18.63        | ÜY-K, AP-K         |
|        | L2  | 444.3 | 65.91        | KO                 |
|        | L3  | 267.8 | 123.90       | KO                 |

Lazer kaynağın  $P_{max}$  değerleri, 3. ve 5. implantlarda belirgin olarak artış göstermiş ve en yüksek değer, 5. implantta gözlenmiştir (Şekil 4.3A ve 4.4). Ancak uzantı üzerinde yapılan yüklemelerde, vidalardaki von Mises stresler tamamen farklılık göstermiştir. En yüksek von Mises stres değerleri, MIL3 yüklemde 3. ve 4. implantlarda elde edilmiştir. Bu değerler vidanın UTS'inden yüksektir. MIL2 yüklemde ise birbirlerine çok yakın von Mises stres değerleri elde edilmiştir. 3. implantta en yüksek değere ulaşılmasına rağmen bu değer vidanın UTS'ini aşmamıştır (Şekil 4.3B).

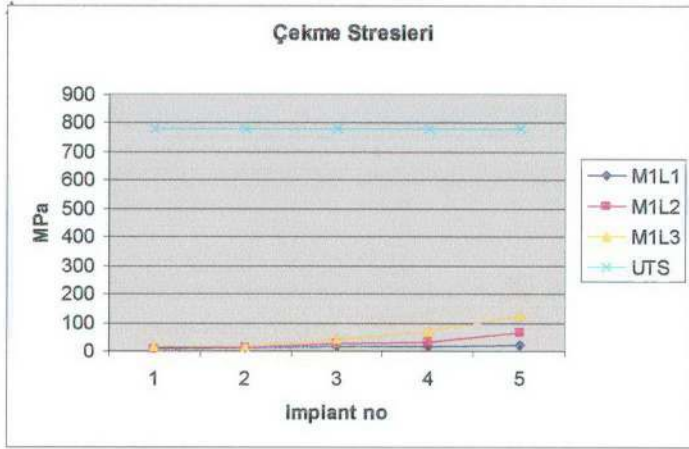
Uzantı üzerinde yapılan tüm yüklemelerde, kaynak bölgesindeki maksimum gerilme stresleri, 5. kaynak haricinde üst yapı ile kaynak birleşim yerinde yoğunlaşmıştır. Sadece 5. kaynakta yoğunlaşma kaynak bölgesinin ortasında gerçekleşmiştir. Her iki modelde implantların von Mises değerleri titanyum vidanın boyun bölgesinde gözlenmiştir. 3. yüklemde stresler 5. implanttaki vidanın yivlerine doğru yayılmıştır (Şekil 4.5).

İmplant destekli posterior köprü tasarımında (M2), tüm kaynaklardaki  $P_{max}$  ve vidalardaki von Mises değerleri materyallerin UTS değerlerinden daha düşüktür (Çizelge 4.3). Eğimli implanta yapılan yükleme(M2L1) sonrasında vidalarda gözlemlenen von Mises değerleri M2L2 de elde edilenlerden daha yüksektir. M2 de, vida ve kaynaktaki stres değerleri M1'dekilerden daha düşüktür.

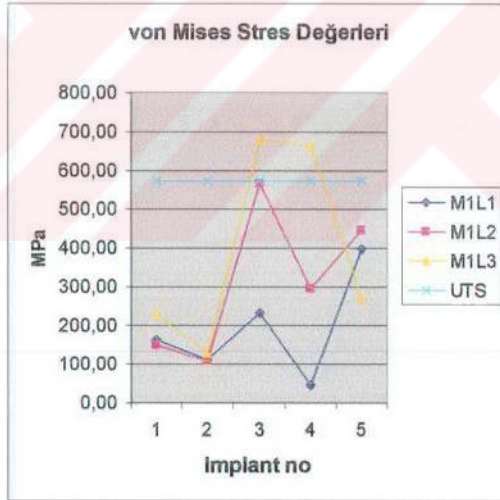
Çizelge 4.3 M2 için lazer kaynaktaki  $P_{max}$  değerleri ile yerleri, ve vidadaki en yüksek von Mises stres değerleri (ÜY- K; Üstyapı-Kaynak, AP-K; Ara parça-Kaynak)

| Imp No    | Yük | VİDA   |           | LAZER KAYNAK       |  |
|-----------|-----|--------|-----------|--------------------|--|
|           |     | VMS    | $P_{max}$ | $P_{max}$ 'in yeri |  |
| 1 Eğimli  | L1  | 332,7  | 46.74     | ÜY-K               |  |
|           | L2  | 148.74 | 13.56     | ÜY-K, AP-K         |  |
| 2 Aksiyel | L1  | 125.7  | 29.96     | ÜY-K, AP-K         |  |
|           | L2  | 107.3  | 13.24     | ÜY-K               |  |

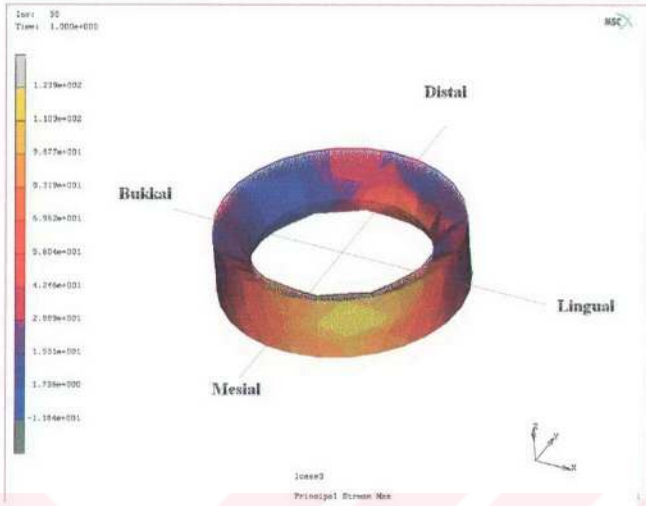
A)



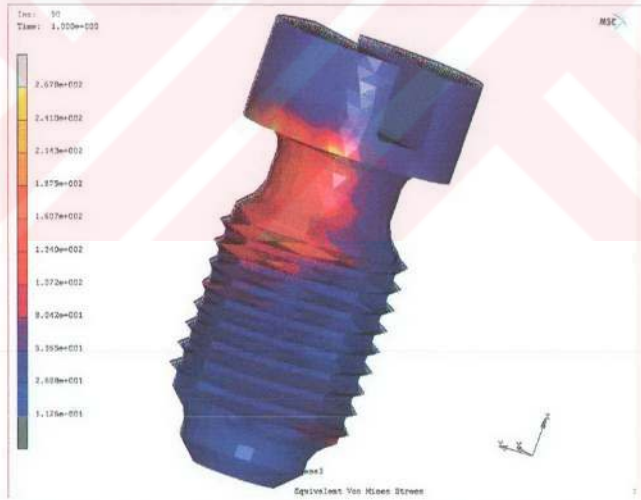
B)



Şekil 4.3 M1'deki lazer kaynakların Pmax (A) ve vidaların von Mises değerleri (B)



Şekil 4.4 MIL3 sonucunda 5. implantta yer alan lazer kaynaktaki stres dağılımı



Şekil 4.5 MIL3 sonucunda 5. implantta yer alan titanyum vidadaki stres dağılımı

## 5.TARTIŞMA

Nd-YAG lazer ile yapılan lazer eklemın mekanik dayanımı birleştirilecek metal tipi ve lazer kaynak koşulları ile etkilenir. Titanyum ve alaşımları, diğır dental alaşımlar ile karşılaştırıldığında daha düşük ısı iletimi ve daha yüksek lazer ışın emilme özelliklerine sahiptir. Bu özellikler lazer kaynak işlemi sırasında titanyum ve alaşımlarında daha büyük işlem derinliğinin sağlanmasına neden olur. Kaynak derinliğini belirleyen kaynak koşulları ise, lazer ışınının dalga boyu, atış pulse enerjisi, output enerjisi, atış süresi (pulse duration), atım frekansı ve spot çapıdır<sup>8</sup>.

Cresco-Ti ara parçaları tip 2 saf titanyumdan yapılırlar ve 1 mm kalınlığındadırlar. Bir çalışmada, output enerji, atış süresi ve spot çapı tip 2 titanyum için ayarlanmış ve kaynak işlemi uygulanmış örneklerin kontrol grubundakilere yakın kırılma kuvvetine sergileyebildikleri gösterilmiştir. Aynı çalışmada atış süresinin (pulse duration) 4-13 msn ve spot çapının 1.2-1.8 mm arasında olduğu koşullarda işlem derinliklerinde herhangi bir farklılığın bulunmadığı gösterilmiştir. Araştırmacılar 270-300 A akım koşullarında lehimlenmiş 1 mm kalınlığındaki örnekler ile kontrol grubundakiler arasında kırılma kuvvetleri dikkate alındığında belirgin bir fark olmadığını bulmuşlardır<sup>8</sup>. Cresco-Ti sisteminde 250 A akım, 2.5 msn atış süresi (pulse duration), 1.0 mm spot büyüklüğü ve 1 Hz atış frekansının ayarlandığı koşullarda lazer işlemi gerçekleştirilmektedir. Çalışmamızda bu kaynak koşulları 0.64 mm işlem derinliği sağlamıştır ve lazer grubundaki örneklerin maksimum çekme dayanıklılığı belirgin olarak daha yüksektir. Çalışmamızın bulguları, lazer kaynak koşulları sağlandığında ana materyale yakın çekme dayanıklılıkların elde edildiğini savunan araştırmalarla uyum içindedir<sup>109,110</sup>.

Bazı çalışmalar kaynak bölgesindeki gözeneklerin lazer eklemın dayanıklılığında çok önemli bir etken olduğunu vurgulamışlardır<sup>106</sup>. Yüksek enerji seviyesi, uzun atış süresi ve kaynak alanının oksijen, hidrojen gibi elementlerle kontamine olması kaynak bölgesinde büyük gözeneklerin meydana gelmesine neden olur ve dayanıklılık belirgin olarak azalır<sup>111,112</sup>. Çalışmamızda lazer örneklerin kırık yüzeylerinden alınan SEM görüntülerinde gözeneklerin olmadığı gözlenmektedir ve gözeneksiz yapıda Cresco Ti sisteminin uygun kaynak koşulları sağladığını da göstermektedir.

Farklı lehim koşullarına bağlı olarak 1 mm kalınlıktaki örneklerin kırılma başarısızlığı kaynak içinde, ana materyal içinde veya kaynak ile ana materyal arasında olabilir<sup>8</sup>. Bu çalışmada lazer ile birleştirilmiş tüm örnekler kaynak ile ana materyal arasında başarısızlığa uğramıştır. Çalışmamızdaki örneklerin göz ile yapılan incelemesinde ısı etki alanında oluşan kesme tipi gerilmeler nedeniyle kesme dudakları(shear lips) görülmektedir. Başarısızlığa neden olan yükler başarısızlığın yeri ile ilişkilendirilmelidir. Bu yüklerin eklem kesit alanına bölünmesi ile elde edilen gerilmeler lazer kaynak ile birleştirilmiş materyalin çekme gerilmesini nitelendirmemektedir. Kaynak kesit alanındaki çekme dayanımı, kaynak ile ana materyal arasındaki çekme ve kesme gerilmelerden oluşan komplike gerilmelerden daha büyüktür<sup>8</sup>.

Kaynak alanının Knoop sertlik değeri (KHN) kontrol grubundaki örneklerinkinden daha yüksektir ve bu da gren boyutu ve yapısındaki değişikliklerle açıklanabilir. Sertlik değerlerindeki bu farklılıklar daha önceki çalışmalarla uyumluluk göstermektedir<sup>109,111</sup>.

Neo ve arkadaşları<sup>109</sup> seramik fırınlamasına benzer bir ısı uygulamanın, lazer kaynak ile birleştirilmiş titanyum örneklerin akma (yield) dayanıklılığını belirgin olarak azalttığını belirtmiştir. Üst yapılar yapımı sırasında lazer kaynak işleminden sonra birçok ısı uygulamalara maruz kalmaktadır ve seramik için uygulanan ısı işlemlerinden sonra da bu sistemin dayanıklılığı araştırılmalıdır.

Cresco-Ti sisteminde, prefabrik titanyum materyali ile döküm titanyumdan elde edilen üst yapı birleştirilir. Ancak bu çalışmada birleştirilen parçalar prefabriktir. Berg ve arkadaşları<sup>106</sup> yaptığı çalışmada prefabrik ve döküm örneklerdeki lazer eklem mekanik dayanıklılığını karşılaştırmış ve maksimum çekme dayanımının (ultimate tensile strength) değişmediğini belirtmişlerdir. Prefabrik materyal ile döküm sonucunda elde edilen bir materyalin birleştirilmesi sonucu oluşan lazer eklemde UTS farklılığı beklenmeyebilir, ancak araştırılmalıdır.

Prefabrik titanyumun çekilebilirliğinin döküm titanyumdan iki kat fazla ve lazer kaynağın ise prefabrik titanyumdan daha az çekilebilir olduğu vurgulanmıştır<sup>106</sup>. Çekilebilirlikteki farklılıklar eklem yorulma dayanımını (fatigue strength) belirgin olarak etkilemektedir<sup>113</sup>. Bir başka çalışmada, Cresco-Ti sistemindekinden daha farklı koşullarda gerçekleştirilen lazer kaynak işlemlerinin, prefabrik örneklerle göre yorulma

dayanımını azalttığını göstermiştir<sup>113</sup>. Bu nedenle Cresco-Ti sisteminde elde edilen lazer eklem yorulma dayanımı araştırılmalıdır.

Çekme testlerindeki tek eksen üzerinde oluşturulan gerilmeler ağız içerisindeki restorasyonlara uygulanan karmaşık yapıdaki kuvvet vektörlerini yansıtmamaktadır. Dayanımın, ağız içi kuvvetleri altında ve gerçek boyutlarda hazırlanmış modelde eklem bölgesinde oluşan gerilmelerin karşılaştırılması gerekir. Fotoelastik bir modelin kullanıldığı bir çalışmada Cresco Ti sisteminin üst yapıdaki uyumsuzluk problemini ana model üzerinde tam olarak giderdiği gösterilmiş<sup>6</sup>, fakat bu sistemin kullanıldığı implant destekli protezlerde lazer eklem farklı stresler altındaki mekanik davranış incelenmemiştir. Bu nedenlerle çalışmanın ikinci aşamasında ağız içi kuvvetleri üst sınırında yüklendiğinde farklı gerilme koşulları oluşturan protez tasarımları sonlu elemanlar modeli ile taklit edilmeye çalışılmıştır. Lazer eklem elastikiyet modülü ve Poisson oranı sonlu elemanlar modelinde materyal özelliği olarak kullanılmıştır.

Cresco Ti sisteminde, ara parça ile üst yapı arasındaki lazer kaynak kritik bir bölgedir ve titanyum vida ile birlikte bu bölgenin kuvvetler altındaki davranış çok önemlidir. Bu nedenle, ara parça ve lazer kaynak bölgesi detaylı bir şekilde modellenmiştir.

Von Mises teorisi, çekilebilir materyallerde gerilme cinsinden ifade edilen stres kriterlerinden biridir. Bu çalışmada titanyum vidalarda gözlemlenen von Mises stresleri titanyumun gerilme dayanımı ile karşılaştırılmıştır. Çalışmamızın mekanik test bulgularında lazer kaynak uygulanmış örneklerde kırık yüzeylerin kristalografik incelenmesi sonucunda gözlenen quasi-cleavage yapılar iç çeperde kırılma bir davranış niteli ve çekilebilirlikteki azalmayı destekler. Ayrıca kaynak işlemi sonrasında ısı etkisi alanında oluşan rezidüel streslere ve dış çeperde meydana gelen yüzeysel kırıklara bağlı olarak lazer kaynak gerilme kuvvetlerine karşı başarısızlık eğilimindedir. Bu nedenle, lazer kaynak için Maksimum-Normal-Gerilme teorisi uygulanmış ve UTS değeri kaynak için güvenlik sınırı olarak kabul edilmiştir.

İmplantlar etrafında periodontal ligamentlerin olmaması ve implantların dişlere göre daha rijit bir yapıya sahip olması osteointegrasyonun korunması için implant destekli protezlere gelen ağız içi kuvvetlerin ve momentlerin önemini artırmaktadır<sup>23</sup>. İmplant ve üst yapı arasındaki uyumsuzluk, sabitleme vidalarına uygulanan aşırı burulma kuvveti ve uzantı miktarı implant destekli protezlere yüklenen okluzal

kuvvetlerin etkilerinin artmasına neden olur. Kuvvetlerdeki artış ve sistem içinde farklı katılık ve çekilebilirlik özelliklerine sahip yapıların bulunması, implant parçalarının ve üst yapının kırılması ve sıkça sabitleme vidalarının gevşemesi ve/veya kırılmasına neden olur<sup>11,61,63,114</sup>.

Aynı biyomekanik koşulların incelendiği in vitro<sup>115</sup> ve in vivo çalışmalar<sup>116,117</sup> ile hayvanlar üzerinde yapılan diğer araştırmalar<sup>118,119</sup> implant üzerine uygulanan kuvvetlerin eşit dağılmaması halinde gerilmelerin arttığı ve implantlarda başarısızlığın gözlemlendiği vurgulanmıştır. Anatomik kısıtlamalar nedeniyle implant destekli protezlerde yapılan uzantıların, uzantıya en yakın implantta diğer implantlara göre yüksek değerlerde sıkışma ve çekme gerilimleri görülür ve uygulanan kuvvet distaldeki implanttan uzaklaştıkça gerilmelerin arttığı bildirilmiştir<sup>35,43,58,116,120-122</sup>. Çizelge 4.2'de görüldüğü gibi çalışmamızın bulguları bu çalışmalar ile uyumludur.

White ve ark.<sup>43</sup>, hazırladıkları fotoelastik modellerinde 13 mm uzunluğunda 5 adet Branemark implantı kullanılmıştır. Bu çalışmada, tüm yüklemelerde en distalde yer alan implantlardaki stres miktarı komşu implanttakinden 2-3 kat fazla olduğu vurgulanmıştır. Model-1 den elde edilen bulgular bu çalışma ile tam olarak uyusmamaktadır. Kullanılan implantların çap ve boyutunun, üst yapı materyali ve kalınlığının, ark şeklinin farklı olması ve farklı stres analiz yöntemlerinin kullanılması bu farklılığın nedenleri olabilir.

İmplant sistemlerinde vida gevşemesi ve sonucunda kırılması en sık karşılaşılan problemlerdendir<sup>123</sup>. Literatürde değişik tasarımlarda sabitleme vida gevşeme sıklığının yüzde 5-49 olduğu bildirilmiştir<sup>11,63,114</sup>. Vida gevşemesinin en büyük nedeni vida yivleri ile vida yatağı arasındaki uyumsuzluktur. Bu uyumsuzluğun giderilmesi için vidaya belirlenen değerlerde torq uygulanarak vidanın elastik sınırlarında vida yivleri boyunca bir ek kuvvet(preload) oluşturulur<sup>124</sup>. Branemark sisteminde bu ön kuvvet yaklaşık olarak 300 N dur<sup>125</sup>. Carr ve ark<sup>126</sup>, üst yapı implant arasında uyumsuzluk olduğunda, vida da mevcut olan ek kuvvet (preload)'in belli bir kısmının implanta iletildiğini ve bu ek kuvvet(preload)'in implant üzerine yüklenen ağız içi kuvvetleri ve momentleri artırdığını vurgulamışlardır. Bu çalışmada stres analizi yapıların tamamen uyumlu varsayıldığı bir model üzerinde yapılmıştır. Ayrıca sıkıştırılardan kaynaklanan ön gerilme de taklit edilmemiştir. Ancak uyumsuzluğun bulunduğu durumlarda bu streslerin daha da artacağı varsayılabilir.

Her iki modelde de kaynakta elde edilen stresler lazer kaynağın UTS değerinden daha düşüktür. M1'de uzantının en uzak noktasından kuvvet uygulandığında bile kaynağın  $P_{max}$  değeri (123.9 MPa) UTS (776 MPa) değerinden belirgin olarak daha farklıdır. Diğer tarafta, distaldeki vidaların von Mises değerleri 3. ve 4. implantlardakinden belirgin olarak daha düşüktür. 3. ve 4. implantlarda yer alan vidalardaki stresler titanyumun gerilme dayanımını aşmaktadır. Cresco Ti sistemi her implant sistemi için özel ara parça ve vida tasarımı kullanmaktadır. Farklı tasarlanmış her vidanın davranışının farklı olması beklenir. Bu çalışmada lazer kaynaklar başarılı olurken vidalarda başarısızlık gözlenmiştir ve bu nedenle vidaların mekanik özelliklerine ve tasarımına daha fazla önemin verilmesi gerekir.

Bir çalışmada Rangert ve ark.<sup>127</sup>, bulgularına paralel olarak distal uzantılı sabit protezlerde anteriorda yer alan implantların çekme kuvvetlerinin etkisi altında olduğu göstermiştir. Vida da elde edilen gerilim değerleri ile vidada mekanik bir başarısızlık beklenmelidir.

İmplant destekli protezlerde uzantı miktarının ağız içi kuvvetlerinin implantlar boyunca kemiğe iletilmesinde çok önemli bir rolü vardır<sup>35</sup>. İmplantların yerleşimi, sayısı ve boyutları, arkın formu, karşıt dentisyon, fonksiyon ve parafonksiyon sırasında uygulanan kuvvet uzantı miktarını belirleyen faktörlerdir. Uzantı miktarını etkileyen faktörlerin çok fazla olması 20 mm<sup>128</sup>, 18-20 mm<sup>129</sup>, 15-20 mm<sup>130</sup>, 12-15 mm<sup>131</sup>, eklenecek yapay diş meziodistal boyutu<sup>132</sup> gibi farklı uzunluktaki uzantıları savunan çalışmaları ortaya çıkarmıştır. Shackleton ve ark.<sup>133</sup> ise distal uzantılı üst yapıların bulunduğu implant destekli protezleri uzun dönem başarıları açısından incelemişler ve uzantı miktarının 15 mm'nin altında yapılan protezlerde başarısızlık riskinin çok az olduğunu gözlemlemişlerdir. Ayrıca Rangert ve ark. çalışmalarında<sup>127</sup>, uzantı mesafesini belirlerken kemiğin durumunun da düşünülmesi gerektiğini belirtmiş ve bu miktarın alt çenede 15-20 mm arasında olması, süngerimsi kemiğin yoğunlukta olduğu üst çene de ise 10 mm yi aşmaması gerektiği vurgulanmıştır. Çalışmamızda uzantı miktarı 12 mm olarak tasarlanmıştır. Shackleton ve ark.<sup>133</sup> yaptığı çalışmaya göre güvenlik sınırları içindedir.

Ayrıca birçok araştırmacı implant sayısı, çapı ve dağılımı, uzantıya uygulanan ağız içi kuvvetlerinin ve momentlerinin implantlar üzerine dağılımı açısından önemli olduğunu belirtmiştir<sup>134-135</sup>. Strain gauge lerin kullanıldığı bir in vivo çalışmada<sup>135</sup>

implantlara gelen eksenel kuvvetler ve eğilme momentleri incelenmiş ve 5-6 implant, 4 implant ve 3 implant destekli protezlerden elde edilen ölçümler sonucunda protezi destekleyen implant sayısında azalma olduğunda eğilme momentlerindeki artış nedeniyle sistemde mekanik başarısızlığın görülme olasılığının arttığı belirtilmiştir. Çalışmamızda kullanılan model-1'de klinik bir vakanın doğru yansıtılması açısından anatomik nedenler ışığında 5 implant yerleştirilmiş ve uzantı miktarının belirlenmesinde yerleştirilmesi düşünülen dişlerin boyutu esas alınmıştır.

Çalışmanın mekanik kısmında lazer kaynak uygulanmış örneklerin hepsi ana metal ile kaynak arasında başarısızlığa uğramıştır. Modellerin stres analizi sonucunda da streslerin, ana metal kaynak arasında yoğunlaştığı gözlenmiştir. Bu bulgu sonlu elemanlar modelinin güvenilirliği göstermesi açısından önemlidir.

Retrospektif bir klinik çalışmanın sonucunda implant komplikasyonlarının en çok tek veya iki implant destekli protezlerde gözlemlendiği vurgulanmıştır. Bu nedenle iki implant destekli protez tasarımı da modele edilmiştir. Bu modelde genel olarak lazer kaynak dahil tüm implant parçalarında distal uzantılı protez tasarımına göre daha düşük stresler gözlenmiştir. Stresler materyalin UTS değerinden çok düşük olması nedeniyle başarısızlık beklenilmemelidir. Eğimli implanttaki  $P_{max}$  değeri diğerinden daha yüksektir. Ancak yine de UTS değerinin altındadır ve eğimli implantlarda lazer kaynak kullanılmasında hiç sakınca görülmeyebilir.

Her iki modelde de  $P_{max}$  değerleri kaynağın monotonik gerilme dayanımından daha düşüktür. Ancak kaynağın, periyodik yükleme veya yorulma sonrasında davranışı çok farklı olabilir. Lazer kaynak eklemin yorgunluğu ile ilgili net veriler bulunamamıştır. İstatistiksel olarak lazer kaynak uygulanmış bir örneğin yorgunluğa karşı davranışını (S/N eğrisi) belirlemek için çok sayıda deney yapmak da pratik değildir. Wiskott ve ark<sup>113</sup> yaptığı deneysel bir çalışmada, lazer kaynak uygulanmış örneklerin yorulma dayanımını belirlemeye çalışmışlar ve lazer örneklerin sıklık yükleme altında dayanımının ana metalinkinden ( $312 \pm 13$  MPa) %20 daha düşük olduğunu göstermişler ( $245 \pm 20$  MPa). Çalışmalarında kullanılan Nd-Yag lazer koşulları bu çalışmadakinden farklıdır ve Cresco Ti ile elde edilenden daha düşük gerilme dayanımı belirlenmiştir. Ancak lazer kaynağın yorulma direncinin yapısındaki kırılmalık özelliğine bağlı olduğu unutulmamalı ve yorulma direncinin kritik olup olmadığı da incelenmelidir.

## 6. SONUÇLAR

1. Titanyumun mekanik özellikleri lazer kaynak işlemi ile belirgin olarak değişmiştir.
  - a) Lazer kaynak işlemi sonrasında titanyumun sünekliği (ductility) azalmıştır.
  - b) Kaynak, ana metale göre daha sert ve katı bir yapıya sahiptir
  - c) Kaynağın gerilme dayanıklılığı ana metale göre daha yüksektir.
  - d) Cresco Ti lazer kaynak koşulları ile gözenek içermeyen bir yapı elde edilir.
2. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile 5-implant destekli distal uzantılı sabit ve iki-implant destekli sabit bölümlü vakalarda üst yapı ile ara parça arasındaki lazer kaynakta oluşan stresler kaynağın maksimum gerilme dayanımından daha düşüktür. Sonuçta lazer eklemin dayanımı açısından Cresco Ti tekniğinin güvenli olduğu düşünülmelidir. Ancak,
  - a) Her iki vakada titanyum vidada oluşan stresler lazer kaynakta belirlenen streslerden daha yüksektir.
  - b) Distal uzantılı vakalarda ortaya yerleştirilen implantlardaki vidada gözlenen gerilme stresleri titanyumun maksimum gerilme dayanımından büyüktür.

## 7. KAYNAKLAR

1. **Andersson M, Carlsson I, Persson M.** Accuracy of machine milling and spark erosion with a CAD/ CAM system. *J. Prosthet Dent*, 1996; 76: 187-193.
2. **Misserendino LJ, Pick RM:** Lasers in Dentistry. Quintessence Publishing Co. Inc. 1995. 241-245.
3. **Milleding P, Haag P, Neroth B:** Two years of clinical experience with Procera titanium crowns; *Int. J. Prosthodont.* 1998; 11(3): 224-232.
4. **Chai J, McGivney GP, Munoz CA, Rubenstein JE.** A multi-center longitudinal clinical trial of a new system for restorations. *J Prosthet Dent*, 1997; 77:1-11.
5. **Heiden LB, Derand T, Johansson S, Lindberg A.** The CrescoTi Precision method: Description of a simplified method to fabricate titanium superstructures with passive fit to osseointegrated implants. *J Prosthet Dent*, 1999; 82:487-491.
6. **Heiden LB, Derand T :** Description and evaluation of a simplified method to achieve passive fit between cast titanium frameworks and implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998; 13: 190-196.
7. **Chai T, Chou CK.** Mechanical properties of laser-welded cast titanium joints under different conditions. *J Prosthet Dent*, 1998;79: 477-483.
8. **Liu J, Watanabe I, Yoshida K, Atsuta M.** Joint strength of laser-welded titanium. *Dent Mat*, 2002;18:143-148.
9. **Frieberg B, Jemt T, Lekholm U.** Early failures in 4641 consecutively placed Branemark dental implants: a study from stage I surgery to the connection of completed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1991; 6:142-146.
10. **Zarb GA, Jansson TP.** Prosthodontic procedures and laboratory procedures and protocol. *Tissue Integrated Prostheses* Chicago Quintessence, 1985;241-282, 293-315, 233-240, 317-327.
11. **Jemt T.** Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Branemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1991;6:270-276.
12. **Sones AD.** Complications with osseointegrated implants. *J Prosthet Dent*, 1989; 62:581-585.

13. **Johansson G, Palmqvist S.** Complications, supplementary treatment, and maintenance in edentulous arches with implant-supported fixed prostheses. *Int J Prosthodont*, 1990;3:89-92.
14. **Naert I, Quirynen M, van Steenberghe D, Darius P.** A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses. Part II: Prosthetic aspects. *J Prosthet Dent*, 1992;68:949-956.
15. **Toleman DE, Laney WR.** Tissue-integrated prosthesis complications. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1992;7:477-484.
16. **Carlson B, Carlsson GE.** Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1994;9:90-94.
17. **Branemark PI, Adell R, Albrektsson T, Lekholm U, Linstrom J, Rockler B.** An experimental and clinical study of osseointegrated implants penetrating the nasal cavity and the maxillary sinus. *J Oral Maxillofac Surg*. 1984; 42: 497-505.
18. **Thomas KA, Cook SD.** An evaluation of variables influencing implant fixation by direct bone apposition. *J Biomed Mater Res*, 1985; 19: 875-901.
19. **Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI.** A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 1981 ; 10 :387-416
20. **Lindquist LW, Rockler B, Carlsson GE.** Bone resorption around fixtures in edentulous patients treated with mandibular fixed tissue-integrated prostheses. *J Prosthet Dent*, 1988; 59: 59-63.
21. **Hobo S, Ichida E, Garcia LT.** Biological considerations for osseointegration. In: *Osseointegration and Occlusal Rehabilitation*. (2<sup>nd</sup> ed) Chicago: Quintessence, 1990; 33-35.
22. **Sekine H.** Peri-implant structure and characteristics of their receptors. *J Dent*. 1987; 25:597-605.
23. **Branemark PI.** Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent* 1983; 50:398-410.
24. **Hammerle CH, Keller D, Lussi A, Bagger U, Lang NP.** Perceived pressure thresholds with dental implants during healing phase of 3 months osseointegration. *J Dent Res*, 1992; 71 (IADR Abstracts):528.
25. **Mühlbradt L, Möhlmann H.** Qualitative und quantitative empfindungsmerkmale bei natürlichen und Tübinger implantaten. *Z Zahnärztl Implantol*, 1987; 3:29-36.

26. **Gibbs CH, Mahan PE, Mauderli A, Lundeen HC, Walsh EK.** Limits of human bite strength. *J Prosthet Dent*, 1986; 56:226-229.
27. **Bidez MW, Misch CE.** Force transfer in implant dentistry : Basic concepts and principles. *J Oral Implantol*, 1992 ; 18(3) :264-274.
28. **Sullivan D.** Prosthetic considerations for the utilization of osseointegrated fixtures in the partially edentulous arch. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1986;1:39-45.
29. **Lundgren D, Laurell L, Bergendal T.** Occlusal force pattern in dentitions restored with mandibular bridges. *Swed Dent J (Suppl)*, 1985; 28:107-115.
30. **Albrektsson T, Jansson T, Lekholm U.** Osseointegrated implants. *Dental Clinics of North Am*, 1986;30:151-177.
31. **Lundgren D, Laurell L.** Occlusal forces in prosthetically restored dentitions: A methodological study. *J Oral Rehab*, 1984; 11:29-37.
32. **Philips RW.** Science of Dental Materials. WB Saunders Co., 1991;29-59.
33. **Wolfe LA, Hobkirk JA.** Bone response to a matched modulus endosseous implant material. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1989; 4:311-320.
34. **Ascenzi A, Benvenuti A, Mango F, Simili R.** Mechanical hysteresis loops from single osteons: technical devices and preliminary results. *J Biomech*, 1985; 18:391-398.
35. **Skalak R.** Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent*, 1983; 49: 843-848.
36. **Rieger MR, Adams WK, Kinzel ER.** A finite element survey of endosseous implants. *J Prosthet Dent*, 1990; 63(4):457-467.
37. **Rieger MR, Farced K, Adams WK, Tanquist RA.** Bone stress distribution for three endosseous implants. *J Prosthet Dent*, 1989;61(2):223-228.
38. **French AA, Bowles CQ, Parham PL, Eick JD, Killoy WJ, Cobb CM.** Comparison of peri-implant stresses transmitted by four commercially available osseointegrated implants. *Int J Perio Rest Dent*, 1989;9(3): 221-229.
39. **Haroldson T.** A photo-elastic study of some biomechanical factors affecting the anchorage of osseointegrated implants in the jaw. *Scand J Plast Reconstr Surg*, 1980;14:209-214.

40. **Dally JW, Riley WF.** Introduction to strain measurements. In: *Experimental Stress Analysis*. (3<sup>rd</sup> ed), McGraw-Hill, INC. 1991; 129-162.
41. **Caputo AA, Standlee JP.** Introduction. In: *Biomechanics in Clinical Dentistry*, Chicago: Quintessence 1987; 13-20.
42. **Jemt T, Carlsson L, Boss A, Jorneus L.** In vivo load measurements on osseointegrated implants supporting fixed or removable prostheses: A comparative pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1991;6:413-417.
43. **White SN, Caputo AA, Anderkvist TA.** Effect of cantilever length on stress transfer by implant-supported prostheses. *J Prosthet Dent*, 1994;71:493-499.
44. **Falk H, Laurell L, Lundgren D.** Occlusal interferences and cantilever joint stress in implant-supported prostheses occluding with complete dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1990;5:70-77.
45. **Mc Alarney ME, Stavropoulos DN.** Theoretical cantilever lengths versus clinical variables in fifty-five clinical cases. *J Prosthet Dent*, 2000;83:332-343.
46. **Renouard F, Rangert B.** Risk Factors in implant dentistry. Quintessence, Chicago 1989.
47. **Kohn DH.** Overview of factors important in implant design. *J Oral Implantol*, 1992; 18(3):204-219.
48. **Hobkirk JA, Psarros KJ.** The influence of occlusal surface material on peak masticatory forces using osseointegrated implant supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1992;7:345-352.
49. **Sato Y, Shindoi N, Hosokawa K, et al.** A biomechanical effect of wide implant placement and offset placement of three implants in the posterior partially edentulous region. *J Oral Rehabilitation*, 2000;27:15-21.
50. **Stegariou R, Kusakari H, Nishiyama S, Miyakawa O.** Influence of prosthesis material on stress distribution in bone and implant: A 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1998;13:781-790.
51. **Hobo S, Ichida E, Garcia LT.** Osseointegration and occlusal rehabilitation. Tokyo: Quintessence. 1989 ;176.
52. **Nicholls JL.** The measurement of distortion: Concluding remarks. *J Prosthet Dent*, 1980;43:218-223.
53. **Humphries RM, Yaman P, Bloem TJ.** The accuracy of implant master cast constructed from transfer impressions. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1990;5:331-336.

54. **Spector M, Donovan TE, Nicholls JL.** An evaluation of impression techniques for osseointegrated implants. *J Prosthet Dent*, 1990;63:444-447.
55. **Carr AB, Stewart RB.** Full-arch implant framework casting accuracy. Preliminary in vitro observation for in vivo testing. *J Prosthodont*, 1993;2:2-8.
56. **Tan KB, Rubenstein JE, Nicholls JE, Yuodelis RA.** Three-dimensional analysis of the casting accuracy of one-piece, osseointegrated implant-retained prostheses. *Int J Prosthodont*, 1993;6:346-363.
57. **Jemt T.** In vivo measurements of precision of fit involving implant-supported prostheses in the edentulous jaw. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1996; 11: 151-158.
58. **Assif D, Marshak B, Schmidt A.** Accuracy of implant impression techniques. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1996;11:216-222.
59. **Carr AB, Gerard DA, Larsen PE.** The response of bone in primates around unloaded dental implants supporting prostheses with different levels of fit. *J Prosthet Dent*, 1996;76:500-509.
60. **Michaels GC, Carr AB, Larsen PE.** Effect of prosthetic superstructure accuracy on the osseointegrated implant bone interface. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Radiol Endod*, 1997;83:198-205.
61. **Jemt T, Book K.** Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1996; 11:620-625.
62. **Rubenstein JE.** Stereo laser-welded titanium implant frameworks: Clinical and laboratory procedures with a summary of 1-year clinical trials. *J Prosthet Dent*, 1995; 74:284-293.
63. **Kallus T, Bessing C.** Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1994;9:169-178.
64. **McCartney JW, Pearson R.** Segmented framework matrix: Master cast verification, corrected cast guide, and analog transfer template for implant-supported prostheses. *J Prosthet Dent*, 1994;71:197-200.
65. **Waskewicz CA, Ostrowski JS, Parks VJ.** Photoelastic analysis of stress distribution transmitted from a fixed prosthesis attached to osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1994;9:405-411.
66. **Farrel SM.** Modified castings technique for osseointegrated fixed prosthesis fabrication: A preliminary report. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1989;4:33-40.

67. **Bruce RW.** Evaluation of multiple unit castings for fixed partial dentures. *J Prosthet Dent*, 1964;14:939-943.
68. **Thoupos GA, Zouras CS, Winkler S, Roussos VG.** Connecting implant framework segments. *Implant Dent*, 1995;4:97-99.
69. **Zoidis PC, Winkler S, Karellos ND.** The effect of soldering, electrowelding and cast to procedures on the accuracy of fit of cast implant bars. *Implant Dent*, 1996; 5:163-168.
70. **Van Roekel NB.** Prosthesis fabrication using electrical discharge machining. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1992; 7:56-61.
71. **Jemt T, Linden B.** Fixed implant-supported prostheses with welded titanium frameworks. *Int J Periodont Rest Dent*, 1992; 12:177-183.
72. **King GN, Cochran DL.** Factors that modulate the effects of bone morphogenetic protein-induced periodontal regeneration: A critical review. *J Periodontol*, 2002;73:925-936.
73. **Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T.** Tissue-integrated prosthesis. Osseointegration in clinical dentistry. Chicago: Quintessence, 1987:129.
74. **Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI, Lindhe J, Eriksson B, Sbordone L.** Marginal tissue reactions at osseointegrated titanium fixtures. A three year longitudinal prospective study. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 1986;15:39-52.
75. **Lanyon LE.** Functional strain as a determinant for bone remodelling. *Calif Tissue Int*, 1984;35:56-61.
76. **Hruska AR.** Intraoral welding of pure titanium. *Quintessence Int*, 1987; 18(10):683-688.
77. **Lautenschlager EP, Moaghan P.** Titanium and titanium alloys as dental materials. *Int Dent J*, 1993; 43(3): 245-53.
78. **Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L.** Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi AÜ Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları Sayı 17 1993 Ankara.
79. **Polmear LJ.** Light Alloys Metallurgy of the Light Metals. 1981 Thomson Litho Ltd, Scotland Great Britain.
80. **Könönen M, Kivilahti J.** Fusing of dental ceramics to titanium. *J Dent Res*, 2001; 80(3):848-54.
81. **Craig RG.** Restorative Dental Materials 10th ed. Mosby 1997.

82. **Suansuwan N, Swain MV.** Determination of elastic properties of metal alloys and dental porcelains. *J Oral Rehabil*, 2001; 28(2):133-9.
83. **Voitik AJ.** Titanium Dental Castings, Cold Worked Titanium Restorations. *Trends & Techniques*, 1991; dec 23-33.
84. **Ida K, Tsusumi S, Togaya T:** Titanium or titanium alloys for dental casting; *J. Dent Res* 1980; 59: 985-987.
85. **Zinelis S** Effect of pressure of helium, argon, krypton, and xenon on the porosity, microstructure, and mechanical properties of commercially pure titanium castings. *J Prosthet Dent*, 2000; 84:575-82.
86. **Low D, Sumii T, Swain M.** Thermal expansion coefficient of titanium casting. *J Oral Rehabil*, 2001; 28(3): 239-42.
87. **Kimura H, Horng CJ, Okazaki M, Takahashi J.** Thermal compability of titanium- porcelain system. *J Osaka Univ Dent Sch*, 1990; 30: 43-52 Abstract.
88. **Taira M, Moser JB.** Studies of Ti alloys for dental casting. *Dent Mater*, 1989; 5: 45-50.
89. **Wang RR, Li Y.** In vitro evaluation of biocompatibility of experimental titanium alloys for dental restorations. *J Prosthet Dent*, 1998; 80(4): 495-500.
90. **Wang RR, Fenton A.** Titanium for prosthodontic applications: a review of the literature. *Quintessence Int*, 1996; 27(6): 401-8.
91. **Andersson M, Bergman B, Bessing C, Ericson G, Lundquist P, Nilson H.** Clinical results with titanium crowns fabricated with machine duplication and spark erosion. *Acta Odontol Scand*, 1989; 47:279-286.
92. **Bergman B, Bessing C, Ericson G, Lundquist P, Nilson H, Andersson M.** A 2-year follow-up study of titanium crowns. *Acta Odontol Scand*, 1990; 48:113-117.
93. **Bergman B, Marklund S, Nilson H, Hedlung SO.** An intraindividual clinical comparison of 2 metal-ceramic systems. *Int J Prosthodont*, 1999;12(5): 444-447.
94. **Bergman B, Nilson H, Andersson M.** A longitudinal clinical study of procera ceramic-veneered titanium copings. *Int J Prosthodont*, 1999; 12(2): 135-9.
95. **Karlsson S.** The fit of Procera titanium crowns: An in vitro and clinical study. *Acta Odontol Scand* 1993; 51:129-134.

96. **KausT, Probst L, Weber H.** Clinical follow-up study of ceramic veneered titanium restorations- Three- year results. *Int J Prosthodont*, 1996; 9(1): 9-15.
97. **Lövgren R, Andersson B, Carlsson GE, Ödman P.** Prospective clinical 5-year study of ceramic-veneered titanium restorations with Procera system *J Prosthet Dent* 2000; 84:514-21.
98. **Millington ND, Leung T.** Inaccurate fit of implant superstructures. Part 1: Stresses generated on the superstructure relative to the size of fit discrepancy. *Int J Prosthodont*, 1995; 8:511-516.
99. **Valderrama S, Roedel NV, Anderson M, Goodacre CJ, Munoz CA.** A comparison of the marginal and internal adaptation of titanium and gold-platinum-palladium metal ceramic crowns. *Int J Prosthodont*, 1995; 8: 29-37.
100. **American WS.** Welding Handbook. 7<sup>th</sup>ed, Miami FL,1980;3:170-238.
101. **American WS.** Welding Handbook. 7<sup>th</sup>ed, Miami FL,1978;2:78-112.
102. **Gibbs FE.** *Weld J*. 1980;59:23.
103. **Lesnewich A.** Weldability of steels 3<sup>rd</sup>ed, New York, 1978;5.
104. **Hyatt CV, Magee KH, Porter JF, Merchant VE.** *Weld J*. 2001;80:163.
105. **Albright CE, Eastman J, Lempert W.** *Weld J*. 2001; 80:55.
106. **Berg E, Wagner WC, Davik G, Dootz ER.** Mechanical properties of laser-welded cast and wrought titanium. *J Prosthet Dent*, 1995;74:250-257.
107. **Holmes DC, Loftus JT.** Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. *J Oral Implantol*, 1997;23:104-11.
108. **Rossen VIP, Braak LH, Putter C, Groot K.** Stress-absorbing elements in dental implants. *J Prosthet Dent* 1990;64:198-205.
109. **Neo KT, Chai J, Gilbert JL, Wozniak WT, Engelman MJ.** Mechanical properties of titanium connectors. *Int J Prosthodont*, 1996;9:379-93.
110. **Sjogren G, Andersson M, Bergman M.** Laser welding of titanium in dentistry. *Acta Odontol Scand*, 1988;46:247-53.

111. **Wang RR, Welsch GE:** Joining titanium materials with tungsten inert gas welding, laser welding and infrared brazing: *J. Prosthet. Dent.* **1995;** 74: 521-530.
112. **Yamagishi T, Ito M, Fujimura Y.** Mechanical properties of laser welds of titanium in dentistry by Pulsed Nd-YAG laser apparatus. *J Prosthet Dent*, **1993;**70:264-73.
113. **Wiskott HWA, Macheret F, Bussy F, Belser UC.** Mechanical and elemental characterization of solder joints and welds using a gold-palladium alloy. *J Prosthet Dent* **1997;**77:607-16.
114. **Goodacre CJ, Kan IK, Rungcharassaeng K.** Clinical complications of osseointegrated implants. *J Prosthet Dent*, **1999;**81:537-552.
115. **Smedberg JI, Nilner K, Rangert B, Svensson SA, Glantz PO.** On the influence of superstructure connection on implant preload: A methodological study. *Clin Oral Imp Res*, **1996;**7:55-63.
116. **Glantz PO, Rangert B, Svensson A, Stafford GD, et al.** On clinical loading of osseointegrated implants. *Clin Oral Imp Res*, **1993;**4:99-106.
117. **Mericske-Stern R, Assal P, Buerger W.** Simultaneous force measurements in 3 dimensions on oral endosseous implants in vitro and in vivo. *Clin Oral Imp Res*, **1996;**7:378-386.
118. **Hoshaw SJ, Brunski JB, Cochran GVB.** Mechanical loading of Branemark implants affects interfacial bone modelling and remodelling. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **1994;**9:345-360.
119. **Isidor F.** Loss of Osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. *Clin Oral Imp Res*, **1996;**7:143-152.
120. **Tashkandi EA, Lang BR, Edge MJ.** Analysis of strain at selected bone sites of a cantilevered implant-supported prosthesis. *J Prosthet Dent*, **1996;**76:158-164.
121. **Patterson EA, Burquete RL, Hue Thoi M, Johns RB.** Distribution of load in an oral prosthesis system: An in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **1995;**10:552-560.
122. **Benzing UR, Gall H, Weber H.** Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for edentulous maxillae. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **1995;**10:188-198.
123. **Zarb GA, Schmitt A.** The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: The Toronto study. Part III: Problems nad complications encountered. *J Prosthet Dent*, **1990;** 64:185-194.
124. **Jorneus L, Jemt T, Carlsson L.** Loads and designs of screw joints for single crown supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **1992;**7:353-359.

125. **Gunne JB, Sullivan DY.** Mechanical aspects of a Branemark implant connected to a natural tooth: an in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1991;6:177-186.
126. **Carr AB, Brunski JB, Labishak J, Bagley B.** Preload comparison between as-received and cast-to implant cylinders. *J Dent Res*, 1993;72:695.
127. **Rangert BR, Sullivan RM, Jemt T.** Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1997;12:360-370.
128. **Rasmussen EJ.** Alternative prosthodontic technique for tissue-integrated prostheses. *J Prosthet Dent*, 1987;57:198-204.
129. **Taylor TD.** Fixed implant rehabilitation for the edentulous maxilla. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1991;6:329-336.
130. **Rangert B, Jemt T, Jorneus L.** Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1989;4:241-247.
131. **Watson RM, Davis DM, Forman GH, Coward T.** Considerations in design and fabrication of maxillary implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1991;4:232-239.
132. **Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI.** A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg*, 1981;6:387-416.
133. **Shackleton JL, Carr L, Slabbert JCG, Becker PJ.** Survival of fixed implant supported prostheses related to cantilever lengths. *J Prosthet Dent*, 1994;71:23-26.
134. **Davis DM, Zarb GA, Chao YL.** Studies on frameworks for osseointegrated prostheses: Part 1. The effect of varying the number of supporting abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1988;3:197-201.
135. **Duyck J, Van Oosterwyck H, Vander Sloten J, De Cooman M, et al.** Magnitude and distribution of occlusal forces on oral implants supporting fixed prostheses: An in vivo study. *Clin Oral Implants Res*, 2000;11:465-475.

### 8. ÖZGEÇMİŞ

Cem Kurtoğlu 06.02.1971 tarihinde Mersin’de doğdu. İlk öğrenimini Çankaya İlkokulu’nda, orta ve lise öğrenimini ise 1989 yılında Özel Tarsus Amerikan Lisesi’nde tamamladı. Aynı yıl Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’nde yüksek öğrenimine başlayan Cem Kurtoğlu 1995 yılında mezun oldu. 1997 yılı Eylül döneminde Çukurova Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı’nda doktora eğitimine başladı. 1999 yılında araştırma görevlisi kadrosuna atandı. 2001 yılında ‘Titanyum ara parça üzerindeki lazer eklem mekanik davranışının incelenmesi’ isimli doktora tez çalışmasına başladı.