

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ**  
**AFYONKARAHİSAR SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ**  
**DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**LAZER SİNER YÖNTEMİYLE ÜRETİLEN TEK ÜYELİ VE  
DÖRT ÜYELİ METAL SERAMİK RESTORASYONLARDA  
MARJİNAL AÇIKLIK DEĞERLERİNİN METAL ALT YAPI VE  
PORSELEN ÜST YAPI SONRASI İN VİTRO OLARAK  
KARŞILAŞTIRILMASI**

**Dt. Mehmet BİÇER**

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANA BİLİM DALI**  
**UZMANLIK TEZİ**

**DANIŞMAN**  
**Dr. Öğr. Üye. Server MUTLUAY ÜNAL**

**2019- AFYONKARAHİSAR**

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ**  
**AFYONKARAHİSAR SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ**  
**DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**LAZER SİNER YÖNTEMİYLE ÜRETİLEN TEK ÜYELİ VE  
DÖRT ÜYELİ METAL SERAMİK RESTORASYONLARDA  
MARJİNAL AÇIKLIK DEĞERLERİNİN METAL ALT YAPI VE  
PORSELEN ÜST YAPI SONRASI İN VİTRO OLARAK  
KARŞILAŞTIRILMASI**

**Dt. Mehmet BİÇER**

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANA BİLİM DALI**  
**UZMANLIK TEZİ**

**DANIŞMAN**

**Dr. Öğr. Üye. Server MUTLUAY ÜNAL**

**2019- AFYONKARAHİSAR**

**Bu uzmanlık tezi Afyon Kocatepe Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri  
Koordinasyon Birimi tarafından desteklenmiştir.**

**Proje no:17.DUS.04**

## Kabul ve onay

Afyonkarahisar Sağlık Bilimleri Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Protetik Diş Tedavisi Programı

çerçevesinde yürütölmüş bu çalışma aşağıdaki jüri tarafından Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

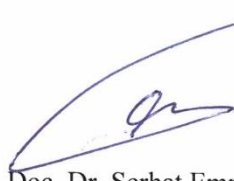
Tez Savunma Tarihi: 23/01/2019



Prof. Dr. Zelal SEYFİOĞLU POLAT

Dicle Üniversitesi

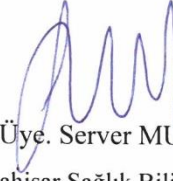
Jüri Başkanı



Doç. Dr. Serhat Emre ÖZKIR

Afyonkarahisar Sağlık Bilimleri Üniversitesi

Üye



Dr. Öğr. Üye. Server MUTLUAY ÜNAL

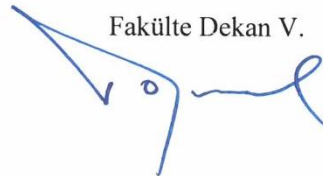
Afyonkarahisar Sağlık Bilimleri Üniversitesi

Üye

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Uzmanlık öğrencisi Dt. Mehmet Biçer'in "**Lazer Sinter Teknolojisi İle Farklı Metal Tozları Kullanılarak Farklı Metal Kalınlıkta Üretilen Metal Destekli Seramik Restorasyonların Marjinal Uyumlarının Değerlendirilmesi**" başlıklı tezi 23/01/2019 günü saat 11:30 da değerlendirilerek kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Ahmet Muhtar GÜROL

Fakülte Dekan V.



## ÖNSÖZ

Tez çalışmam sırasında ve uzmanlık eğitimim boyunca yardım ve desteğini esirgemeyen, bir anne edasıyla hep bana yaklaşan, her zaman yanımda hissettiğim değerli hocam Dr. Öğr. Üye. Server MUTLUAY ÜNAL' a,

Bölümümüzün her şeyi abisi, babası olan her derdimizi çözen, bizimle birlikte olması büyük değer olan, kıymetli hemşehrim Doç. Dr. Serhat Emre ÖZKIR'a,

İstatistik çalışmalarında başını çok ağrıttığımız değerli hocam sayın Prof. Dr. İsmet DOĞAN'a,

Gerek tez çalışmamda, gerek klinikteki işlerde her türlü yardım ve fedakârlığı gösteren başta Sezgin ALATÇI olmak üzere HİSAR DENTAL personeline,

Klinikte ve laboratuarda birlikte çalıştığım fakülte personelime,

Beni bu günlere getiren ve bu halde olmamda en büyük paya sahip olan annem ve babam başta olmak üzere tüm aileme,

Asistanlık sürecimizde ayrı olsak da buna katlanan, beni diş hekimliğinde ve uzmanlık sürecinde gerek bilgisi gerek sevgisiyle destek veren güzel eşim Burcu BİÇER' e,

Sonsuz teşekkür ederim.

## İÇİNDEKİLER

|                                                                                                                                    |      |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------|
| Kabul ve onay.....                                                                                                                 | ii   |
| ÖNSÖZ.....                                                                                                                         | iii  |
| İÇİNDEKİLER .....                                                                                                                  | iv   |
| SİMGELER VE KISALTMALAR .....                                                                                                      | vi   |
| ŞEKİLLER .....                                                                                                                     | viii |
| TABLolar.....                                                                                                                      | x    |
| 1.GİRİŞ.....                                                                                                                       | 1    |
| 1.1. Sabit Protezlerin ve Dental Seramiğin Tarihsel Gelişimi .....                                                                 | 1    |
| 1.2. Dental Seramiklerin Yapısı ve Özellikleri.....                                                                                | 2    |
| 1.3. Metal-Seramik Restorasyonlar.....                                                                                             | 4    |
| 1.3.1. Metal-Seramik Restorasyonların Avantajları .....                                                                            | 4    |
| 1.3.2. Metal-Seramik Restorasyonların Dezavantajları.....                                                                          | 5    |
| 1.3.3.Metal-Seramik Restorasyonların Kullanım Alanları .....                                                                       | 5    |
| 1.4. Sabit Protetik Restorasyonlarda Kullanılan Metal Alt Yapı Tasarım ve Üretim Yöntemleri.....                                   | 6    |
| 1.4.1. Kayıp Mum Tekniği.....                                                                                                      | 6    |
| 1.4.2.Eksiltme Yöntemi .....                                                                                                       | 6    |
| 1.4.3. Ekleme Yöntemi .....                                                                                                        | 7    |
| 1.4.3.1. Seçici Lazer Sinterleme.....                                                                                              | 8    |
| 1.4.3.2. Seçici Lazer Ergitme .....                                                                                                | 9    |
| 1.5. Marjinal Adaptasyon ve Mikro Sızıntı .....                                                                                    | 11   |
| 1.5.1. Siman Aralığı-Silikon Replika Tekniği.....                                                                                  | 14   |
| 2.GEREÇ VE YÖNTEMLER .....                                                                                                         | 16   |
| 3.İSTATİSTİKSEL ANALİZ .....                                                                                                       | 29   |
| 4.BULGULAR.....                                                                                                                    | 30   |
| 4.1- Alt Yapı (a) Sonrası Değerlendirmelerden Elde Edilen Sonuçlar Karşılaştırıldığında; (Tablo 4.1) .....                         | 30   |
| 4.2-Porselen İşlemleri Uygulandıktan Sonra Yapılan Değerlendirmelerden Elde Edilen Sonuçlar Karşılaştırıldığında; (Tablo 4.2)..... | 32   |
| 4.3-Gruplar Arası Karşılaştırma (Tablo 4.3).....                                                                                   | 35   |

|                                                                                               |    |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| 4.4- Gruplar Arasında Alt Yapı (a) ve Üst Yapının (ü) Anlamlılık Karşılaştırması (Tablo 4.7.) | 38 |
| TARTIŞMA.....                                                                                 | 45 |
| ÖZET .....                                                                                    | 55 |
| SUMMARY .....                                                                                 | 57 |
| KAYNAKLAR .....                                                                               | 59 |
| ÖZGEÇMİŞ .....                                                                                | 67 |



## SİMGELER VE KISALTMALAR

|                 |                                                         |
|-----------------|---------------------------------------------------------|
| °               | Derece                                                  |
| °C              | Santigrat Derece                                        |
| <               | Küçüktür                                                |
| >               | Büyüktür                                                |
| a               | Alt yapı                                                |
| Au              | Altın                                                   |
| CAD             | Bilgisayar Destekli Tasarım (Computer Aided Design)     |
| CAM             | Bilgisayar Destekli Üretim (Computer Aided Manufacture) |
| Co              | Kobalt                                                  |
| Cr              | Krom                                                    |
| CO <sub>2</sub> | Karbondioksit                                           |
| DMLS            | Direk Metal Lazer Sinter                                |
| kW              | Kilowatt                                                |
| LM              | Layering Manufacturing (Katmanlı Üretim)                |
| mm              | Milimetre                                               |
| mm/sn           | Milimetre/Saniye                                        |
| µm              | Mikrometre                                              |
| M.Ö             | Milattan Önce                                           |

|        |                                                           |
|--------|-----------------------------------------------------------|
| nm     | Nanometre                                                 |
| N      | Newton                                                    |
| Nd:YAG | Neodymium:Yttrium Aliminum Garnet                         |
| Ni     | Nikel                                                     |
| Pd     | Paladyum                                                  |
| SEM    | Scaning Electron Microscope (Taramalı Elektron Mikroskop) |
| SFF    | Solid Freeform Fabrication (Serbest Şekilli Fabrikasyon)  |
| SLS    | Seçici Lazer Sinterleme                                   |
| SLM    | Seçici Lazer Ergitme                                      |
| Ti     | Titanyum                                                  |
| ü      | Üst yapı                                                  |

## ŞEKİLLER

|                                                                                                                                      |    |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| <b>Şekil 1.1:</b> Holmes ve arkadaşlarına göre marjinal açıklık ve marjinal kenar ilişkisi.....                                      | 12 |
| <b>Şekil 1.2:</b> Marjinal açıklık sınıflandırılması.....                                                                            | 12 |
| <b>Şekil 2.1:</b> Üretimi yapılan metal güdükler.....                                                                                | 17 |
| <b>Şekil 2.2:</b> Hazırlanan metal güdüklerle çalışma modellerinin elde edilmesi.....                                                | 17 |
| <b>Şekil 2.3:</b> Alt yapı tasarımının yapılması.....                                                                                | 18 |
| <b>Şekil 2.4:</b> Kullanılan CAD/CAM cihazı ve programı.....                                                                         | 18 |
| <b>Şekil 2.5:</b> Kullanılan BEGO ve METO metal tozlar.....                                                                          | 19 |
| <b>Şekil 2.6:</b> Çalışmamızda kullanılan lazer ve sinter cihazı.....                                                                | 20 |
| <b>Şekil 2.7:</b> Örneklerin lazer sinter cihazında üretilmesi.....                                                                  | 20 |
| <b>Şekil 2.8:</b> Üretimi tamamlanmış metal alt yapılar.....                                                                         | 20 |
| <b>Şekil 2.9:</b> Metal alt yapıların model üzerinde kontrol edilmesi.....                                                           | 21 |
| <b>Şekil 2.10:</b> Silikon replikaların elde edilmesi sırasında akışkan kıvamlı silikon ile ölçü alınması (dört üyeli örnekler)..... | 22 |
| <b>Şekil 2.11:</b> Silikon replikaların elde edilmesi sırasında akışkan kıvamlı silikon ile ölçü alınması (tek üyeli örnekler).....  | 22 |
| <b>Şekil 2.12:</b> Koyu kıvamlı silikon malzemesi uygulanması sonrası.....                                                           | 23 |
| <b>Şekil 2.13:</b> Örneklerden kesit alınması.....                                                                                   | 23 |
| <b>Şekil 2.14:</b> Örneklerin streomikroskopla incelenmesi.....                                                                      | 23 |
| <b>Şekil 2.15:</b> Mikron cetveli.....                                                                                               | 24 |
| <b>Şekil 2.16:</b> Örneklerin mikroskop görüntüleri.....                                                                             | 24 |
| <b>Şekil 2.17:</b> Kumlama makinesi.....                                                                                             | 25 |
| <b>Şekil 2.18:</b> Porselen fırını.....                                                                                              | 25 |
| <b>Şekil 2.19:</b> Oksit aşaması- Wash aşaması.....                                                                                  | 26 |
| <b>Şekil 2.20:</b> Metal üzerine uygulanan opak ve opak uygulanmış örnekler.....                                                     | 26 |
| <b>Şekil 2.21:</b> Porselen tozu ve likiti.....                                                                                      | 27 |
| <b>Şekil 2.22:</b> Dentin aşaması.....                                                                                               | 27 |

|                                                                                                                                                                         |    |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| <b>Şekil 2.23:</b> Mine dentini aşaması.....                                                                                                                            | 27 |
| <b>Şekil 4.1:</b> Tek üyeli restorasyonların mesial, okluzal, distal yüzeylerdeki ölçümlerinin alt yapı ve üst yapı olarak karşılaştırılması.....                       | 40 |
| <b>Şekil 4.2:</b> Dört üyeli restorasyonların molar dişlere ait mesial, okluzal, distal yüzeylerdeki ölçümlerinin alt yapı ve üst yapı olarak karşılaştırılması.....    | 41 |
| <b>Şekil 4.3:</b> Dört üyeli restorasyonların premolar dişlere ait mesial, okluzal, distal yüzeylerdeki ölçümlerinin alt yapı ve üst yapı olarak karşılaştırılması..... | 43 |



## TABLOLAR

|                                                                                                                                                                                                                                                                          |    |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| <b>Tablo 2.1:</b> Yapılan çalışmanın akış planı.....                                                                                                                                                                                                                     | 16 |
| <b>Tablo 4.1:</b> Gruplara göre elde edilen alt yapı (ÖNCE) uyum değerlerinin ortalama, standart sapma değerlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılması. ( $p<0.05$ için anlamlıdır.) .....                                                                           | 32 |
| <b>Tablo 4.2:</b> Gruplara göre elde edilen üst yapı (SONRA) uyum değerlerinin ortalama, standart sapma değerlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılması. ( $p<0.05$ için anlamlıdır.).....                                                                           | 34 |
| <b>Tablo 4.3:</b> Gruplar arası farkların istatistiksel olarak karşılaştırılması ( $p<0,05$ )..                                                                                                                                                                          | 37 |
| <b>Tablo 4.4.</b> Gruplara göre elde edilen alt yapı (a) ve üst yapı (ü) uyum değerlerinin tek üyeli molar dişlerde ortalama, standart sapma ve önce - sonra karşılaştırması sonucu elde edilen değerlerin istatistiksel olarak karşılaştırılması. ( $p<0.05$ ).....     | 39 |
| <b>Tablo 4.5.</b> Gruplara göre elde edilen alt yapı (a) ve üst yapı (ü) uyum değerlerinin dört üyeli molar dişlerde ortalama, standart sapma ve önce - sonra karşılaştırması sonucu elde edilen değerlerin istatistiksel olarak karşılaştırılması. ( $p<0.05$ ).....    | 41 |
| <b>Tablo 4.6.</b> Gruplara göre elde edilen alt yapı (a) ve üst yapı (ü) uyum değerlerinin dört üyeli premolar dişlerde ortalama, standart sapma ve önce - sonra karşılaştırması sonucu elde edilen değerlerin istatistiksel olarak karşılaştırılması. ( $p<0.05$ )..... | 42 |
| <b>Tablo 4.7:</b> Gruplara göre elde edilen alt yapı (önce) ve üst yapı (sonra) uyum değerlerinin ortalama, standart sapma ve önce- sonra karşılaştırması sonucu elde edilen değerlerin istatistiksel olarak karşılaştırılması. ( $p<0.05$ için anlamlıdır.)..           | 43 |

## 1.GİRİŞ

### 1.1. Sabit Protezlerin ve Dental Seramiğin Tarihsel Gelişimi

Diş hekimliği ile ilgili kaynakların tarihi M.Ö. 2700 yıllarına, kaybedilen dişlerin yerlerinin protetik olarak restore edilmesi ise M.Ö. 2500 yıllarına kadar uzanan bir geçmişe sahiptir (Yavuzyılmaz ve ark. 1985).

1740'ta C.Mouton tarafından günümüzdekine benzer şekilde doğal dişler, altın kronlarla kaplanmıştır. Porselen ve seramik materyaller, 1800'lü yılların başlarında estetik dental restorasyonlarda kullanılmışlardır. İlk kişisel seramik dişler; 1808 yılında Paris'te yerleşmiş İtalyan kökenli bir diş hekimi olan Giuseppe-Angelo Fonzi tarafından yapılmıştır (Yavuzyılmaz ve ark. 1985). Fakat yine de 1850'lerin sonlarına dek kron ve sabit parsiyel protezlerde gerçek anlamda gelişmeler sağlanamamıştır.

İlk veneer kron tanımı 1869'da W.N. Morrison tarafından yapılmıştır. 1873'te Beers, tüm seramik kron fikrini ortaya atmıştır.1878'de A.E. Matteson, özellikle dişlerin görünen doğal bukkal ve labial yüzlerini açıkta bırakarak diğer yüzeylerini kaplayan “açık yüzeyli kronlar” şekillendirmiştir. 1885'te Logan, porselenin platin bir post ile kaynaştığı Richmond kronunu tanıtmıştır. 1886'da, altın matriks üzerine düşük ısıda pişirilen porselen uygulanabilmiştir. 1889'da C.H. Land tarafından tam porselen veneer kronların üretiminde porselen platin matriks üzerinde şekillendirilmiş ve yine bu yöntemle yüksek ısıda pişen porselen inleyler yapılmıştır. Böylece 1900 yılından itibaren yüksek ısıda pişirilen porselenler ile veneer kronların yapımı rutin pratiğe girmiştir.

19. yüzyılda ilk bilimsel porselen veneer kron, 1902'de Charles H. Land tarafından yapılmıştır. 1907 yılında ise William H. Taggart, kayıp mum tekniği ile metal alaşımların dökümünü gerçekleştirmiştir. Bu dönemde biyouyumlu ve kullanımının kolay olması nedeniyle, altın alaşımlarının dökümü tercih edilmiştir.

Kayıp mum tekniği ile döküm yöntemi, 1906'da Carmichael'ın tarif ettiği  $\frac{3}{4}$  veneer altın kronların üretimini kolaylaştırarak, o dönemde anterior bölgede kullanımlarını popüler hale getirmiştir. R.L. Coleman'ın dental materyallerin fiziksel özellikleri üzerine yaptığı çalışmalar ile 1928 yılı, diş hekimliğinde yeni bir çağın başlangıcı olmuştur. Bu tarihten 1940'a kadar C.H.Scheu, Volland Hollanback dökümde meydana gelen büzülmeyle kompanse etmek amacıyla, higroskopik genişleme tekniğini öne sürmüşlerdir.

1940 yılında, W.E. Wilson'ın plastik inley ve kronların döküm tekniğini geliştirmesiyle, kron ve sabit bölümlü protezlerin yapımında veneer materyali olarak akrilikler kullanılmaya başlanmıştır. O yıllarda akrillere bütün öteki estetik materyallerin yerini alacağı düşünüldü ise de, bugün bu düşünceler boşa çıkmıştır.

1965 ile 1970 yılları arasında, altın alaşımlarının kristallerindeki gelişmelerle birlikte, yüksek ısıya dayanıklı refraktör day materyalleri, alüminöz porselenler ve vakumlu porselen fırınları diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmıştır (Tylman ve ark. 1970).

## 1.2. Dental Seramiklerin Yapısı ve Özellikleri

Seramik; inorganik ametallerin genel adıdır. Porselen ise, camsı fazda kristalin yapıda olan materyaldir. Diş hekimliğinde seramik; tam olarak birleşmemiş sinterizasyon ile oluşturulan cam türevidir (Sinterizasyon: porselen içindeki partiküllerin eriyerek birleşmesi olayıdır.). Diş hekimliğindeki porselen, sinterleme yoluyla elde edilen, içerisinde lösit kristalleri bulunan tümü cam faza geçmemiş seramik türüdür (Çuhadaroglu ve ark. 1977).

Çoğunlukla silikat yapıda olan seramik, bir ya da daha fazla metalin, metal olmayan bir elementle genellikle oksijenle yaptığı bir birleşimdir. Seramik kristalinde, hem iyonik hem de kovalent bağ bulunmaktadır. Bu bağlar; seramiğe

stabilite, sertlik, sığağa ve kimyasal maddelere karşı direnç gibi özellikler sağlar. Aynı zamanda seramiğe kırılmalık kazandırırılar.

Seramik malzemesi, günümüz diş hekimliğinde estetik üstünlüğü ve mükemmel hijyen koşulları nedeniyle en sık tercih edilen restoratif malzemedir. Ancak seramik, düşük gerilme direnci nedeniyle kırılmal bir yapı sergilemektedir.

Dental seramiklerde kırılma, genellikle, çekme kuvveti ile olur. Bu kırılma, seramiğin içyapısındaki yüzey çatlaklarındaki gerilme birikimine bağılıdır. Mikroskobik yüzey defektleri yük altında ani kırılmaya ve kırığın ilerlemesine neden olur (Qualtrough ve ark. 1997).

Porselenin yapısındaki bu zayıflık, çeşitli güçlendirme tekniklerinin geliştirilmesini gerekli kılmıştır. Dayanıklılık ve direnç mekanizmaları mikro çatlakların oluşmasını ve ilerlemesini engellemek şeklinde düzenlenmiştir.

Porselendeki bu zayıflık güçlendirme tekniklerinin araştırılmasını ve geliştirilmesini zorunlu kılmıştır. Gelişmeler, mikro çatlakların oluşmasını ve ilerlemesini engellemek üzerine olmuştur. Günümüzde, porselenler, direncinin geliştirilmesiyle birlikte metal desteksiz olarak da kullanılmaya başlanmıştır (Zan 1999, Messer ve ark. 1991).

Dental seramiklerde dayanıklılığı etkileyen faktörler; preperasyon formu, destek diş dokusunun durumu, restorasyonun formu ve uyumu, materyalin mekaniksel özellikleri, siman özellikleri, okluzal temaslar nedeniyle oluşan stres dağılımı, materyalin kalınlığı, yapım tekniğı, ısısal hareketler nedeniyle biriken streslerdir (Ervüz ve ark. 2007).

Ağız ortamında yüksek kuvvetlere maruz kalan dental porselenlerin estetik kriterlerinden ödün vermeksizin, dayanıklılıklarının artırılmasına yönelik birçok yöntem geliştirilmiştir. Bunlar;

1. Kimyasal güçlendirme ( iyon değişimi)
2. Termal güçlendirme ( Isıl işlem uygulanması)
3. Camların kristalizasyonu
4. Daęılmayla güçlendirme (dispersiyon)
5. Dental seramiğin alt yapı ile güçlendirilmesi

A. Metal seramik sistemler

B. Tüm seramik sistemler

### **1.3. Metal-Seramik Restorasyonlar**

Günümüzde tam seramik veya zirkon alt yapılı restorasyonların kullanımı artmasına rağmen metal-seramik restorasyonlar da kullanılmaktadır. Metal-seramik restorasyonların ekonomik olmaları, biyouyumluluğu, çiğneme kuvvetlerine dayanıklı olmaları, kabul edilen marjinal ve internal açıklığa sahip olmaları kullanım sıklığını artırmaktadır (Zarone ve ark. 2011).

#### **1.3.1. Metal-Seramik Restorasyonların Avantajları**

1) Tutuculuklarının iyi olması nedeni ile sabit restorasyonlarda köprü ayağı ve hareketli bölümlü protezlere destek olan dişlere uygulanan restorasyonlarda kullanılabilirler.

2) Malpoze dişlerin oklüzal ilişkilerinin düzeltilmesi ve normal konumlarına kavuşturulmaları amacıyla kullanılırlar.

3) Üretimleri ve klinik uygulaması hekim ve hasta için kolaydır.

4) Kron içi ve kron dışı tutucuların kullanılabilmesine, daha estetik hareketli bölümlü protezler yapılabilmesine olanak sağlar.

5) Estetik materyal, metal alt yapı ile desteklendiğinden, yükleme sonucu oluşan kuvvetlere karşı yeterli dirence sahip olurlar.

6) Yeterli diş dokusu kaldırıldığında, hem ön bölge hem de arka bölgede yapılan restorasyonlarda yeterli estetik sağlanabilir (Tamac ve ark 2014).

### **1.3.2. Metal-Seramik Restorasyonların Dezavantajları**

1) Kron, diş eti oluğu içinde sonlandığından, diş eti ve diş arasındaki fizyolojik ilişki kurulmasına engel olurlar.

2) Pulpal testlerin yapılmasını engellerler.

3) Yeterli estetik sağlanması amacıyla, dişlerin vestibül ve ara yüzlerinden fazla madde kaldırılmasına neden olurlar.

4) Kron ve diş eti arasında uyum sağlanamazsa, mikro sızıntı ve çürük oluşabilir.

5) Anterior dişlerde kullanılan metalden gelen yansımayı önlemek için sürülen opak porselen, mat bir renk oluşturabilir. Bu sebeple istenen doğallık sağlanamayabilir (Tamac ve ark 2014).

### **1.3.3. Metal-Seramik Restorasyonların Kullanım Alanları**

1) Tek diş restorasyonlarda,

2) Köprü protezlerine destek olarak,

3) Kron içi ve kron dışı elemanların yerleştirilmesi amacıyla,

4) Okluzal kapanışın yeniden şekillendirilmesi gerektiğinde kullanılabilir (Tamac ve ark 2014).

#### **1.4. Sabit Protetik Restorasyonlarda Kullanılan Metal Alt Yapı Tasarım ve Üretim Yöntemleri**

##### **1.4.1. Kayıp Mum Tekniği**

Değerli ve değersiz metal alaşımlarından elde edilen alt yapıların hazırlanmasında yaygın olarak kullanılan kayıp mum tekniğinde; model üzerinde gerçekleştirilen mum modelaj, revetmana alınır. Ön ısıtma fırınında elde edilen negatif boşluğa, eriyik alaşım materyalinin santrifüjlü döküm apareyinde dökülmesi ile alt yapılar elde edilir (Höland ve ark. 1989).

##### **1.4.2.Eksiltme Yöntemi**

Günümüz diş hekimliğinde kullanılan CAD/CAM (Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacture) (Bilgisayar destekli tasarım/ Bilgisayar destekli üretim) tekniğinin prensibi, eksiltme yöntemine dayanmaktadır. Metal alt yapı, bilgisayarda hazırlanan tasarım, üretici firmalar tarafından hazırlanan bloklardan kazınarak elde edilir. Geleneksel yöntemle üretimi zor olan restorasyonlar hem daha hızlı hem de daha kolay elde edilir. Kazıma işleminde bloğun bir kısmı restorasyon dışında kaldığından malzeme sarfiyatına sebep olur (Van Noort ve ark. 2012).

### 1.4.3. Ekleme Yöntemi

1980’li yıllarda ürün geliştirme aşamalarında kullanılan prototip ve modellerin fabrikasyonunu sağlayan, Hızlı Prototipleme (Rapid Prototyping, RP) sistemlerinin geliştirilmesiyle birlikte “ilave üretim” kavramı ortaya çıkmıştır (Chua ve ark. 2010).

İlave üretim; ASTM (American Society for Testing and Materials) tarafından, üç boyutlu dijital modeller kullanılarak, materyalleri tabaka tabaka birleştirme işlemi olarak tanımlanır. Temel olarak, CAD programında hazırlanan üç boyutlu dijital veriler kesitlere ayrılır. Her bir kesit, üretim aşamasında bir diğerinin üzerine eklenerek üç boyutlu objenin fabrikasyonu gerçekleştirir. Bu işlemin en ilgi çekici yanı herhangi bir malzeme kaybı oluşmamasıdır (Van ve ark. 2012).

Hızlı prototipleme sistemleri; literatürde, Serbest Şekilli Fabrikasyon (Solid Freeform Fabrication, SFF) ve Katmanlı Üretim (Layered Manufacturing, LM) teknolojileri olarak da yer almaktadır. Endüstriyel sektörlerde kullanılmak üzere geliştirilen bu teknolojiler son yıllarda medikal alanlarda büyük ilgi toplamıştır (Wieneke ve ark. 2003).

Bu sistemlerle, önceleri, sadece plastik bazlı polimerler işlenebilirken, lazer sinterleme teknolojilerinde kaydedilen gelişmelerle birlikte polimerler dışında metal, seramik ve kompozit yapıdaki malzemelerin işlenebilirliği sağlanmıştır. Bu sayede, prototipleme olmadan, direkt olarak fonksiyonel parçaların üretimini gerçekleştirilebilmektedir (Mazzoli ve ark. 2013).

Lazer sinterleme, toz halindeki materyalin bir lazer kaynağı ile tabaka tabaka katılaştırarak üç boyutlu objelerin üretilmesini sağlayan bir hızlı prototipleme sistemidir. Sinterleme işlemi, toz partiküllerin bölgesel olarak eritilmesi (Seçici Lazer Sinterleme, SLS) veya tamamen eritilmesi (Seçici Lazer Ergitme, SLM) şeklinde gerçekleşmektedir (Kruth ve ark. 2005).

Son yıllarda SLS ve SLM teknolojileri, ilave CAD/CAM sistemleri olarak protetik diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmıştır (Uzun ve ark. 2008, Ersu ve ark. 2008, Yıldırım ve ark. 2003).

#### **1.4.3.1. Seçici Lazer Sinterleme**

Seçici lazer sinterleme; bilgisayar ortamında toz halindeki materyalin lazer yardımıyla eritilip, katman katman birleştirilmesi ve üç boyutlu objelerin elde edilmesi olarak tanımlanır (Levy ve ark. 2003).

Metal altyapılı sabit protezler ve hareketli protezlerin yapımında, metal blokların frezelenmesi hem çok zaman almakta hem de freze ekipmanlarının daha çabuk aşınmalarına neden olmaktadır. Günümüzde, lazer sinterleme teknolojileri ile CAD/CAM sistemlerde görülen bu tür sorunlar aşılabilmektedir. Ayrıca CAD/CAM sistemlerle istenilen netlikte şekillendirilemeyen internal geometrik detaylar, boşluk yapılar ve andırkat alanları daha iyi işlenebilmektedir. SLS makinesinde, toz halindeki materyal ince ve düzgün bir tabaka halinde yayılır ve sonrasında bu yüzey üzerinde CAD verileri doğrultusunda seçilen bölgelere bir ayna sistemi kullanılarak lazer ışını gönderilir. Lazer ışınının yüzeye çarpmasıyla birlikte açığa çıkan ısı toz partiküllerini bölgesel olarak eriterek birbirleriyle kaynaşmalarını sağlar. İşlem tamamlanınca tabanda bulunan platform, katman kalınlığı kadar aşağı iner ve yeni bir toz katmanı oluşturulur. Hedef parça üretilene kadar bu işlem devam eder. İşlem tamamlanınca, üretim tablasında bulunan artık tozlar bir vakum sistemi yardımıyla çekilir (Levy ve ark. 2003, Smichi ve ark. 2003).

SLS teknolojisi kullanılarak metal tozlarından direkt olarak fonksiyonel parça üretimi gerçekleştirilmesi; Direkt Metal Lazer Sinterleme (DMLS) olarak adlandırılmaktadır.

DMLS sistemlerinde, farklı erime derecelerine sahip metal tozlarının karışımı kullanılır. Düşük erime derecesine sahip olan metal alaşım bağlayıcı olarak görev

görür. Bu şekilde yüksek yoğunlukta ve üstün mekanik özelliklere sahip metal parça imalatı gerçekleştirilir. Kompleks yapıdaki metal komponentleri, kısa sürede hatasız olarak üretebilme imkanı sunan DMLS sistemleri dental uygulamalarda büyük ilgi görmüştür. 2005 yılından beri protetik diş tedavisinde metal altyapılı sabit ve hareketli protezlerin yapımında kullanılan DMLS sistemleri, üretimde kalite standardizasyonu sağlamaktadır (Kotila ve ark. 2007, [eos.info/dental, 2014] ).

#### 1.4.3.2. Seçici Lazer Ergitme

Seçici lazer ergitme, SLS temelli bir ilave üretim sistemidir. Çalışma prensibi, kullanılan lazer çeşitleri ve işlenebilen materyal çeşitleri itibariyle SLS sistemine çok benzemekle beraber kullanılan toz partiküllerinin birbirine bağlanma şekli ve kullanılan lazer ışının gücü bakımından farklılık göstermektedir. SLM sistemlerinde, partiküllerin tamamen erimesini sağlayan daha yüksek enerjili lazer sistemleri kullanılmaktadır. Teorik olarak, partiküllerin bütününde tamamen erime sağlandığı için SLM ile üretilen parçaların yoğunluğu daha yüksektir (Kruth ve ark. 2007, Kruth ve ark. 2005).

SLM teknolojisinin dental uygulamalarda kullanılmaya başlaması, DMLS sistemlerine göre daha sonra gerçekleşmiştir. İlk masaüstü SLM makinesi olan Realizer SLM-50 (Realizer, Borchon, Germany), 2009 yılında piyasaya sürülmüştür. Bu makineler, küçük boyutta ve kişiye özgü parçaların üretimini gerçekleştiren ticari işletmeler için geliştirilmiştir. Az zamanda çok sayıda parça imalatı gerçekleştirebilen bu makineler, kısa sürede dental laboratuvarların hedefi haline gelmiştir.

Hem DMLS hem de SLM sistemleri ile üretilen karmaşık yapıdaki metal komponentler, sinterleme işlemi sonrası oluşan ısıl gerilimler ve poröziteler parçanın büzülmesine, mekanik direncinin zayıflamasına, yüzey düzensizliklerine ve boyutsal değişikliklere neden olabilmektedir. Bu etkileri azaltmak için metal parçalar “son işleme” (post-processing) veya “post-sinterizasyon” olarak adlandırılan ikincil bir

işleme tabi tutulurlar. Genellikle ikincil bir fırınlama şeklinde termal (ısı tavlama) olarak uygulanan post-sinterizasyon işlemi metal parça üzerindeki termal gerilimleri azaltmakta, yapısal bütünlüğü ve mekanik özellikleri geliştirmektedir (Santos ve ark. 2006).

İlk lazer sinterleme makinelerinde CO<sub>2</sub> (Karbondiyoksit) ve Nd:YAG (Neodymium:Yttrium Aliminum Garnet) gibi standart lazer sistemleri kullanılmıştır. Gelişen teknoloji ile birlikte lazer odağının kalitesini geliştirilmiş, fiber ve disk lazerler gibi yeni nesil lazer sistemleri kullanılmaya başlanmıştır. Metal alaşımlarının sinterizasyonu, lazer ışınının yüzeye temas ettiği bölgede oksidasyonu engelleme amacıyla genellikle nitrojen veya argon gazı atmosferi altında gerçekleştirilir. Günümüzde DMLS ve SLM sistemleri ile paslanmaz çelik, nikel-krom, kobalt-krom, titanyum ve titanyum alaşımları gibi birçok metal alaşım işlenebilmektedir. Her katmanda sinterlenen metal tozun dışında kalan fazla toz sinterlenen kısma destek görevi görür, bu sayede ikincil bir destek ihtiyacı ortadan kalkar.

Protetik diş tedavisinde; lazer sinterleme teknolojileri kullanılarak hareketli bölümlü protez iskelet altyapıları, hassas tutuculu protezler, kron-köprü metal seramik restorasyon altyapılarının üretimi, implant destekli overdenture protezlerde dental barların yapımı, bireysel abutment ve implant üretimi gibi birçok protetik uygulama gerçekleştirilebilmektedir (Bibb ve ark. 2006, Williams ve ark. 2006, Wu ve ark. 2012, Leu ve ark. 2008, Traini ve ark. 2008).

Literatürde lazer sinterleme ile üretilen metal destekli seramik restorasyonların marjinal ve internal uyumunu inceleyen birçok çalışma bulunmaktadır. Oygüne ve ark. (2012), lazer sinterleme ile üretilen Co-Cr implant üstü üç üyeli metal altyapılarla döküm yoluyla elde edilen Co-Cr, Ni-Cr-Ti ve Pd Au implant üstü üç üyeli metal altyapıların marjinal uyumlarını karşılaştırmışlardır. Farklı siman çeşitlerini kullandıkları çalışmalarında tüm gruplarda lazer sinterleme ile üretilen metal altyapılarda daha düşük marjinal açıklık değerleri gözlenmiştir.

Harish ve ark. (2014); mum bloktan kazıma yöntemi ve DMLS yöntemi ile üretilen metal altyapıların marjinal ve internal uyumunu değerlendirdikleri in-vitro çalışmalarında, en düşük ortalama uyum değerlerinin, DMLS yöntemi ile üretilen restorasyonlarda gözlemlendiğini bildirmişlerdir.

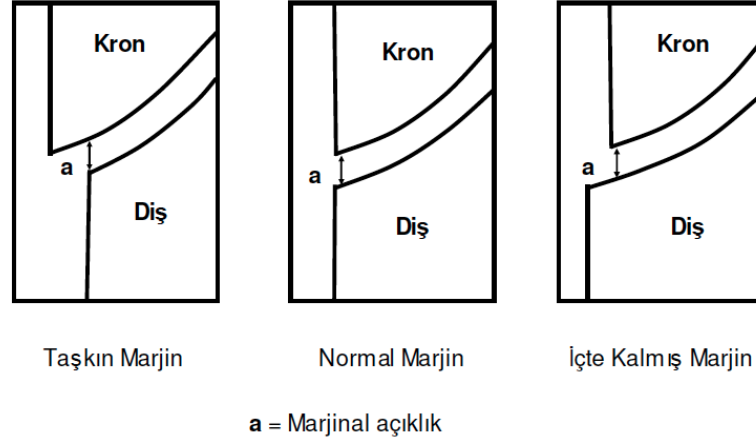
Örtrop ve ark. (2011) ın Cr-Co alt yapı kullanarak yapmış oldukları çalışmada; 3 üyeli restorasyonları 4 farklı yöntemle üretmişlerdir. Lazer sinter yöntemiyle üretilen kronların diğer yöntemlerle üretilen kronlara göre daha düşük marjinal açıklığa sahip olduklarını bildirmişleridir.

### **1.5. Marjinal Adaptasyon ve Mikro Sızıntı**

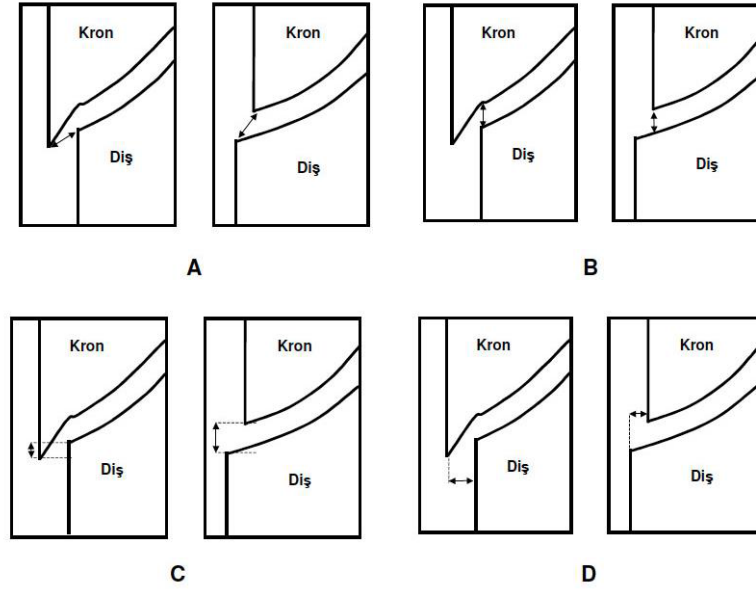
Sabit protetik tedavinin en önemli konulardan biri de marjinal ve internal uyumdur. Marjinal uyumsuzluk, plak birikimini ve ardından diş eti oluşu sıvısının akışını da arttırır. Oluşan mikro sızıntı sonucunda; sekonder çürük, endodontik inflamasyon ve periodontal hastalıkların geliştiği görülür. Restorasyon çalışmalarında yapılan en önemli başarısızlık marjinal uyumsuzluktur. Yapılan çalışmalarda, marjinal uyumsuzluk diş ile restorasyonun iç yüzeyi arasındaki boşluk olarak tanımlanmış ve uyumu iyi olarak kabul edilen bir kronta bile bir boşluğun bulunması gerektiği bildirilmiştir.

Marjinal açıklığın kabul edilebilir olması için gözle görülememesi ve sondla muayenede fark edilmemesi gerekmektedir. Marjinal adaptasyonu inceleyen çalışmalarda, kullanılan terimler ve ölçüm için belirlenen referans noktaları araştırmacılar arasında farklılık göstermektedir. Bu gibi farklılıkları önlemek için Holmes ve ark. (1989) çalışmalarında, restorasyon ve diş dokusu arasındaki birçok noktayı incelemiş ve kullanılan terimleri açıklamışlardır. Prepare edilen dişin uzun aksına paralel olarak ölçülen kenar mesafesi “dikey marjinal uyumsuzluk”, dişin uzun aksına dikey olarak ölçülen kenar mesafesi de “yatay marjinal uyumsuzluk” olarak isimlendirilmiştir. Dikey marjinal uyumsuzluk ile yatay marjinal uyumsuzluğun açısız olarak birleşimi ya da restorasyon kenarıyla dişin basamak

kenarı arasındaki direkt mesafe mutlak marjinal aralık olarak tanımlanmıştır. Ayrıca restorasyonların iç uyumlarının da aksiyal ve oklüzal uyum olarak iki bölümde incelenmesi gerektiği belirtilmiştir (Conrad ve ark. 2007, Holmes ve ark. 1989) (Şekil 1.1).



Şekil 1.1: Holmes ve arkadaşlarına göre marjinal açıklık ve marjinal kenar ilişkisi



Şekil 1.2. Marjinal açıklık sınıflandırılması

A) Mutlak marjinal açıklık

B) Marjinal açıklık

C) Vertikal Marjinal uyumsuzluk

## D) Horizontal Marjinal uyumsuzluk

McLean ve von Fraunhofer (1971) 5 yıllık klinik takip sonucu 1000 restorasyonun marjinal uyumlarını incelemişlerdir. Bu inceleme sonucunda klinik olarak kabul edilebilir maksimum marjinal açıklık değerinin 120  $\mu\text{m}$  olabileceğini, ayrıca 80  $\mu\text{m}$  ve daha az miktarda bir kenar açıklığının da klinik olarak tespit edilebilmesinin çok zor olduğunu belirtmişlerdir.

Marjinal uyum üzerine yapılan çalışmalarda Christensen ve ark. (1966), altın inleylerde dişeti marjinal açıklığını 39-119  $\mu\text{m}$  ve diş eti seviyesinden yukarıdaki marjinal açıklığı ise 2-51  $\mu\text{m}$  olarak kabul edilebilir bulmuşlardır. Byrne ve ark. (1986) ise yarı kıymetli metal alaşımların dökümünü inceledikleri çalışmalarında marjinal açıklığın 10  $\mu\text{m}$  ve daha altına indirilebileceğini belirtmişlerdir. Sonuç olarak bugüne kadar yapılan çalışmalarda marjinal açıklığın 100-150  $\mu\text{m}$  aralığında kabul edilebilir olduğunu belirlemişlerdir (Colpani ve ark. 2013, Fransson ve ark. 1985).

Günümüzde marjinal ve internal uyumun değerlendirilmesinde halen standart bir yöntem bulunamamıştır. Sabit bir restorasyonun başarısı için en önemli faktör marjinal uyumdur. Ancak marjinal uyumu ölçmek amaçlı geliştirilen yöntemler ampirik ve geçersizdir. Gözle inceleme, sondla kontrol ve radyolojik muayene ve herhangi bir sayısal değer içermeyen kalitatif yöntemlerdir. Bu değerlendirmeler subjektif değerler olduğundan, insan algı sınırları içindedir. Kantitatif değerlendirmeler ile sayısal bir sonuç ortaya konulabilir ve daha doğru kıyaslama yapılabilir.

Marjinal ve internal uyumu değerlendirmek için şimdiye kadar birçok yöntem kullanılmıştır:

1. Direkt day üzerinden ölçmek
2. Rezin replika tekniği
3. Siman aralığı-silikon replika tekniği

4. Ağırlık tekniği
5. Kesit alarak ölçüm tekniği
6. Üç boyutlu yüzey tarama cihazları kullanılarak yapılan ölçümler
7. Sond ile klinik muayene
8. Radyografik muayene

#### **1.5.1. Siman Aralığı-Silikon Replika Tekniği**

Molin ve Karlsson tarafından tanımlanan bu yöntem, restorasyonların marjin ve iç uyumlarının hem in vivo hem de in vitro ölçümünde kullanılır. Bu yöntemde; önce kronun içine akıcı kıvamda (light-body) silikon ölçü maddesi yerleştirilir. Kron, dişin veya dayın üzerine kuvvet uygulanarak yerleştirilir. Kron, diş ya da daydan ayrıldıktan sonra, akıcı kıvamlı silikonun üzerine, destek sağlaması için koyu kıvamlı (Heavy-body) silikon ölçü materyali ile restorasyon doldurulur.

Light-body silikon kalınlığı siman aralığını veya iç uyumu gösterir. Heavy-body ise prepare edilmiş dişi temsil eder. Elde edilen yapıdan bukko-lingual veya mezio-distal yönde dişin uzun aksına dik kesitler alınır. Alınan kesitlerden ölçüm yapılır. Mikroskop altında ölçüm yapılması oldukça kolaydır. Bu yöntemin dezavantajları; silikon materyalinin prepare edilen kron üzerine tam olarak oturmama ihtimali, silikon materyalinin büzülmesi, kronun kenar sonlanmalarının doğru şekilde tespit edilememesidir (Tamac 2014).

Çalışmalarda uygun silikon materyali kullanıldığında siman aralığının doğru bir şekilde tespit edilebileceği ve silikon kalınlığının ölçülebileceği belirtilmektedir (Laurent ve ark. 2007).

Çalışmamızın amacı; DMLS yöntemiyle farklı metal tozları kullanılarak üretilen farklı kalınlıklardaki metal seramik restorasyonların porselen işleminden önce ve

sonra marjinal açıklığının karşılaştırılmasıdır. Hipotezimiz ise üretimi yapılan metal seramik restorasyonların porselen işlemleri öncesi ve sonrası arasında restorasyonlarda marjinal bölgede büzülme meydana geleceğidir.



## 2.GEREÇ VE YÖNTEMLER

Lazer sinter ile üretilen metal-seramik restorasyonların marjinal uyumunu incelemek amacıyla yapılan çalışmamız; Afyonkarahisar Sağlık Bilimleri Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesinde, laboratuvar işlemleri Hisar Dental Özel Diş Laboratuvarında, analiz işlemleri Afyon Kocatepe Üniversitesi Teknoloji Uygulama ve Araştırma Merkezinde (TUAM) gerçekleştirilmiştir.

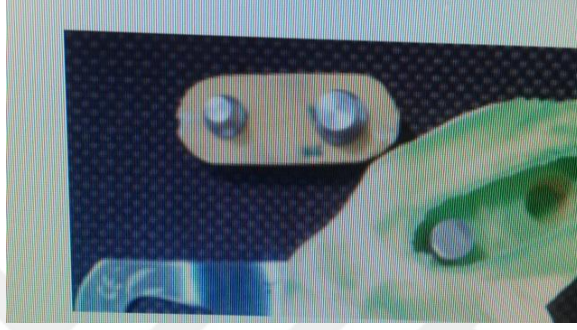
Çalışmamız aşağıda belirtilen 9 aşamada gerçekleştirildi.

|                                                                                   |
|-----------------------------------------------------------------------------------|
| 1-Metal güdüklerin üretilmesi                                                     |
| 2-Çalışma modellerinin elde edilmesi                                              |
| 3-Modellerin CAD programında taranması                                            |
| 4-Metal alt yapıların üretilmesi                                                  |
| 5-Metal alt yapılardan silikon replikalar elde edilmesi                           |
| 6-Metal alt yapı sonrası elde edilen silikon replikaların mikroskopta incelenmesi |
| 7-Metal alt yapılara porselen işlemlerinin uygulanması                            |
| 8-Porselen işlemleri sonrası silikon replikaların elde edilmesi                   |
| 9-Porselen sonrası elde edilen silikon replikaların mikroskopta incelenmesi       |
| 10-İstatistiksel analizin yapılması                                               |

**Tablo 2.1:** Yapılan çalışmanın akış planı

Çalışmada standardizasyonu sağlamak için, Frasaco-32 dental model kullanıldı. Modeller CAD programı (Dental Wings, Fransa, Series 7) yardımıyla taranarak

bilgisayar ortamına aktarıldı. İlk modelde sağ üst 1. premolar ve 2. molar dişler arası dört üyeli sabit restorasyon tasarlandı. İkinci modele ise; sağ üst 1. molar diş tek üyeli restorasyon yapılacak şekilde dayanak dişler bilgisayar ortamında tasarlandı. Dayanak dişler, 6° taper açısı olacak şekilde 1 mm derinliğinde chamfer basamağa sahip molar ve premolar dişlerini taklit edecek krom-kobalttan metal güdükler olarak hazırlandı (Şekil 2.1).



Şekil 2.1.Üretimi yapılan metal güdükler

Tasarlanan bölgelerdeki güdükler modellerden çıkarıldı ve modellerde hazırlanan boşluklara yerleştirildi.(Şekil 2.2)

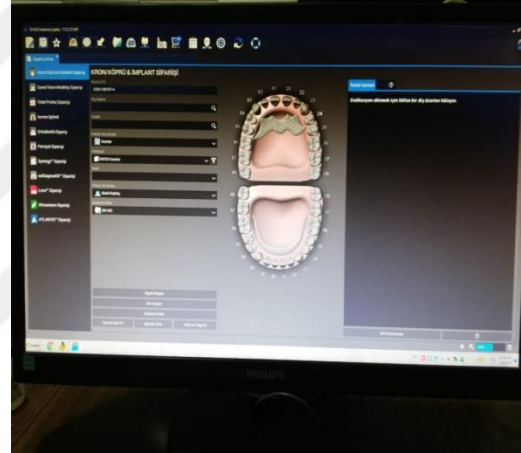


Şekil 2.2. Hazırlanan metal güdüklerle çalışma modellerinin elde edilmesi

Hazırlanan modeller ağız dışı tarayıcı yardımıyla (Dental Wings, Series 7,Fransa) dijital ortama aktarıldı. CAD programı (Dental Wings, Series 7,Fransa) yardımıyla metal alt yapıların tasarımı yapıldı (Şekil 2.3,4)



Şekil 2.3. Alt yapı tasarımının yapılması



Şekil 2.4. Kullanılan CAD/CAM cihazı ve programı

Siman kalınlığı 30  $\mu\text{m}$  olarak belirlendi. Metal alt yapı kalınlıkları 0,4 mm ve 0,5 mm olacak şekilde iki farklı kalınlıkta, 4 üye ve tek üye metal alt yapılar üretildi. Metal alt yapılar BEGO metal tozu (Co:61.8-65.8, Cr:23.7-25.7, Mo:4.6-5.6, W:4.9-5.9, Si:0.8-1.2, Fe:0.5, Mn:0.1 ) (Bego Cobalt Chrome SP2; EOS GmbH, Germany) ve METO metal tozu (Cr:26-28, W:8.0-9.0, Si:1.30-1.50, Co:64,7-61,5) (Meto dental ,Ankara ,Turkey) kullanılarak üretildi (Şekil 2.5.).



Şekil 2.5. Kullanılan BEGO ve METO metal tozlar

Çalışmamızda 8 grup belirlendi. Grup isimleri kullanılan parametrelerin ilk harfleri verilerek oluşturuldu.

**BT5:** BEGO metal tozu Tek üyeli restorasyon 0,5 mm kalınlıkta

**BT4:** BEGO metal tozu Tek üyeli restorasyon 0,4 mm kalınlıkta

**BD5:** BEGO metal tozu Dört üyeli restorasyon 0,5 mm kalınlıkta

**BD4:** BEGO metal tozu Dört üyeli restorasyon 0,4 mm kalınlıkta

**MT5:** METO metal tozu Tek üyeli restorasyon 0,5 mm kalınlıkta

**MT4:** METO metal tozu Tek üyeli restorasyon 0,4 mm kalınlıkta

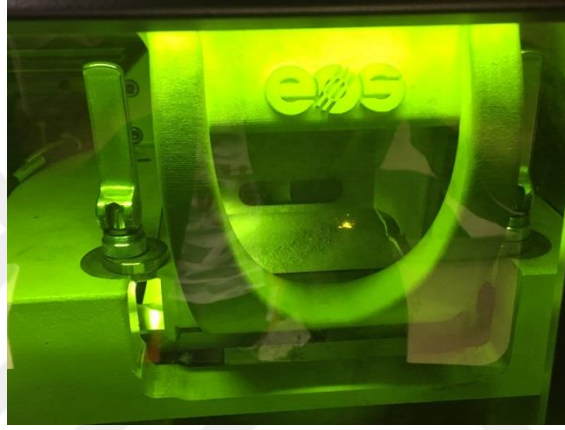
**MD5:** METO metal tozu Dört üyeli restorasyon 0,5 mm kalınlıkta

**MD4:** METO metal tozu Dört üyeli restorasyon 0,4 mm kalınlıkta

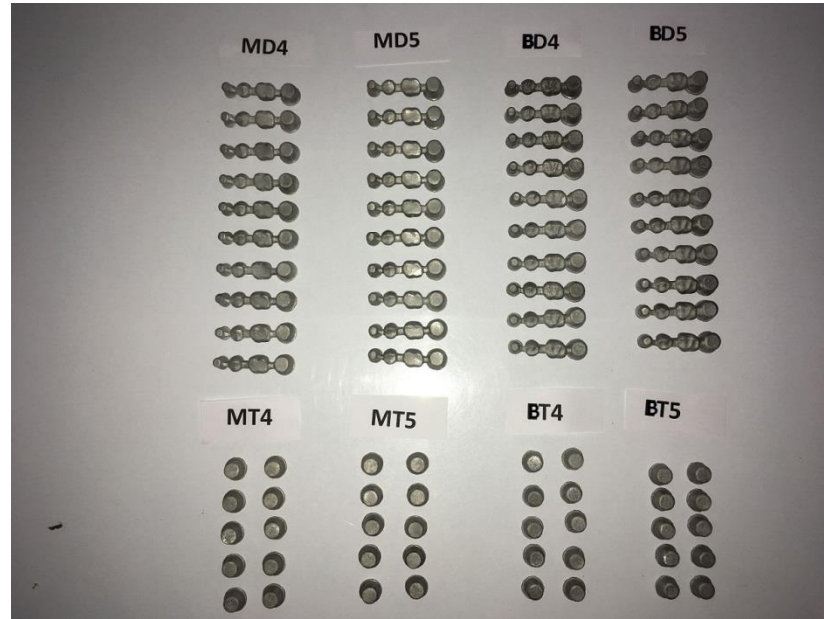
Çalışmamızda EOS firmasına ait EOS M100 lazer sinter cihazı kullanıldı. 1,7 kW güç 900-1200 nm dalga boyu 20-200 mm/sn hareket hızına sahip olan Yb- fiber lazer kullanıldı (Şekil 2.6). Metal alt yapılar, üretici talimatları doğrultusunda üretildi (Şekil 2.8). Üretimi tamamlanan örnekler üretici firmanın önerileri doğrultusunda 750 °C de 45 dk olacak şekilde toplam 3 saat sinterlendi (Şekil 2.6).



Şekil 2.6. Çalışmamızda kullanılan lazer ve sinter cihazı



Şekil 2.7. Örneklerin lazer sinter cihazında üretilmesi



Şekil 2.8. Üretimi tamamlanmış metal alt yapılar

Üretimi gerçekleştirilen metal alt yapılar model üzerinde kontrol edildi (Şekil 2.9). Metal alt yapıların iç bölgesinden herhangi bir aşındırma yapılmadı.



Şekil 2.9. Metal alt yapıların model üzerinde kontrol edilmesi

Metal alt yapıların üretimi tamamlandıktan sonra modellerde ve metal alt yapıların üzerinde bulunan eklentiler, buhar ve kumlama cihazı yardımıyla temizlendi. Silikon replikalar için ilk adımda akışkan kıvamlı polivinil siloksan (Variotime light flow type 3, Kulzer GmbH, Germany) ölçü malzemesi kullanıldı. Metal alt yapıların iç bölgelerine akışkan kıvamdaki polivinil siloksan ölçü maddesi uygulandı. Daha sonra metal alt yapılar model üzerine yerleştirildi. Parmak basıncı ile 3 dk süre ile ölçü maddesinin sertleşmesi beklenildi (Şekil 2.10-2.11) (Kim KB 2013, Tamac 2014, Xu D 2014).



Şekil 2.10. Silikon replikaların elde edilmesi sırasında akışkan kıvamlı silikon ile ölçü alınması (dört üyeli örnekler)

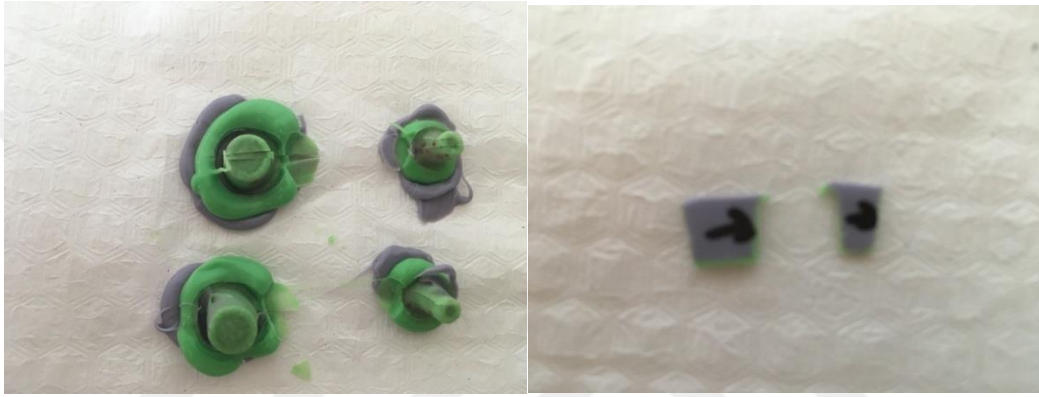


Şekil 2.11. Silikon replikaların elde edilmesi sırasında akışkan kıvamlı silikon ile ölçü alınması (tek üyeli örnekler)

Ölçü malzemesi sertleştikten sonra metal alt yapılar modelden uzaklaştırıldı. Lazer sinterle üretilen tüm metal örnekler aynı işlemlere tabi tutuldu. Bütün örneklerden silikon replikalar elde edildikten sonra modelden çıkarılan metal alt yapıların içerisine koyu kıvamlı polivinil siloksan (Variotime Heavy Tray, Dynamix Refill, Type 1, Germany) ölçü maddesi uygulandı. Modeller oklüzal düzlem yere paralel olacak şekilde tabla üzerine yerleştirildi (Şekil 2.12). Ölçü malzemesi sertleştikten sonra metal alt yapılardan silikon replikalar uzaklaştırıldı. Elde edilen örneklerden, mezio-distal yönde orta hatlarından ince kesitler alındı. Alınan kesitlere mezial yönü belirtmek amacıyla işaretleme yapıldı (Şekil 2.13). Elde edilen tüm silikon replikalar meydana gelecek boyutsal değişimi en aza indirmek için inceleme işleminden 1 saat önce hazır hale getirildi.

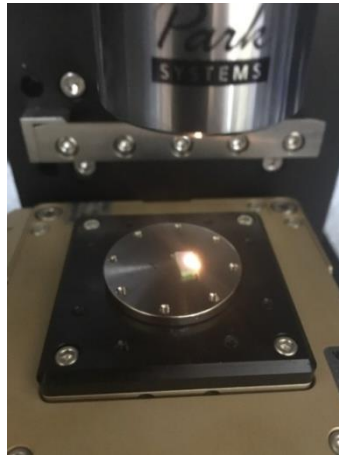


Şekil 2.12. Koyu kıvamlı silikon malzemesi uygulanması sonrası

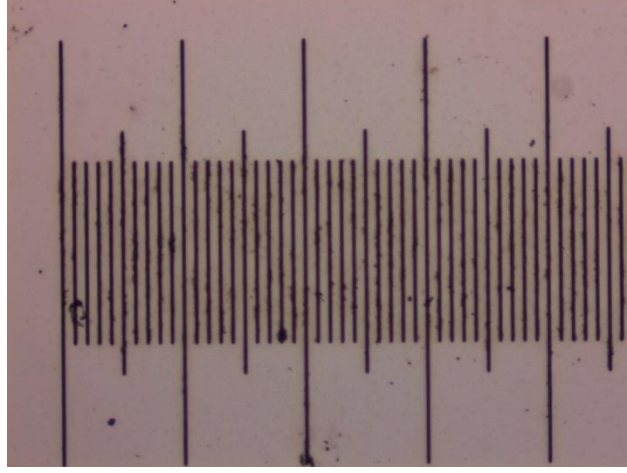


Şekil 2.13. Örneklerden kesit alınması

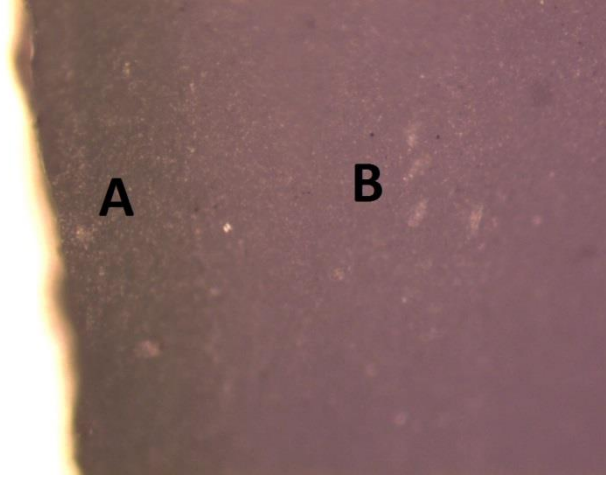
Alınan kesitler Afyon Kocatepe Üniversitesi Teknoloji Uygulama ve Araştırma Merkezinde (TUAM) stereomikroskop altında 100X büyütmede incelendi (Şekil 2.14). Marjinal açıklık miktarı mikron cetveli yardımıyla ölçüldü (Şekil 2.15-2.16).



Şekil 2.14. Örneklerin streomikroskopla incelenmesi



Şekil 2.15. Mikron cetveli



Şekil 2.16. Örneklerin mikroskop görüntüleri

A: Akışkan kıvamlı ölçü malzemesi (Light body)

B: Koyu kıvamlı ölçü malzemesi (Heavy body)

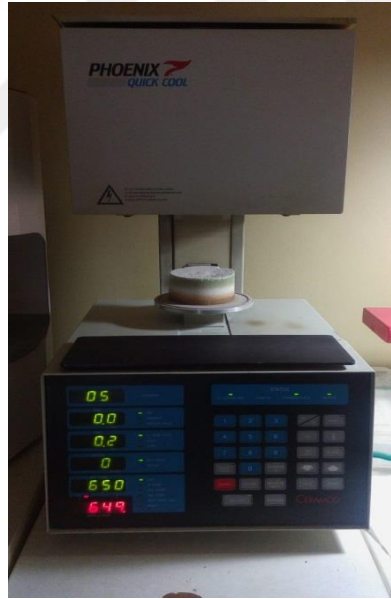
Her örnekten mezial, okluzal ve distal bölgelerden 7'şer ölçüm olmak üzere her örnekten 21, toplam 2520 ölçüm yapıldı. Veriler bilgisayar ortamına kaydedildi.

Ölçümleri tamamlanan metal alt yapılar, porselen üst yapı uygulanması için tekrar laboratuara gönderildi. Metal alt yapılar ve model kumlama cihazı ve buhar makinesi yardımıyla temizlendi (Bego Easyblast, Germany) (Şekil 2.17).



Şekil 2.17. Kumlama makinesi

Porselen üst yapı uygulama işlemleri üretici firma talimatları doğrultusunda porselen fırınında yapıldı (Phoenix Quick Cool, Dentsply, USA) (Şekil 2.18).



Şekil 2.18. Porselen fırını

Porselen üst yapı uygulama işlemlerinde; opak, mine, dentin porseleni ve glaze (Noritake EX-3, Kuraray, Japan) aynı teknisyen tarafından yapılarak işlemler standardize edilmeye çalışıldı. Porselen işlemleri 7 fırınlama aşamasında yapıldı:

1.Oksit aşaması: 975 °C 11 dk uygulandı (Şekil 2.19).

2.Wash aşaması: 950 °C 12 dk uygulandı (Şekil 2.19).



Şekil 2.19. Oksit aşaması- Wash aşaması

3. 1.Opak aşaması: 950 °C 12 dk uygulandı (Şekil 2.20).

4.2.Opak aşaması: 950 °C 12 dk uygulandı (Şekil 2.20).



Şekil 2.20. Metal üzerine uygulanan opak ve opak uygulanmış örnekler

5. Dentin aşaması: 930 °C 17 dk uygulandı (Şekil 2.21-2.22).



Şekil 2.21. Porselen tozu ve likiti



Şekil 2.22. Dentin aşaması

6. Mine dentini ilavesi: 920 °C 17 dk uygulandı (Şekil 2.23).



Şekil 2.23. Mine dentini aşaması

7. Glaze: 920 °C 14 dk uygulandı .

İlk 6 aşama vakumlu fırında, glaze aşaması vakumsuz fırında uygulandı. Laboratuvarıda uygulanan porselen üst yapı uygulama işlemlerinden sonra tüm örnekler modeller üzerinde kontrol edildi. Tüm örneklerin üzerindeki eklentiler kumlama ve buhar makinesi kullanılarak temizlendi.

Porselen üst yapı uygulama işlemleri tamamlanan örneklere, metal alt yapıya uygulanan siman aralığı-silikon replika tekniği işlemleri tekrar aynı şekilde uygulandı. Örnekler streomikroskop altında incelendi. Elde edilen sayısal veriler bilgisayar ortamına aktarılarak kaydedildi.



### 3.İSTATİSTİKSEL ANALİZ

Bu çalışmada elde edilen verilerin istatistiksel analizi SPSS 20.0 programı ile değerlendirildi. Silikon replikaların iki parçaya bölünmesi sonucunda yapılan ölçümlerin ortalama değerleri mezial, okluzal ve distal olmak üzere ayrı ayrı hesaplandı.

Verilerin dağılımının homojenitesini belirlemek için Kolmogorov-Smirnov ve Shapiro-Wilk testlerinden yararlandı. Veriler homojen dağılım göstermediğinden istatistiksel analiz için non-parametrik testler kullanıldı. Gruplar arası karşılaştırmalarda Kruskal Wallis testi uygulandı. Gruplar arası fark elde edildiğinde; farklılığı yaratan grup ya da grupların belirlenmesinde Bonferroni düzeltmeli Dunn testinden yararlandı. Aynı grupta alt yapı ve üst yapı sonrasında oluşan değişimleri belirlemek için Wilcoxon testi uygulandı.  $p<0.05$  düzeyi istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

## 4.BULGULAR

### 4.1- Alt Yapı (a) Sonrası Değerlendirmelerden Elde Edilen Sonuçlar Karşılaştırıldığında; (Tablo 4.1)

#### a) Tek üyeli restorasyonlar

Tek üyeli tüm grupların **mezial yüzeylerinde** gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı sonuçlar elde edildi ( $p=0,00$ ). Tek üyeli restorasyonların mezial yüzeylerinde en büyük değer BT4 grubunda ( $97,57 \pm 2,488 \mu\text{m}$ ) en düşük değer ise BT5 ( $68,21 \pm 3,466 \mu\text{m}$ ) grubunda bulundu. Tek üyeli restorasyonların mezial yüzeylerinde 0,4 mm kalınlıkta 0,5 mm kalınlığa göre daha yüksek değerler elde edildi.

Tek üyeli grupların **distal yüzeylerinden** elde edilen sonuçlarda gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulundu ( $p=0,046$ ). Distal bölgede en yüksek değer MT5 grubunda ( $91,29 \pm 3,349 \mu\text{m}$ ) en düşük değer ise BT5 grubunda ( $75,17 \pm 2,293 \mu\text{m}$ ) bulundu.

Tek üyeli grupların **okluzal yüzeylerinden** elde edilen sonuçlarda gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı sonuçlar elde edildi ( $p=0,00$ ). Tek üyeli grupların okluzal bölgesinde en yüksek değer MT5 grubunda ( $376,57 \pm 8,360 \mu\text{m}$ ) en düşük değer ise BT5 grubunda ( $240,11 \pm 8,048 \mu\text{m}$ ) bulundu.

#### b) Dört üyeli restorasyonlar

Dört üyeli grupların **mezial yüzeyleri** değerlendirildiğinde, molar dişlerden elde edilen sonuçlar ( $p=0,00$ ) anlamlıyken, premolar dişlerden elde edilen sonuçlar ( $p=0,126$ ) istatistiksel olarak anlamsız olarak bulundu. Molar ve premolar dişlerin mezial yüzleri değerlendirildiğinde, en yüksek değer sırasıyla ( $131,64 \pm 3,851 \mu\text{m}$ ), ( $111,57 \pm 3,279 \mu\text{m}$ ) olarak BD5 grubunda bulundu. Molar gruplarda en düşük değer ise MD5 grubunda ( $100,79 \pm 5,330 \mu\text{m}$ ) iken premolar gruplarda ise BD4 grubunda ( $100,00 \pm 4,758 \mu\text{m}$ ) olarak bulundu.

Dört üyeli grupların **distal yüzeyleri** hem premolar hem molar dişlerde gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ( $p=0,00$ ) ( $p=0,016$ ). Molar dişlerin mezial yüzeylerinde en yüksek değer BD5 grubunda ( $111,43\pm5,914$   $\mu\text{m}$ ) en düşük değer ise MD5 grubunda ( $75,07\pm5,254$   $\mu\text{m}$ ) elde edildi. BEGO kumundaki değerler METO kumuna göre sayısal olarak daha yüksek bulundu. Premolar dişlerden elde edilen sonuçlar değerlendirildiğinde en yüksek değer BD5 grubunda ( $115,57\pm3,015$   $\mu\text{m}$ ) en düşük değer ise MD5 grubunda ( $110,43\pm3,727$   $\mu\text{m}$ ) bulundu.

Dört üyeli grupların **okluzal yüzeyleri** değerlendirildiğinde molar ve premolar dişlerde gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı sonuçlar bulundu ( $p=0,00$ ) ( $p=0,00$ ). Molar dişler değerlendirildiğinde en yüksek değer BD4 grubunda ( $314,14\pm6,813$   $\mu\text{m}$ ) en düşük değer ise BD5 grubunda ( $248,79\pm6,241$   $\mu\text{m}$ ) bulundu. Premolar dişlerin okluzal yüzeyleri değerlendirildiğinde en yüksek sonuç BD4 grubunda ( $241,21\pm4,492$   $\mu\text{m}$ ) en düşük sonuç BD5 gurubunda ( $174,71\pm7,760$   $\mu\text{m}$ ) bulundu.

Porselen üst yapı işlemleri öncesinde dört üyeli gruplardan elde edilen sonuçlarda tüm gruplarda premolar örneklerin mezial bölgeleri, distal bölgelerine oranla sayısal olarak daha düşük değer bulunmuştur. Dört üyeli grupların molar örneklerin tüm gruplarında mezial bölgeden elde edilen sonuçlar, distal bölgeden daha yüksek bulunmuştur.

**Tablo 4.1:** Gruplara göre elde edilen alt yapı (ÖNCE) uyum değerlerinin ortalama, standart sapma değerlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılması. ( $p<0.05$  için anlamlıdır.)

| Ölçüm Bölgesi | Gruplar | Ortalama ( $\mu\text{m}$ )<br>$\pm$ Standart Sapma (alt yapı) | P    |
|---------------|---------|---------------------------------------------------------------|------|
| mtM           | BT4     | 97,57 $\pm$ 2,488                                             | ,000 |
|               | BT5     | 68,21 $\pm$ 3,466                                             |      |
|               | MT4     | 85,19 $\pm$ 2,989                                             |      |
|               | MT5     | 79,86 $\pm$ 3,766                                             |      |

|            |     |               |             |
|------------|-----|---------------|-------------|
| <b>mdM</b> | BD4 | 117,29±4,654  | <b>,000</b> |
|            | BD5 | 131,64±3,851  |             |
|            | MD4 | 115,75±2,866  |             |
|            | MD5 | 100,79±5,330  |             |
| <b>pdM</b> | BD4 | 100,00±4,758  | <b>,126</b> |
|            | BD5 | 111,57±3,279  |             |
|            | MD4 | 103,78±1,869  |             |
|            | MD5 | 104,29±2,507  |             |
| <b>mtD</b> | BT4 | 83,43±2,521   | <b>,046</b> |
|            | BT5 | 75,17±2,293   |             |
|            | MT4 | 82,65±3,999   |             |
|            | MT5 | 91,29±3,349   |             |
| <b>mdD</b> | BD4 | 107,29±6,812  | <b>,000</b> |
|            | BD5 | 111,43±5,914  |             |
|            | MD4 | 102,00±3,058  |             |
|            | MD5 | 75,07±5,254   |             |
| <b>pdD</b> | BD4 | 112,79±2,133  | <b>,016</b> |
|            | BD5 | 115,57±3,015  |             |
|            | MD4 | 115,05±2,633  |             |
|            | MD5 | 110,43±3,727  |             |
| <b>mtO</b> | BT4 | 311,29±10,539 | <b>,000</b> |
|            | BT5 | 240,11±8,048  |             |
|            | MT4 | 300,87±5,960  |             |
|            | MT5 | 376,57±8,360  |             |
| <b>mdO</b> | BD4 | 314,14±6,813  | <b>,000</b> |
|            | BD5 | 248,79±6,241  |             |
|            | MD4 | 257,91±4,007  |             |
|            | MD5 | 254,57±7,547  |             |
| <b>pdO</b> | BD4 | 241,21±4,492  | <b>,000</b> |
|            | BD5 | 174,71±7,760  |             |
|            | MD4 | 191,88±8,121  |             |
|            | MD5 | 191,14±6,863  |             |

(M: Mesial, D: Distal, O: Oklüzal , mt: Tek üyeli restorasyonda molar, md: Dört üyeli restorasyonda molar, pd: Dört üyeli restorasyonda premolar.)

#### 4.2-Porselen İşlemleri Uygulandıktan Sonra Yapılan Değerlendirmelerden Elde Edilen Sonuçlar Karşılaştırıldığında; (Tablo 4.2)

##### a) Tek üyeli restorasyonlar

Tek üyeli grupların **mezial yüzeylerinde** gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı sonuçlar bulundu ( $p=0,00$ ) . Mezial bölgede en yüksek değer BT4 grubunda ( $96,64\pm2,132 \mu\text{m}$ ) en düşük değer ise BT5 grubunda ( $65,50\pm1,938 \mu\text{m}$ ) bulundu.

Tek üyeli grupları **distal yüzeylerinde** gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı sonuçlar bulundu ( $p=0,00$ ). Distal bölgelerinde en düşük değer MT4 grubunda ( $73,32\pm2,426 \mu\text{m}$ ) en yüksek değer BT4 grubunda ( $79,71\pm2,916 \mu\text{m}$ ) bulundu.

Tek üyeli grupların **okluzal yüzeylerinde** gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ( $p=0,00$ ). En yüksek değer MT5 grubunda ( $479,14\pm5,564 \mu\text{m}$ ) en düşük değer BT5 grubunda ( $315,79\pm6,248 \mu\text{m}$ ) bulundu.

#### **b) Dört üyeli restorasyonlar**

Dört üyeli grupların **mezial yüzeylerinde** gruplar arasında molar dişler kıyaslandığında istatistiksel olarak gruplar arasında anlamlı sonuçlar bulundu ( $p=0,00$ ). Premolar dişler karşılaştırıldığında ise istatistiksel olarak anlamsız bulundu ( $p=0,153$ ). Molar dişlerin mezial yüzeylerinde en yüksek değer BD5 grubunda ( $139,07\pm3,167 \mu\text{m}$ ), en düşük değer BD4 grubunda ( $115,79\pm4,024 \mu\text{m}$ ) bulundu. Premolar dişlerin mezial yüzeylerinde ise en yüksek değer BD4 grubunda ( $84,36\pm2,428 \mu\text{m}$ ) en düşük değer MD5 grubunda ( $71,07\pm3,715 \mu\text{m}$ ) bulundu. 0,5 mm kalınlık olan gruplar 0,4 mm olan gruplarda göre sayısal olarak daha düşük değer bulundu.

Dört üyeli grupların **distal bölgelerinde** hem premolar dişlerde hem de molar dişlerden elde edilen sonuçlara göre gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ( $p=0,00$ ) ( $p=0,00$ ). Molar dişlerde en yüksek değer BD4 grubunda ( $95,93\pm4,642 \mu\text{m}$ ), en düşük değer ise BD5 grubunda ( $70,00\pm4,099 \mu\text{m}$ ) bulundu. 0,4 mm kalınlıkta olanlar sayısal olarak 0,5 mm kalınlığa göre daha düşük değer bulundu. Premolar dişlerde en yüksek değer MD5 grubunda ( $142,50\pm4,709 \mu\text{m}$ ) en düşük değer ise BD5 grubunda ( $119,79\pm2,595 \mu\text{m}$ ) bulundu.

Dört üyeli grupların **okluzal yüzeylerinde** hem molar hem premolar dişlerde gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu ( $p=0,00$ ) ( $p=0,00$ ).

Molar dişlerde en yüksek değer BD5 grubunda ( $306,50 \pm 8,475 \mu\text{m}$ ) en düşük değer MD5 grubunda ( $240,21 \pm 12,186 \mu\text{m}$ ) bulundu. Premolar dişlerde en yüksek değer BD4 grubunda ( $276,07 \pm 4,331 \mu\text{m}$ ) en düşük değer MD5 grubunda ( $149,71 \pm 11,530 \mu\text{m}$ ) bulundu. 0,4 mm kalınlık 0,5 mm kalınlığa göre daha yüksek sayısal değerler bulundu.

Porselen üst yapı işlemleri sonrasında dört üyeli gruplarda premolar dişlerde tüm gruplarda mezial bölgedeki değerler distal bölgedeki değerlere göre sayısal olarak daha düşük sonuçlar bulundu. Molar dişlerde ise tüm gruplarda distal bölgeden elde edilen değerler mezial bölgeden elde edilen değerlerden sayısal olarak daha düşük bulundu.

**Tablo 4.2:** Gruplara göre elde edilen üst yapı (SONRA) uyum değerlerinin ortalama, standart sapma değerlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılması. ( $p < 0.05$  için anlamlıdır.)

| Ölçüm Bölgesi | Gruplar | Ortalama ( $\mu\text{m}$ )<br>$\pm$ Standart Sapma (üst yapı) | <i>p</i> |
|---------------|---------|---------------------------------------------------------------|----------|
| mtM           | BT4     | $96,64 \pm 2,132$                                             | ,000     |
|               | BT5     | $65,50 \pm 1,938$                                             |          |
|               | MT4     | $81,45 \pm 2,635$                                             |          |
|               | MT5     | $84,43 \pm 3,475$                                             |          |
| mdM           | BD4     | $115,79 \pm 4,024$                                            | ,000     |
|               | BD5     | $139,07 \pm 3,167$                                            |          |
|               | MD4     | $127,37 \pm 3,783$                                            |          |
|               | MD5     | $118,36 \pm 4,438$                                            |          |
| pdM           | BD4     | $84,36 \pm 2,428$                                             | ,153     |
|               | BD5     | $73,71 \pm 2,366$                                             |          |
|               | MD4     | $76,43 \pm 2,224$                                             |          |
|               | MD5     | $71,07 \pm 3,715$                                             |          |
| mtD           | BT4     | $79,71 \pm 2,916$                                             | ,000     |
|               | BT5     | $74,21 \pm 1,401$                                             |          |
|               | MT4     | $73,32 \pm 2,426$                                             |          |
|               | MT5     | $78,36 \pm 3,330$                                             |          |
| mdD           | BD4     | $95,93 \pm 4,642$                                             | ,000     |
|               | BD5     | $70,00 \pm 4,099$                                             |          |
|               | MD4     | $89,52 \pm 3,917$                                             |          |
|               | MD5     | $83,57 \pm 4,729$                                             |          |

|     |     |               |      |
|-----|-----|---------------|------|
| pdD | BD4 | 140,71±3,392  | ,000 |
|     | BD5 | 119,79±2,595  |      |
|     | MD4 | 132,77±2,279  |      |
|     | MD5 | 142,50±4,709  |      |
| mtO | BT4 | 419,79±6,785  | ,000 |
|     | BT5 | 315,79±6,248  |      |
|     | MT4 | 372,96±9,022  |      |
|     | MT5 | 479,14±5,564  |      |
| mdO | BD4 | 300,21±9,708  | ,000 |
|     | BD5 | 306,50±8,475  |      |
|     | MD4 | 301,63±6,585  |      |
|     | MD5 | 240,21±12,186 |      |
| pdO | BD4 | 276,07±4,331  | ,000 |
|     | BD5 | 196,36±5,395  |      |
|     | MD4 | 221,07±5,612  |      |
|     | MD5 | 149,71±11,530 |      |

(M: Mesial, D: Distal, O: Oklüzal , mt: Tek üyeli restorasyonda molar, md: Dört üyeli restorasyonda molar, pd: Dört üyeli restorasyonda premolar.)

#### 4.3-Gruplar Arası Karşılaştırma (Tablo 4.3)

Tek üyeli grupların mezial bölgelerinin gruplar arası karşılaştırması yapıldığında BT4-MT4 grupları ve BT5-MT5 gruplarındaki değerler alt yapıda istatistiksel olarak anlamsız bulunurken üst yapıda anlamlı; BT5-BT4 grupları ve MT5-BT4 gruplarındaki hem alt hem üst yapıdaki değerler istatistiksel olarak anlamlı; MT4-BT5 grupları ve MT4-MT5 gruplarındaki değerler alt yapıda istatistiksel olarak anlamlıyken üst yapıda anlamsız olarak bulunmuştur.

Dört üyeli grupların molar dişlerin mezial yüzeylerinden elde edilen sonuçların gruplar arası karşılaştırılması yapıldığında BD5-MD4 grupları, MD5-BD5 grupları, MD5-BD4 gruplarındaki değerler istatistiksel olarak alt yapıda anlamsızken üst yapıda anlamlı; MD4-MD5 grupları arasındaki değerler istatistiksel olarak alt yapıda anlamlı üst yapıda anlamsız; MD4-BD4 grupları arasındaki değerler hem alt yapı hem üst yapıda istatistiksel olarak anlamlı; BD5-BD4 grupları arasındaki değerler istatistiksel olarak hem alt yapı hem üst yapıda anlamsız bulunmuştur.

Dört üyeli grupların premolar dişlerin mezial yüzeylerinden elde edilen sonuçlar gruplar arasında karşılaştırıldığında BD5-BD4 grupları arasındaki değerler hem alt yapı hem de üst yapıda istatistiksel olarak anlamsız; BD5-MD4 grupları, BD4-MD4 gruplarındaki değerler alt yapıda istatistiksel olarak anlamsızken üst yapıda anlamlı; BD5-MD5 grupları, BD4-MD5 gruplarındaki değerler istatistiksel olarak hem alt yapıda hem de üst yapıda anlamlı; MD4-MD5 grupları arasındaki değerler istatistiksel olarak alt yapıda anlamlıyken üst yapıda anlamsız bulunmuştur.

Tek üyeli grupların distal bölgelerinin gruplar arası karşılaştırılması yapıldığında BT4-BT5 grupları, MT5-BT5 grupları, BT5-MT4 gruplarındaki değerler alt yapıda istatistiksel olarak anlamsızken üst yapıda istatistiksel olarak anlamlı; BT4-MT5 grupları ve MT5-MT4 gruplarındaki değerler hem alt yapıda hem de üst yapıda istatistiksel olarak anlamsız; MT4-BT4 grupları arasındaki değerler istatistiksel olarak alt yapıda anlamlı iken üst yapıda anlamsız olarak bulunmuştur.

Dört üyeli grupların molar dişlerin distal yüzeylerinden elde edilen sonuçlar gruplar arası karşılaştırıldığında MD4-BD4 grupları ve MD4-BD4 grupları arasındaki değerler istatistiksel olarak hem alt yapıda hem de üst yapıda anlamlı; MD4-MD5 grupları arasındaki değerler istatistiksel olarak alt yapıda anlamlıyken üst yapıda anlamsız; BD4-MD5 grupları ve BD4-BD5 gruplarındaki değerler istatistiksel olarak alt yapıda anlamsızken üst yapıda anlamlı; MD5-BD5 grupları arasındaki değerler hem alt yapıda hem de üst yapıda istatistiksel olarak anlamsızdır.

Dört üyeli grupların premolar dişlerin distal yüzeylerinden elde edilen sonuçlar gruplar arası karşılaştırıldığında MD4-BD4 grupları, MD4-BD5 grupları, BD4-MD5 gruplarındaki değerler hem alt yapı hem de üst yapıda istatistiksel olarak anlamlı; MD4-MD5 grupları ve BD4-BD5 gruplarındaki değerler istatistiksel olarak alt yapıda anlamlıyken üst yapıda anlamsız; MD5-BD5 grupları arasındaki değerler istatistiksel olarak alt yapıda anlamsızken üst yapıda anlamlı bulunmuştur.

Tek üyeli grupların okluzal yüzeyleri gruplar arası karşılaştırılması yapıldığında BT4-MT5 grupları, MT4-BT4 grupları, MT5-BT5 grupları, BT5-MT4 grupları

arasında hem alt yapı hem de üst yapıda istatistiksel olarak anlamlı; BT4-BT5 grupları arasındaki değerler istatistiksel olarak alt yapıda anlamsızken üst yapıda anlamlı; MT5-MT4 gruplarındaki değerler istatistiksel olarak alt yapıda anlamlıyken üst yapıda anlamsız bulunmuştur.

Dört üyeli grupların molar dişlerin okluzal yüzeylerinden elde edilen sonuçlar gruplar arası değerlendirildiğinde BD5-BD4 grupları, BD5-MD4 grupları, BD5-MD5 grupları, BD4-MD4 grupları, MD4-MD5 gruplarındaki değerler istatistiksel olarak alt yapıda anlamsızken üst yapıda anlamlı; BD4-MD5 gruplarındaki değerler istatistiksel olarak hem alt yapıda hem de üst yapıda anlamsız bulunmuştur.

Dört üyeli grupların premolar dişlerinin okluzal yüzeylerinden elde edilen sonuçlar gruplar arası değerlendirildiğinde MD4-MD5 grupları, MD4-BD4 grupları, MD4-BD5 grupları, MD5-BD4 grupları, BD4-BD5 gruplarındaki değerler istatistiksel olarak alt yapıda anlamsızken üst yapıda anlamlı; MD5-BD5 gruplarındaki değerler ise hem alt yapıda hem de üst yapıda istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur.

**Tablo 4.3:** Gruplar arası farkların istatistiksel olarak karşılaştırılması ( $p<0,05$ )

| Ölçüm Bölgesi | Gruplar | <i>p</i> (alt yapı) | <i>p</i> (üst yapı) |
|---------------|---------|---------------------|---------------------|
| <b>mtM</b>    | BT4-MT4 | ,053                | <b>,000</b>         |
|               | BT5-BT4 | <b>,000</b>         | <b>,002</b>         |
|               | MT5-BT4 | <b>,000</b>         | <b>,000</b>         |
|               | MT4-BT5 | <b>,013</b>         | 1,000               |
|               | MT4-MT5 | <b>,010</b>         | ,104                |
|               | BT5-MT5 | 1,000               | <b>,003</b>         |
| <b>mdM</b>    | BD5-MD4 | ,056                | <b>,027</b>         |
|               | MD4-MD5 | <b>,021</b>         | 1,000               |
|               | MD4-BD4 | <b>,000</b>         | <b>,008</b>         |
|               | MD5-BD5 | 1,000               | <b>,015</b>         |
|               | BD5-BD4 | ,158                | 1,000               |
|               | MD5-BD4 | ,349                | <b>,004</b>         |
| <b>pdM</b>    | BD5-BD4 | ,884                | ,653                |
|               | BD5-MD4 | ,063                | <b>,009</b>         |
|               | BD5-MD5 | <b>,000</b>         | <b>,002</b>         |
|               | BD4-MD4 | 1,000               | <b>,000</b>         |
|               | BD4-MD5 | <b>,000</b>         | <b>,000</b>         |

|            |         |       |       |
|------------|---------|-------|-------|
|            | MD4-MD5 | ,000  | 1,000 |
| <b>mtD</b> | BT4-BT5 | ,739  | ,002  |
|            | BT4-MT5 | ,410  | 1,000 |
|            | MT4-BT4 | ,033  | ,671  |
|            | MT5-BT5 | 1,000 | ,000  |
|            | BT5-MT4 | 1,000 | ,000  |
|            | MT5-MT4 | 1,000 | 1,000 |
| <b>mdD</b> | MD4-BD4 | ,000  | ,011  |
|            | MD4-MD5 | ,000  | ,773  |
|            | MD4-BD5 | ,000  | ,000  |
|            | BD4-MD5 | 1,000 | ,000  |
|            | BD4-BD5 | 1,000 | ,000  |
|            | MD5-BD5 | 1,000 | ,091  |
| <b>pdD</b> | MD4-BD4 | ,000  | ,000  |
|            | MD4-MD5 | ,000  | 1,000 |
|            | MD4-BD5 | ,000  | ,009  |
|            | BD4-MD5 | ,000  | ,000  |
|            | BD4-BD5 | ,000  | ,653  |
|            | MD5-BD5 | 1,000 | ,002  |
| <b>mtO</b> | BT4-BT5 | ,297  | ,038  |
|            | BT4-MT5 | ,000  | ,000  |
|            | MT4-BT4 | ,000  | ,000  |
|            | MT5-BT5 | ,048  | ,000  |
|            | BT5-MT4 | ,000  | ,000  |
|            | MT5-MT4 | ,000  | ,052  |
| <b>mdO</b> | BD5-BD4 | ,002  | ,002  |
|            | BD5-MD4 | ,000  | ,000  |
|            | BD5-MD5 | ,000  | ,000  |
|            | BD4-MD4 | 1,000 | ,000  |
|            | BD4-MD5 | ,000  | 1,000 |
|            | MD4-MD5 | ,000  | ,001  |
| <b>pdO</b> | MD4-MD5 | 1,000 | ,000  |
|            | MD4-BD4 | ,377  | ,000  |
|            | MD4-BD5 | ,024  | ,000  |
|            | MD5-BD4 | ,997  | ,000  |
|            | MD5-BD5 | ,099  | 1,000 |
|            | BD4-BD5 | 1,000 | ,000  |

(M: Mesial, D: Distal, O: Oklüzal , mt: Tek üyeli restorasyonda molar, md: Dört üyeli restorasyonda molar, pd: Dört üyeli restorasyonda premolar.)

#### 4.4- Gruplar Arasında Alt Yapı (a) ve Üst Yapının (ü) Anlamlılık Karşılaştırması (Tablo 4.7.)

a-) Tek üyeli grupların **mezial yüzeyleri** alt yapı ve üst yapı açısından karşılaştırıldığında BT5 ve MT4 gruplarında istatistiksel olarak anlamlı bir azalma

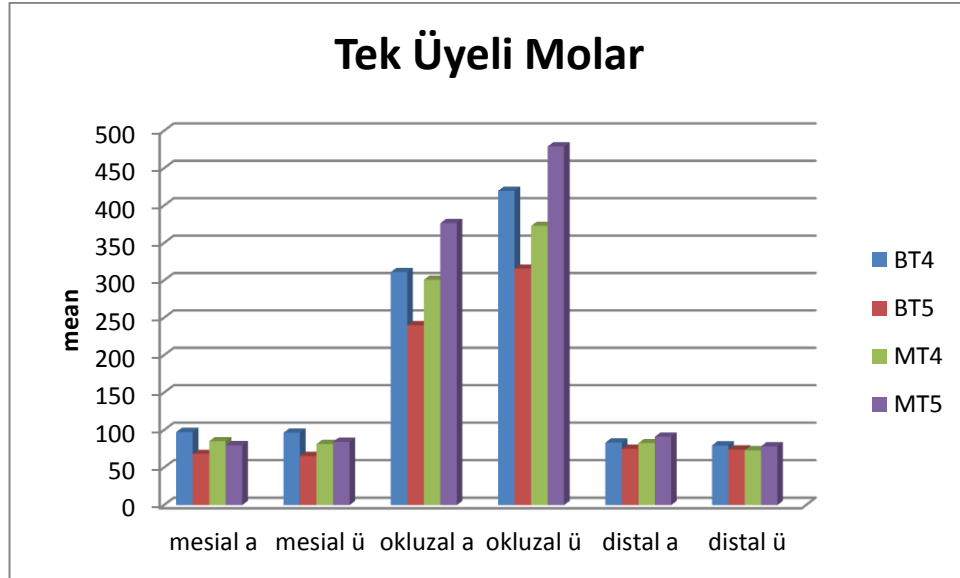
görüldü. BT4 ve MT5 gruplarında alt yapı ve üst yapı arasında istatistiksel olarak anlamlı bir değişiklik görülmedi.

Tek üyeli grupların **distal yüzeyleri** alt yapı ve üst yapı açısından karşılaştırıldığında BT5 ve MT4 gruplarında istatistiksel olarak anlamlı bir azalma; MT5 ve BT4 gruplarında sayısal bir azalma bulundu.

Tek üyeli grupların **okluzal yüzeyleri** alt yapı ve üst yapı açısından karşılaştırıldığında BT4, MT4 ve MT5 gruplarında istatistiksel olarak anlamlı artış; BT5 grubunda ise sayısal artış bulundu (Tablo 4.4).

|                | <b>BT4</b>       |                  | <b>BT5</b>       |                  | <b>MT4</b>       |                  | <b>MT5</b>       |                  |
|----------------|------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|
|                | <b>a</b>         | <b>ü</b>         | <b>a</b>         | <b>ü</b>         | <b>a</b>         | <b>ü</b>         | <b>a</b>         | <b>ü</b>         |
| <b>Mezial</b>  | 97,57±<br>2,488  | 96,64±<br>2,132  | 68,21±<br>3,466  | 65,50±<br>1,938  | 85,19±<br>2,989  | 81,45±<br>2,635  | 79,86±<br>3,766  | 84,43±<br>3,475  |
|                | ,428             |                  | ,000             |                  | ,034             |                  | ,719             |                  |
| <b>Distal</b>  | 83,43±<br>2,521  | 79,71±<br>2,916  | 75,17±<br>2,293  | 74,21±<br>1,401  | 82,65±<br>3,999  | 73,32±<br>2,426  | 91,29±<br>3,349  | 78,36±<br>3,330  |
|                | ,363             |                  | ,000             |                  | ,000             |                  | ,176             |                  |
| <b>Okluzal</b> | 311,29±<br>10,53 | 419,79±<br>6,785 | 240,11±<br>8,048 | 315,79±<br>6,248 | 300,87±<br>5,960 | 372,96±<br>9,022 | 376,57±8<br>,360 | 479,14±<br>5,564 |
|                | ,000             |                  | ,967             |                  | ,000             |                  | ,000             |                  |

**Tablo 4.4.** Gruplara göre elde edilen alt yapı (a) ve üst yapı (ü) uyum değerlerinin tek üyeli molar dişlerde ortalama, standart sapma ve önce - sonra karşılaştırması sonucu elde edilen değerlerin istatistiksel olarak karşılaştırılması. (p<0.05)



**Şekil 4.1:** Tek üyeli restorasyonların mesial, okluzal, distal yüzeylerdeki ölçümlerinin alt yapı ve üst yapı olarak karşılaştırılması

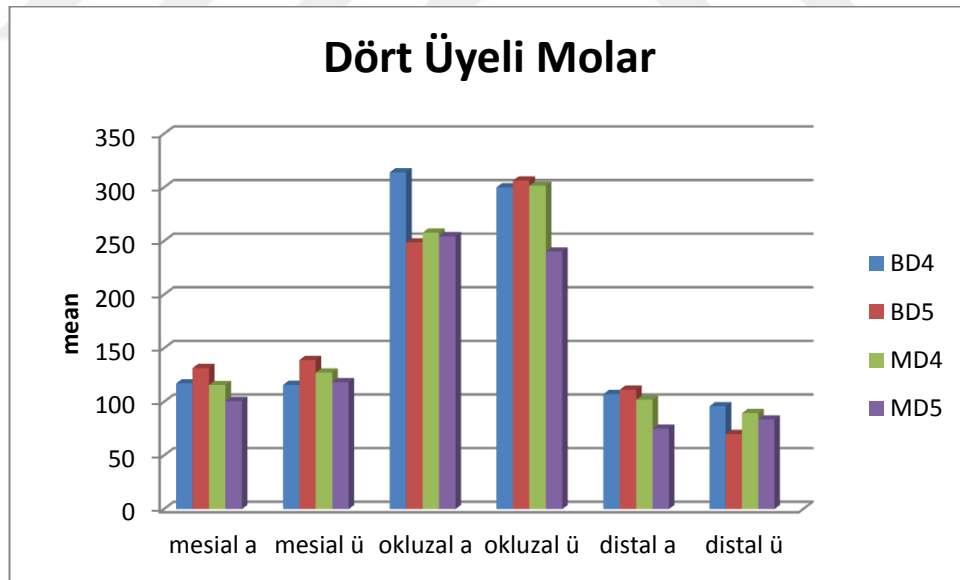
**b-)** Dört üyeli grupların molar dişlerin **mezial yüzeyleri** alt yapı ve üst yapı açısından karşılaştırıldığında BD5 ve MD4 gruplarında istatistiksel olarak anlamlı bir artış görülürken BD4 ve MD5 gruplarındaki değişimler istatistiksel olarak anlamsız bulundu.

Dört üyeli grupların molar dişlerin **distal yüzeyleri** alt yapı ve üst yapı açısından karşılaştırıldığında; BD4 grubunda istatistiksel olarak anlamlı bir azalma, BD5 ve MD4 grubunda sayısal azalma, MD5 grubunda ise sayısal olarak artış bulundu.

Dört üyeli grupların molar dişlerin **okluzal yüzeylerinde** alt yapı ve üst yapı karşılaştırıldığında; BD5 ve MD4 gruplarında istatistiksel olarak anlamlı artış, BD4 grubunda istatistiksel olarak anlamlı bir azalma, MD5 grubunda sayısal olarak azalma görüldü (Tablo 4.5.).

|         | BD4              |                  | BD5              |                  | MD4              |                  | MD5              |                  |
|---------|------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|
|         | a                | ü                | a                | ü                | a                | ü                | a                | ü                |
| Mezial  | 117,29±<br>4,654 | 115,79±<br>4,024 | 131,64±<br>3,851 | 139,07±<br>3,167 | 115,75±<br>2,866 | 127,37±<br>3,783 | 100,79±<br>5,330 | 118,36±<br>4,438 |
|         | ,482             |                  | ,000             |                  | ,000             |                  | ,822             |                  |
| Distal  | 107,29±<br>6,812 | 95,93±<br>4,642  | 111,43±<br>5,914 | 70,00±<br>4,099  | 102,00±<br>3,058 | 89,52±<br>3,917  | 75,07±<br>5,254  | 83,57±<br>4,729  |
|         | ,000             |                  | ,741             |                  | ,073             |                  | ,090             |                  |
| Okluzal | 314,14±<br>6,813 | 300,21±<br>9,708 | 248,79±<br>6,241 | 306,50±<br>8,475 | 257,91±<br>4,007 | 301,63±<br>6,585 | 254,57±<br>7,547 | 240,21±<br>12,18 |
|         | ,000             |                  | ,000             |                  | ,039             |                  | ,280             |                  |

**Tablo 4.5.** Gruplara göre elde edilen alt yapı (a) ve üst yapı (ü) uyum değerlerinin dört üyeli molar dişlerde ortalama, standart sapma ve önce - sonra karşılaştırması sonucu elde edilen değerlerin istatistiksel olarak karşılaştırılması. ( $p<0.05$ )



**Şekil 4.2:** Dört üyeli restorasyonların molar dişlere ait mesial, okluzal, distal yüzeylerdeki ölçümlerinin alt yapı ve üst yapı olarak karşılaştırılması

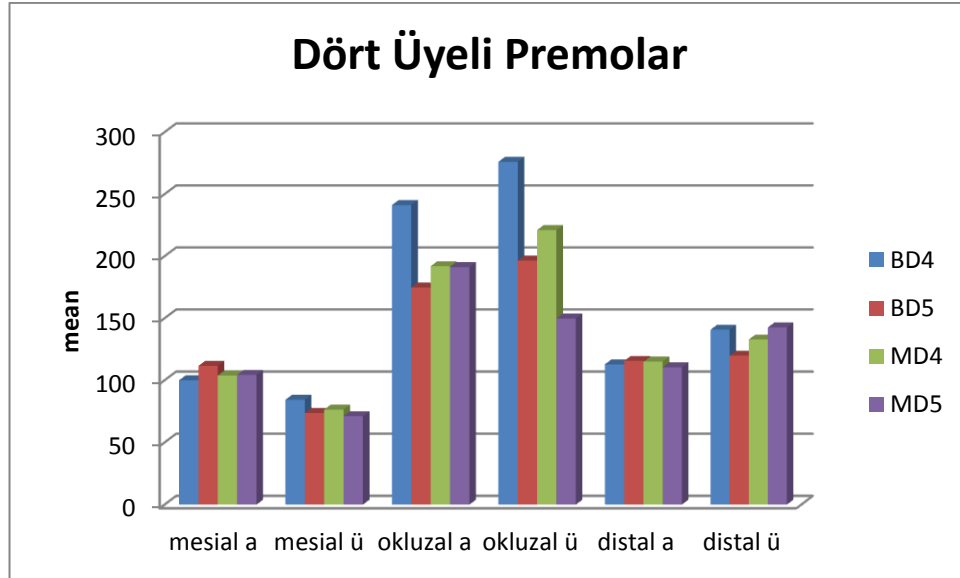
Dört üyeli grupların premolar dişlerin **mezial yüzeyleri** alt yapı ve üst yapı açısından karşılaştırıldığında; tüm gruplarda (BD4, BD5, MD4, MD5) istatistiksel olarak anlamlı bir azalma bulundu.

Dört üyeli grupların premolar dişlerin distal yüzeyleri alt yapı ve üst yapı açısından karşılaştırıldığında; MD4 ve MD5 gruplarında istatistiksel olarak anlamlı bir artış, BD4 ve BD5 gruplarında ise sayısal olarak artış bulundu.

Dört üyeli grupların premolar dişlerin **okluzal yüzeylerinde** alt yapı ve üst yapı karşılaştırıldığında; BD4, BD5, MD4 gruplarında istatistiksel olarak anlamlı bir artış, MD5 grubunda istatistiksel olarak anlamlı bir azalma bulundu (Tablo 4.6).

|                | <b>BD4</b>       |                  | <b>BD5</b>       |                  | <b>MD4</b>       |                  | <b>MD5</b>       |                  |
|----------------|------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|
|                | <b>a</b>         | <b>ü</b>         | <b>a</b>         | <b>ü</b>         | <b>a</b>         | <b>ü</b>         | <b>a</b>         | <b>ü</b>         |
| <b>Mezial</b>  | 100,00±<br>4,75  | 84,36±<br>2,428  | 111,57±<br>3,27  | 73,71±<br>2,366  | 103,78±<br>1,86  | 76,43±<br>2,224  | 104,29±<br>2,50  | 71,07±<br>3,715  |
|                | ,000             |                  | ,000             |                  | ,000             |                  | ,003             |                  |
| <b>Distal</b>  | 112,79±<br>2,133 | 140,71±<br>3,392 | 115,57±<br>3,015 | 119,79±2,<br>595 | 115,05±<br>2,633 | 132,77±<br>2,279 | 110,43±<br>3,727 | 142,50±<br>4,709 |
|                | ,246             |                  | ,053             |                  | ,000             |                  | ,001             |                  |
| <b>Okluzal</b> | 241,21±<br>4,49  | 276,07±<br>4,33  | 174,71±<br>7,76  | 196,36±<br>5,39  | 191,88±<br>8,12  | 221,07±<br>5,61  | 191,14±<br>6,86  | 149,71±<br>11,53 |
|                | ,000             |                  | ,000             |                  | ,000             |                  | ,036             |                  |

**Tablo 4.6.** Gruplara göre elde edilen alt yapı (a) ve üst yapı (ü) uyum değerlerinin dört üyeli premolar dişlerde ortalama, standart sapma ve önce - sonra karşılaştırması sonucu elde edilen değerlerin istatistiksel olarak karşılaştırılması. (p<0.05)



Şekil 4.3: Dört üyeli restorasyonların premolar dişlere ait mesial, okluzal, distal yüzeylerdeki ölçümlerinin alt yapı ve üst yapı olarak karşılaştırılması

**Tablo 4.7:** Gruplara göre elde edilen alt yapı (önce) ve üst yapı (sonra) uyum değerlerinin ortalama, standart sapma ve önce- sonra karşılaştırması sonucu elde edilen değerlerin istatistiksel olarak karşılaştırılması. ( $p < 0.05$  için anlamlıdır.)

| Ölçüm Bölgesi | Gruplar | Ortalama ( $\mu\text{m}$ )<br>$\pm$ Standart Sapma (alt yapı) | Ortalama ( $\mu\text{m}$ )<br>$\pm$ Standart Sapma (üst yapı) | <i>p</i> |
|---------------|---------|---------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------|----------|
| <b>mtM</b>    | BT4     | 97,57 $\pm$ 2,488                                             | 96,64 $\pm$ 2,132                                             | ,428     |
|               | BT5     | 68,21 $\pm$ 3,466                                             | 65,50 $\pm$ 1,938                                             | ,000     |
|               | MT4     | 85,19 $\pm$ 2,989                                             | 81,45 $\pm$ 2,635                                             | ,034     |
|               | MT5     | 79,86 $\pm$ 3,766                                             | 84,43 $\pm$ 3,475                                             | ,719     |
| <b>mdM</b>    | BD4     | 117,29 $\pm$ 4,654                                            | 115,79 $\pm$ 4,024                                            | ,482     |
|               | BD5     | 131,64 $\pm$ 3,851                                            | 139,07 $\pm$ 3,167                                            | ,000     |
|               | MD4     | 115,75 $\pm$ 2,866                                            | 127,37 $\pm$ 3,783                                            | ,000     |
|               | MD5     | 100,79 $\pm$ 5,330                                            | 118,36 $\pm$ 4,438                                            | ,822     |
| <b>pdM</b>    | BD4     | 100,00 $\pm$ 4,758                                            | 84,36 $\pm$ 2,428                                             | ,000     |
|               | BD5     | 111,57 $\pm$ 3,279                                            | 73,71 $\pm$ 2,366                                             | ,000     |
|               | MD4     | 103,78 $\pm$ 1,869                                            | 76,43 $\pm$ 2,224                                             | ,000     |
|               | MD5     | 104,29 $\pm$ 2,507                                            | 71,07 $\pm$ 3,715                                             | ,003     |
| <b>mtD</b>    | BT4     | 83,43 $\pm$ 2,521                                             | 79,71 $\pm$ 2,916                                             | ,363     |
|               | BT5     | 75,17 $\pm$ 2,293                                             | 74,21 $\pm$ 1,401                                             | ,000     |
|               | MT4     | 82,65 $\pm$ 3,999                                             | 73,32 $\pm$ 2,426                                             | ,000     |
|               | MT5     | 91,29 $\pm$ 3,349                                             | 78,36 $\pm$ 3,330                                             | ,176     |
| <b>mdD</b>    | BD4     | 107,29 $\pm$ 6,812                                            | 95,93 $\pm$ 4,642                                             | ,000     |
|               | BD5     | 111,43 $\pm$ 5,914                                            | 70,00 $\pm$ 4,099                                             | ,741     |
|               | MD4     | 102,00 $\pm$ 3,058                                            | 89,52 $\pm$ 3,917                                             | ,073     |
|               | MD5     | 75,07 $\pm$ 5,254                                             | 83,57 $\pm$ 4,729                                             | ,090     |

|            |     |               |               |      |
|------------|-----|---------------|---------------|------|
| <b>pdD</b> | BD4 | 112,79±2,133  | 140,71±3,392  | ,246 |
|            | BD5 | 115,57±3,015  | 119,79±2,595  | ,053 |
|            | MD4 | 115,05±2,633  | 132,77±2,279  | ,000 |
|            | MD5 | 110,43±3,727  | 142,50±4,709  | ,001 |
| <b>mtO</b> | BT4 | 311,29±10,539 | 419,79±6,785  | ,000 |
|            | BT5 | 240,11±8,048  | 315,79±6,248  | ,967 |
|            | MT4 | 300,87±5,960  | 372,96±9,022  | ,000 |
|            | MT5 | 376,57±8,360  | 479,14±5,564  | ,000 |
| <b>mdO</b> | BD4 | 314,14±6,813  | 300,21±9,708  | ,000 |
|            | BD5 | 248,79±6,241  | 306,50±8,475  | ,000 |
|            | MD4 | 257,91±4,007  | 301,63±6,585  | ,039 |
|            | MD5 | 254,57±7,547  | 240,21±12,186 | ,280 |
| <b>pdO</b> | BD4 | 241,21±4,492  | 276,07±4,331  | ,000 |
|            | BD5 | 174,71±7,760  | 196,36±5,395  | ,000 |
|            | MD4 | 191,88±8,121  | 221,07±5,612  | ,000 |
|            | MD5 | 191,14±6,863  | 149,71±11,530 | ,036 |

(M: Mesial, D: Distal, O: Oklüzal , mt: Tek üyeli restorasyonda molar, md: Dört üyeli restorasyonda molar, pd: Dört üyeli restorasyonda premolar.)

## TARTIŞMA

Metal seramik restorasyonlar mekanik özellikleri nedeniyle sabit diş tedavilerinde kullanılan popüler bir uygulamadır. Metal-seramik restorasyonların tercih edilme sebepleri arasında posterior bölgedeki yüksek stresler bulunmaktadır. Metal seramik kronların uzun dönem klinik performanslarının memnun edici olduğu ortaya konulmuştur (Tamac ve ark. 2014). Yetersiz uyum simanın çözülmesine plak retansiyonuna, sekonder çürüklere ve periodontal inflamasyona neden olmaktadır. Bu nedenle metal seramik restorasyonların ideal marjinal açıklığa sahip olması en önemli konulardan biridir.

İn-vivo çalışmalar, klinik sonuçları doğru yansıtması açısından değerli olmasına rağmen; ortam faktörleri, kişisel çiğneme dinamikleri ve restorasyonların geometrisindeki farklılıklardan dolayı ölçümlerin standardize edilmesi zordur. İn-vitro çalışmalar sonucundaki ölçümler kesin olarak doğru sonuçları yansıtmamakta fakat klinik çalışmalara rehber olabilmektedir. İn-vitro çalışmalar, klinik durumları olabildiğince taklit etmelidir (Kaleli ve ark. 2017). Bütün bu durumlar göz önüne alındığında çalışmamız in-vitro koşullarda gerçekleştirildi.

Metal seramik restorasyonlar, geleneksel döküm yöntemiyle ya da gelişen teknolojiyle birlikte geliştirilen CAD/CAM, DMLS gibi yöntemlerle üretilmektedir. Geleneksel yöntem, mum modelajdan sonra yapılan döküm işlemleriyle elde edilen metal alt yapı üretimini içermektedir (Quante ve ark. 2008). Bu yöntem sık kullanılmasına rağmen bazı dezavantajlara da sahiptir. Bunlar; mum modelajın büzülmesi, metal alt yapının düzensizliği, karmaşık uygulama aşamaları ve zaman kaybıdır (Tamac ve ark. 2014). Bu gibi dezavantajları nedeniyle son yıllardaki teknolojik gelişmelerle birlikte direk metal lazer sinter (DMLS) ve CAD/CAM sistemleri uygulanmaya başlanmıştır.

DMLS yöntemleri geleneksel döküm yöntemleriyle kıyaslandığında; üretim zamanını azaltması, insan hatasını engellemesi, döküm hatalarını koruması, daha

yüksek bir ürün yoğunluğu gibi avantajlara sahiptir (Xu ve ark. 2014). Literatürde yapılan çalışmalar göz önüne alındığında, DLMS yöntemiyle üretilen kronlardaki marjinal açıklıkla ilgili farklı sonuçlar bulunmaktadır. Zeng ve ark. (2015) lazer sinter kullanılan gruplarla geleneksel döküm olan gruplar arasında tekrarlanan fırınlamalar sonucu marjinal açıklığın değerlendirilmesini araştırdıkları çalışmada lazer sinter olan gruplarda daha az marjinal açıklık olduğunu bildirmişlerdir. Örtorp ve ark. (2011) yaptıkları çalışmada lazer sinter, döküm ve CAD/CAM üretim yöntemlerini kullandıkları çalışmada 3 üyeli restorasyonlarda hem premolar hem de molar dişte en düşük marjinal açıklığı lazer sinter grubunda bulduklarını belirtmişlerdir. CAD/CAM ile üretilen grupta ise en geniş marjinal açıklık olduğu sonucuna ulaşmışlardır. Park ve ark. (2015) yaptığı çalışmada ise, en düşük marjinal aralık değerlerinin döküm yöntemiyle üretilen kronlarda olduğunu bildirmişlerdir. Bildirdikleri sonuçlar göz önüne alındığında; marjinal aralık değerlerinin aksiyal bölgeden okluzal bölgeye doğru artış gösterdiği ve en büyük değerlerin okluzal bölgede ölçüldüğü görülmüştür (Park JK ve ark. 2015). Bu çalışmada da lazer sinter yöntemiyle üretilen kronların metal alt yapı ve porselen üst yapı işlemleri sonrasındaki marjinal açıklık değerleri araştırıldı.

Kullanılan basamak tipinin marjinal uyum üzerine etkisini değerlendiren birçok çalışma mevcuttur. Birçok in vitro çalışmada marjinal preperasyon tipinin, metal seramik kronların marjinal uyumuna etkisi olduğu gösterilmiştir. Chamfer basamak tipi knife edge basamak tipinden daha iyi marjinal uyum ölçümleri göstermiştir (Tamac ve ark. 2014). Shiratsuchi ve ark. (2006) yapmış oldukları çalışmada; 1 mm derin chamfer preperasyonun, yuvarlatılmış shoulder ve shoulder basamağa göre daha düşük marjinal açıklık değeri gösterdiğini belirtmişlerdir. Dan Xu ve ark (2014) derin chamfer basamak tipini kullanarak lazer yöntemiyle üretimini yaptıkları restorasyonlarda marjinal açıklığı değerlendirmişlerdir. Lisa M Kane ve ark. (2015) yaptıkları çalışmada, anterior ve posterior bölgelerde shoulder ve chamfer basamak tipinin marjinal açıklığa etkisini karşılaştırmışlardır. Elde ettikleri tüm sonuçlarda, chamfer basamak tipinin shoulder basamak tipine göre daha iyi uyum gösterdiğini belirtmişlerdir. Yapılan çalışmalar göz önüne alındıktan sonra bizim çalışmamızda da 1 mm derinlikte chamfer basamak kullanıldı.

Kron tutuculuğu ile okluzal koniklik açısı arasında önemli bir ilişki bulunmaktadır. Schillinburg ve ark (1997) diş preperasyonunda 2-6 derecelik açılar yaparak en fazla 1 dereceye kadar olan okluzal koniklik açısının optimal tutuculuk ve retansiyon için uygun olduğunu bildirmişlerdir. Yapılan çalışmalar göz önüne alındığında, CAD/CAM ve lazer yöntemiyle üretilen metal-seramik restorasyonlarda araştırmacılar okluzal koniklik açısı olarak  $12^{\circ}$ ,  $8^{\circ}$ ,  $6^{\circ}$  de değerleri belirlemişlerdir. Karaman ve ark. (2015) marjinal uyumu araştırdıkları çalışmada okluzal koniklik açısını  $6^{\circ}$  olarak belirlemişlerdir. Baek ve ark. (2013) ise porselen fırınlaması öncesi ve sonrasında marjinal ve internal açıklığı araştırdıkları çalışmada okluzal koniklik açısını  $6^{\circ}$  olarak belirlemişlerdir. Dan Xu (2014) ve Li Zeng (2015) lazer yöntemiyle üretilen metal-seramik kronlar üzerinde yapmış oldukları çalışmalarda  $5^{\circ}$  okluzal koniklik açısı kullanmışlardır. Farklı alt yapı üretim teknikleri kullanılarak yapılan başka bir çalışmada da okluzal koniklik açısını  $6^{\circ}$  olarak belirlenmiştir. Çalışmamızda da okluzal koniklik açısı olarak  $6^{\circ}$  belirlendi.

Marjinal açıklığın incelendiği çalışmalarda hem tek üyeli restorasyonlara hem de çok üyeli restorasyonlara rastlanmaktadır. Akçin (2015) in yapmış olduğu tez çalışmasında 3, 4, 5 üyeli implant üstü metal seramik kronlardaki marjinal açıklık miktarı değerlendirilmiştir. Tamac ve ark. (2014) ise yapmış oldukları in vitro çalışmada tek üyeli restorasyonlarda farklı yöntemler kullanarak ürettikleri metal seramik restorasyonların marjinal açıklıklarını değerlendirmişlerdir. Çalışmamızda da 4 üyeli restorasyon ve tek üyeli restorasyon aynı anda kullanıldı. Böylelikle üye sayısının metal alt yapı ve porselen üst yapı sonrasında ki marjinal açıklık miktarı üzerinde etkisi olup olmadığına bakıldı.

Marjinal açıklığın ölçülmesiyle ilgili daha önceden yapılan çalışmalarda, genellikle döküm ve örneğin kesilmesi (kesme yöntemi) , örnek ve model arasından alınan silikon ile birlikte bu silikon örneğin incelenmesi yöntemi (silikon replika yöntemi) ya da örneğin direkt mikroskop altında incelenmesi gibi yöntemler kullanılmaktadır (Kim ve ark. 2013). Kesme yöntemi örneği alçı ya da epoksi rezin gibi bir materyal ile sabitlemeyi gerektirir. Örnek daha sonra kesitlerin gözlemlenmesi için özel bir makine kullanılarak kesilir. Bu yöntem uygulanabilir bir

yöntem olmasına rağmen örnek kesildiği için intra-oral ölçüm yapmak mümkün değildir.

Birçok çalışmada araştırılan silikon replika yöntemi güvenilirlik ve doğruluk açısından kabul edilebilir seviyededir (Kim ve ark. 2013, Tamac ve ark. 2014). Bu yöntemde diş ya da döküm abutment ile örnek arasından silikon ölçü malzemesi ile ölçü alınarak replika hazırlanır. Bu replika hazırlanırken dişin uzun aksına dik olacak şekilde sabit bir kuvvet uygulanır. Elde edilen replikalar istenilen yönlerde kesildikten sonra mikroskop altında replikanın kalınlığı analiz edilir. Bu yöntem diğer yöntemlerle kıyaslandığında kolaydır. Yapılan bu işlem, modelde ve oral kavitede geri dönüşü olmayan etkiye sahip değildir (Kim ve ark. 2013). Yapılan çalışmalardan yola çıkılarak bu çalışmada da marjinal açıklık silikon replika yöntemiyle ölçüldü.

Silikon replika ile örnek elde edilirken uygulanan basınçlar konusunda farklı görüşler mevcuttur. Silikon replikaların sabit bir kuvvet altında yerleştirilmesi çalışmanın standardizasyonu için önemlidir. Yapılan çalışmalarda bu standardizasyon için bazı araştırmacılar sabit bir yük kullanmışlar, bazı araştırmacılar ise tek kişi tarafından yapılan parmak basıncının bu standardizasyonu sağladığını düşünmektedirler (Kim ve ark. 2013, Tamac ve ark. 2014, Xu ve ark. 2014) Kim B. ve ark. (2013) yapmış oldukları çalışmada; 50 N parmak basıncı kullanmışlardır. Parmak basıncında benzer kuvvet uygulamak için uygulanan kuvvetleri elektronik skala da senkronize etmişlerdir (Kim ve ark. 2013). Tamac ve ark. (2014) da benzer bir çalışmada 2 dakika parmak basıncı ile silikon malzemesinin sertleşmesini sağlamışlardır. Dan Xu ve ark. (2014) yapmış oldukları çalışmada, 50 N luk sabit kuvvetli bir cihaz yardımıyla silikon replikaları elde etmişlerdir. Çalışmamızda, hazırlanan kronların içerisine akışkan kıvamlı silikon materyali yerleştirildikten sonra sertleşme işlemi sırasında okluzal düzleme dik olacak şekilde parmak basıncı uygulandı.

Klinik prosedürler, dişin anatomik varyasyonları ve farklı kron preperasyonları gibi nedenlerle yapılan restorasyonların değerlendirilmeleri

standardize edilememiştir. Ancak klinik çalışmalar dental restorasyonların performanslarını değerlendirmek için marjinal ve internal uyumun altın standart olduğunu göstermektedirler (Tamac ve ark. 2014). Metal seramik kronların marjinal ve internal uyumları klinik başarı için önemli faktörlerdir.

Marjinal açıklığı ölçmede ışık mikroskobu, stereomikroskop, digital diğer mikroskoplar gibi çeşitli mikroskoplar kullanılmaktadır. Birçok araştırma sonucu, scanning elektronik mikroskobun (SEM) kesin sonuç elde ettiğini bildirmektedir. Ancak Groten ve ark. (2000) SEM ve stereomikroskop ile ölçülen sonuçlar arasında, istatistiksel olarak herhangi bir fark olmadığını bildirmişlerdir. Kaleli ve ark. (2017) da yapmış oldukları çalışmada bu bilgileri referans göstererek stereomikroskop ile ölçüm yapmışlardır. Kim Baek (2013) ' in yapmış olduğu çalışmada, marjinal açıklık noktasını digital olarak 3 boyutlu kopya yöntemiyle ölçmüşlerdir. Bu yöntemle marjinal açıklığın direk ölçülemeyeceğini, bunun yüzey olduğunu ve nokta halinde ölçümün yapılamayacağını bildirmişlerdir (Kim ve ark. 2013). Döküm ve lazer yöntemlerinin karşılaştırıldığı çalışmada elde edilen sonuçların önceki çalışmalarla paralel çıkmamasının nedenini farklı yöntemle yapılan ölçüm olarak açıklamışlardır (Kim ve ark. 2013). Çalışmamızda elde edilen silikon replikaların ölçümleri, stereomikroskopta, mikron cetveli kullanılarak yapıldı.

Nawafleh ve ark. (2013) restorasyonların marjinal adaptasyonunu değerlendirmek için yapılan ölçümlerin kullanılan yöntemle, in vitro yada in vivo çalışma olmasına, her örnekten yapılan ölçüm sayısına, porselen fırınlamasından önce ve sonrasında göre değişebileceğini rapor etmişlerdir. Örnek büyüklüğü ve örnek başına ölçüm sayısı istatistiksel analizin gücünü etkileyebilir. Ölçümün doğruluğu, ortalamanın kesin değere ne kadar yakın olduğu anlamına gelir. Günümüzde yapılan çalışmalarda, örnek başına yapılan ölçüm sayısı ile alakalı literatürde kesin bir bilgi yoktur. Groten ve ark. (2000) kron kenarı boyunca yaklaşık 50 ölçümün klinik olarak anlamlı bilgiler sağladığını ve marjinal açıklık la ilgili daha doğru bir sonuç verdiği sonucuna varmışlardır. Bizim çalışmamızda her bölgeden 7 olmak üzere her örnekten toplam 21 ölçüm yapılmıştır.

Metal alt yapının üretiminden sonra restorasyon; oksidasyon, opak porselen, dentin ve mine porseleni ve glaze porseleni gibi çeşitli fırınlama aşamalarından geçer. Abutment diş ve restorasyon arasındaki uyum, porselen fırınlama aşamalarındaki distorsiyona bağlıdır. Metal alt yapı ve porselen fırınlamasında oksidasyon prosedürleri servikal bölgedeki marjinal açıklıkta artışa neden olduğunu belirten çalışmalar vardır (Gemalmaz ve ark. 1995, Petteno ve ark. 2000, Shorky ve ark. 2010). Zeng L. (2015) yapmış olduğu çalışmada, porselen işlemlerinin çeşitli yüksek sıcaklık gerektirmesi nedeniyle örneklerde distorsiyona sebep olduğunu bu da marjinal açıklık değerlerinde değişikliğe neden olduğunu belirtmiştir. Zeng L. (2015) yapmış olduğu çalışmada tekrarlayan porselen fırınlamasının etkisini incelemiştir. Marjinal açıklıkta oluşan değişimlerin üretim sırasında oluşan artık streslerin, ilk fırınlama sonucunda serbest kalmasıyla oluşabileceğini bildirmişlerdir. Kaleli ve ark. (2017) yapmış oldukları çalışmada da buna benzer olarak marjinal açıklık değerlerinde kullanılan üretim tekniğinden bağımsız olarak tüm örneklerde, porselen uygulaması sonrasında artış olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızda da; metal tozu, metal kalınlığı ve üye sayısından bağımsız olarak porselen uygulaması sonrasında marjinal açıklık değerlerinde değişimler gözlenmiştir. Bu değişimlere; metal ve seramik arasındaki farklı termal genleşme katsayısının sebep olabileceği düşünülmektedir.

Çalışmalarda, araştırmacılar kabul edilebilir marjinal açıklık değerleri ile ilgili farklı görüş bildirmişlerdir. Amerikan Dental Birliğinin (ADA) (2012) önerdiği, kabul edilen marjinal açıklık değeri 25 ve 40  $\mu\text{m}$  arasındadır. Ancak bu değer nadir olarak ortaya çıkmaktadır. Tek üyeli kronların marjinal bölgelerinden alınan sonuçların %50 den fazlasının 150  $\mu\text{m}$ 'yi geçtiğini bildiren çalışmalar mevcuttur (Xu 2014). Lazer ile üretimi yapılan örneklerle yapılan çalışmalarda da, 74  $\mu\text{m}$  den 99  $\mu\text{m}$  ye kadar sonuçlar elde edilmiştir (Xu ve ark. 2014). Zeng L. ve ark. (2015) yaptıkları çalışmada marjinal açıklık değerleri 100  $\mu\text{m}$  ve daha az olan kronların kabul edilebilir olduğunu belirtmişlerdir. Yapmış oldukları çalışmada lazer sinter yöntemiyle ürettikleri metalleri tekrarlayan porselen fırınlarını simüle edecek şekilde fırınlamışlardır. En yüksek buldukları marjinal açıklık değeri 73  $\mu\text{m}$  olmuştur ve bu da kabul ettikleri sınırlar içerisinde (Zeng ve ark. 2015).

Kim ve ark. (2013) ideal marjinal açıklıkla ilgili fikir birliğinin olmadığını belirtmişler ve yapmış oldukları çalışmada da premolar dişler için  $132,10\ \mu\text{m}$ , molar dişler içinde  $128,0\ \mu\text{m}$  marjinal açıklık değerini elde etmişlerdir. Çalışmamızda, BT5, MT5, BT4, MT4 gruplarında alt yapı ve üst yapı sonrasında mezial ve distalde elde edilen sonuçlar klinik olarak kabul edilebilir düzeyde bulundu. Dört üyeli grupların mezial ve distal yüzeylerinde hem porselen öncesi hem sonrasında elde edilen sonuçlar kabul edilebilir bulundu. Okluzal yüzeyden elde edilen sonuçlar kabul edilebilir sınırlardan yüksek bulundu.

Tamac ve ark. (2014) yaptıkları çalışmada  $120\ \mu\text{m}$  marjinal açıklığı olan kronları uzun dönemde başarılı bulmuşlardır. Yapmış oldukları çalışmada; döküm, CAD/CAM ve DLMS yöntemiyle elde ettikleri metal seramik örnekleri değerlendirmişlerdir. DMLS yöntemiyle üretilen örneklerde marjinal açıklık değeri olarak  $96,23\pm 26,64\ \mu\text{m}$ , aksiyel duvardaki ölçümlerini ise  $139,02\pm 38,15\ \mu\text{m}$  olarak bildirmişlerdir. Bulunan sonuçlar, çalışmamızda bulunan sonuçlar ile paralellik göstermektedir.

Dan xu ve ark. (2014) yapmış oldukları çalışmada döküm ve lazer sinter ile üretilen kronların marjinal açıklığını değerlendirdikleri çalışmada lazer ile üretilen grupta marjinal açıklık değerini  $102,86\pm 40,54\ \mu\text{m}$  olarak bulmuşlardır. Lazer ile üretilen grupta döküm yöntemiyle üretilen gruptan daha düşük marjinal açıklık değeri ölçümü yapmışlardır.

Örtop ve ark. (2011) Cr-Co alt yapı kullanarak yapmış oldukları çalışmada, 3 üyeli restorasyonları 4 farklı yöntemle üretmişlerdir. Lazer sinter yöntemiyle üretilen kronların diğer yöntemlerle üretilen kronlara göre daha düşük marjinal açıklığa sahip olduklarını bildirmişlerdir.

Sundar MK ve ark. (2014) nın yapmış oldukları çalışmada lazer sinter ile üretilen tek üyeli kronlarda metal alt yapı ve porselen üst yapı sonrasında marjinal açıklıkta sayısal azalma, döküm yöntemiyle elde edilen grupta istatistiksel olarak marjinal açıklıkta anlamlı artış bulduklarını belirtmişlerdir. Çalışmamızda da tek

üyelı örneklerin mezial ve distal bölgelerinde, 4 üyelı örneklerin premolar dişin mezialinde ve molar dişin distalinde marjinal açıklık miktarında azalma meydana gelmiştir.

Kim B. ve ark. (2013), lazer sinter yöntemiyle üretilen 3 üyelı restorasyonların marjinal açıklığını değerlendirdikleri çalışmada; örneklerden yapmış oldukları ölçümlerde premolar dişin meziali ile molar dişin distalinde premolar dişin distali ve molar dişin mezialine göre daha düşük marjinal açıklık değerleri ölçmüşlerdir.

Akçin (2015) yapmış olduğu çalışmada SLM yöntemiyle üretilen altyapılarda premolar dişlerde köprü gövdesine komşu yüzeylerden elde edilen değerleri karşıt yüzeylere göre anlamlı derecede yüksek bulmuşlardır. Benzer şekilde molar dişlerde de köprü gövdesine yakın taraftan elde edilen değerler karşıt yüzeye oranla anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Yapmış olduğumuz çalışmada da; 4 üyelı restorasyonlardan elde edilen sonuç, yapılan çalışmalara benzerlik göstermektedir. Çalışmamızda da premolar ve molar dişlerde köprü gövdesine komşu yüzeylerden elde edilen marjinal aralık değerleri, diğer yüzlerden elde edilenlere göre anlamlı derecede daha yüksek bulunmuştur. Elde edilen sonuçlar lazer sinter yönteminde metal moleküllerinin yoğun olarak bulunduğu gövdeye doğru hareket gösterdiğini düşündürmektedir. Moleküllerde olduğu düşünölen bu hareketle birlikte metal yoğunluğunun çok bulunduğu gövdeye yakın aksiyal yüzlerin ideal marjinal açıklıktan daha fazla marjinal açıklık göstermesine neden olmaktadır. Restorasyonun gövdeye uzak olan kenarlarında ise, marjinal açıklıkta porselen fırınlanması öncesi ve sonrasında azalma meydana gelmiştir. Bu restorasyonun uyumsuzluğuna sebep olabilir. Restorasyonun uyumsuz olması dişte meydana gelebilecek çürük, diş eti problemi gibi sıkıntılara yol açabilir. Restorasyonun uyumunda meydana gelen sıkıntı aynı zamanda yapılan restorasyonun yüksek olmasına neden olabilir. Marjinal açıklıkta meydana gelen azalmalar restorasyonların uyumsuzluğuna, bu da okluzal bölgedeki marjinal açıklık miktarının daha yüksek bulunmasına neden olabilir.

Okluzal yüzeyler değerlendirildiğinde ise 0,5 mm ve 0,4 mm metal kalınlığı olan tüm gruplarda porselen üst yapı öncesi ve sonrasında yapılan ölçümlerde istatistiksel olarak anlamlı düzeyde artışlar bulundu. Ölçülen tüm sonuçlarda okluzal bölgeden elde edilen sonuçlar diğer bölgelere göre anlamlı olarak daha yüksek bulundu. Önceki çalışmalarda da, okluzal bölgede daha yüksek marjinal açıklık değerleri bulunmuştur (Tamac ve ark. 2014 ,Örtop ve ark. 2011, Personn ve ark. 2006). Park ve ark. (2015) nın yaptığı çalışmada ise, en düşük marjinal aralık değerlerinin döküm yöntemiyle üretilen kronlarda olduğu gözlenmiştir. Park'ın bulduğu sonuçlar göz önüne alındığında marjinal aralık değerlerinin aksiyal bölgeden okluzal bölgeye doğru artış gösterdiği ve en büyük değerlerin okluzal bölgede ölçüldüğü görülmüştür. Okluzal bölgeden ölçülen sonuçların yüksek çıkmasını araştırmacılar; lazer cihazının keskin olan kenarları net olarak ölçüm yapamaması sonucu yuvarlatılmasına bağlı olabileceği sonucuna bağlamışlardır. Bu da alçının optik özellikleri ve kamera kullanılması ile açıklanabilir. Okluzal yüzeyde kenarların yuvarlatılmamış olması cihazın hassasiyetini değiştirmektedir (Tamac ve ark. 2014). Okluzalde meydana gelen bu farklılığın bu nedenle olabileceği düşünülmektedir. Porselen üst yapı sonrası okluzal bölgede marjinal açıklık değerlerinde artış gözlemlendi. Bu artış marjinal bölgede meydana gelen azalma ile birlikte restorasyonun abutment ile uyumsuzluğuna ve okluzal bölgedeki marjinal açıklığın artmasına sebep olabilir.

Çalışmamızda porselen fırınlaması öncesi ve sonrasında yapılan ölçüm sonuçları göz önüne alındığında sonuç olarak;

1. Dört üyeli örneklerde hem alt yapı hem üst yapıda premolar örneklerde mezial bölgedeki marjinal açıklık değeri distal bölgedeki marjinal açıklık değerlerinden daha düşük olarak bulunmuştur.
2. Dört üyeli örneklerde hem alt yapı hem üst yapıda molar örneklerde distal bölgedeki marjinal açıklık değeri mezial bölgedeki marjinal açıklık değerlerinden daha düşük olarak bulunmuştur.
3. Tek üyeli örneklerde grup fark etmeksizin porselen üst yapı sonrasında mesial ve distal yüzeylerde marjinal açıklık değerlerinde azalma, okluzal yüzeyde artış bulunmuştur.

4. Dört üyeli örneklerde alt yapı ve porselen üst yapı arasında premolar örneklerde distal, molar örneklerde mezial bölgede marjinal açıklık değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı artış gözlenmiştir.

Yapmış olduğumuz çalışmanın limitasyonları göz önüne alındığında;

1. Lazer sinter yöntemiyle üretilen metallerin sinterleme sıcaklığı ve süresi üzerine çalışmalara ihtiyaç vardır.
2. Dört üyeliden fazla olan restorasyonlardaki değişimler daha fazla çalışmalarla incelenmelidir.



## ÖZET

İlerleyen teknoloji ve artan estetik beklenti ile birlikte günümüzde tam seramik ve zirkon alt yapıli porselenlerin kullanımı artmıştır. Ancak metal-seramik restorasyonlar; mekanik dayanıklılıklarının yüksek, maliyetlerinin de daha düşük olmaları nedeniyle halen en sık kullanılan restorasyonlardır. Metal-seramik restorasyonların üretiminde geleneksel olarak döküm yöntemi kullanılmasına rağmen ilerleyen teknoloji ile birlikte bilgisayar destekli CAD/CAM restorasyonlar ve direk metal lazer eritme yöntemiyle üretilen restorasyonlarda kullanılmaya başlanmıştır. Bu çalışmanın amacı; direk metal lazer sinterizasyon yöntemiyle iki çeşit metal tozu kullanılarak, iki farklı kalınlıkta üretilen tek üyeli ve dört üyeli restorasyonlarda alt yapı ve porselen üst yapı sonrası oluşan marjinal değışikliklerin in vitro olarak incelenmesidir.

Bu amaçla, abutment diş olarak üst birinci premolar ve üst ikinci molar arası olan dört üyeli; üst birinci molar olan tek üyeli modeller üretildi. Çalışmamızda METO ve BEGO marka 2 farklı metal tozu kullanıldı. Lazer sinter yöntemiyle metal alt yapılar 0,4 ve 0,5 mm kalınlıkta olacak şekilde toplamda 80 adet örnek üretildi. Bu parametrelerle toplam 8 grup elde edildi (n=10). Metal alt yapılar elde edildikten sonra silikon replika yöntemi kullanılarak marjinal açıklık değeri ölçüldü ve bilgisayar ortamına kaydedildi. Daha sonra metal alt yapılar üzerine porselen üst yapı işlemleri uygulandı. Porselen işlemleri biten örneklerden silikon replikalar alınıp marjinal açıklık değeri kaydedildi. Gruplar arası karşılaştırmalarda Kruskal Wallis testi uygulandı. Gruplar arası fark elde edildiğinde; farklılığı yaratan grup ya da grupların belirlenmesinde Bonferroni düzeltmeli Dunn testinden yararlanıldı. Aynı grupta alt yapı ve üst yapı sonrasında oluşan değışimleri belirlemek için Wilcoxon testi uygulandı.  $p<0.05$  düzeyi istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

Elde edilen sonuçlara göre tek üyeli restorasyonlarda alt yapı ve üst yapı arasında mezial bölgede BT5 ve MT4 gruplarında marjinal açıklıkta anlamlı azalma görülmüştür. Distal yüzeylerinde BT5 ve MT4 gruplarında anlamlı azalma

görülmüştür. Okluzal yüzeylerinde BT4, MT4 ve MT5 gruplarında istatistiksel olarak anlamlı BT5 grubunda sayısal artış bulunmuştur.

Dört üyeli gruplarda ise molar dişlerin mezial yüzeyleri alt yapı ve üst yapı karşılaştırıldığında BD5 ve MD4 gruplarında istatistiksel olarak anlamlı artış görülmüştür. Molar dişlerin distal yüzeylerinde BD4 grubunda istatistiksel olarak anlamlı bir azalma BD5 ve MD4 grubunda sayısal bir azalma bulunmuştur. Molar dişlerin okluzal bölgelerinde ise BD5 ve MD4 gruplarında istatistiksel olarak anlamlı bir artış BD4 grubunda istatistiksel olarak anlamlı bir azalma MD5 grubunda sayısal bir azalma görülmüştür.

Dört üyeli grupların premolar dişlerinde mezial bölgede metal alt yapı ve porselen üst yapı arasında tüm gruplarda istatistiksel olarak anlamlı bir azalma bulunmuştur. Premolar dişlerin distal bölgelerinde alt yapı ve üst yapı arasında MD4 ve MD5 gruplarında istatistiksel olarak anlamlı bir artış BD4, BD5 gruplarında ise sayısal artış bulunmuştur. Premolar dişlerin okluzal yüzeylerine baktığımızda BD4, BD5, MD4 gruplarında istatistiksel olarak anlamlı bir artış MD5 grubunda istatistiksel anlamlı bir azalma görülmüştür.

Anahtar kelimeler: Direk metal lazer sinter, Metal-seramik kron, silikon replika, marjinal açıklık

## SUMMARY

With advancing technology and increasing esthetic expectation, the use of porcelain with full ceramic and zirconia substructures increased. However, metal-ceramic restorations are still the most frequently used restorations due to their high mechanical strength and lower costs. Although the traditional casting method was used in the production of metal-ceramic restorations, with the advancing technology, restorations manufactured with CAD/CAM methods and direct metal laser melting method are increasing. The aim of this study was to evaluate the marginal fit of the restoration before and after porcelain superstructure application of metal-ceramic crown produced with direct metal laser sintering method, with two kinds of Co-Cr metal powder, at two different thicknesses, at the single and four-unit restorations.

Four-unit models (D) were produced with upper first premolar and upper second molar as abutment teeth; single-unit models (T) were produced as upper first molar. Two different metal powders; METO (M), BEGO (B) were used in this study. Metal substructures were produced with 0,4 (4) and 0,5 (5) mm thicknesses by laser sinter method. 8 groups were obtained in total with these parameters (n=10). After the metal substructures were obtained, marginal discrepancy values were measured by using the silicone replica method and saved at the computer. Then porcelain was applied on metal substructures. Silicone replicas were obtained from the samples that completed the porcelain process and marginal discrepancy values were measured. Kruskal Wallis test was used for comparison among groups. Bonferroni-corrected Dunn test was used to determine the group or groups that created intergroup differences. In the same group, Wilcoxon test was applied to determine the changes occurred after the infrastructure and superstructure.  $p < 0.05$  was considered statistically significant.

According to the results, significant decrease was observed in BT5 and MT4 groups in mesial region between infrastructure and superstructure. There was significant decrease in BT5 and MT4 groups on distal surfaces. There was a statistically

significant increase marginal discrepancy in the BT4, MT4 and MT5 groups on the occlusal surfaces.

At molar teeth; there was a statistically significant increase in BD5 and MD4 groups on the mesial surfaces.. There was a statistically significant decrease in distal surfaces in BD4 group. A numerical decrease was found in the BD5 and MD4 groups.

At premolar teeth; there was a statistically significant decrease was found in all groups between the substructure and porcelain at the mesial region. There was a statistically significant increase in the MD4 and MD5 groups between the substructure and porcelain in the distal regions. In BD4 and BD5 groups, numerical increase was found. A statistically significant increase was found in the BD4, BD5, MD4 groups on the occlusal surfaces of premolar teeth. MD5 group found a statistically significant decrease.

Keywords: Direct metal laser sinter, metal-ceramic crown, silicone replica, marginal discrepancy

## KAYNAKLAR

- ANSI/ADA. ANSI/ADA SPECIFICATION (2012) No. 96-Dental Water-based Cements
- AKÇİN, E. T. (2015) Üç farklı yöntemle üretilen implant destekli sabit protezlerin internal ve marjinal uyumunun in vitro olarak incelenmesi (Uzmanlık Tezi, Hacettepe Üniversitesi)
- AZARBAL, A., AZARBAL, M., ENGELMEIER, RL., KUNKEL, TC. (2018). Marginal Fit Comparison of CAD/CAM Crowns Milled from Two Different Materials. *J Prosthodont.*, **27**:421-428.
- BIBB, R., EGGBEER, D., WILLIAMS, R. (2006). Rapid manufacture of removable partial denture frameworks. *Rapid Prototyping J.* **12**:95-99.
- BİÇER G. (2010). Zirkonyum oksit alt yapılı tüm seramik restorasyonlar (Bitirme Tezi, Ege Üniversitesi)
- BINDL, A., MORMANN, WH. (2005). Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations. *J Oral Rehabil.*, **32**:441-447
- BYRNE, G., GOODACRE, CJ., DYKEMA, RW., MOORE, BK. (1986). Casting accuracy of high palladium alloys. *J Prosthet Dent.*, **55**:297-301.
- CHRISTENSEN, GJ. (1966). Marginal fit of gold inlay casting. *J Prosthet Dent.*, **16**:297-305
- CHUA, CK., LEONG, KF., LIM, CS. (2010). Rapid Prototyping. 3rd Ed. *World Scientific Publishing Co.* Singapore, 199-300.
- COLPANI, JT., BORBA, M., DELLA BONA, A. (2013). Evaluation of marginal and internal fit of ceramic crown copings. *Dent Mater.*, **29**:174-80.
- CONRAD, HJ., WOOK-JIN SEONG, WJ., PESUN, IJ. (2007). Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *J Prosthet Dent.*, **98**:389-404.
- CONTREPOIS, M., SOENEN, A., BARTALA, M., LAVIOLE, O. (2013). Marginal adaptation of ceramic crowns: a systematic review. *J Prosthet Dent.*, **110**:447-454.e10.

- ÇUHADAROĞLU, İM.(1977). Metal destekli seramik kronlar, Kron köprü protezi, *A.Ü. Diş. Hek. Fak. Yayınları*, Ankara.
- ERSU, B., YÜZÜĞÜLLÜ, B., CANAY, Ş. (2008). Sabit restorasyonlarda CAD/CAM uygulamaları. *Hacettepe Diş hek Fak Derg.*, **32**:58-72
- ERVÜZ, S.(2007). Tam Seramik Dental Kron/Köprü Protez Analizi.(Bitirme projesi, Dokuz Eylül Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Makine Mühendisliği Bölümü)
- EUÁN, R., FIGUERAS-ÁLVAREZ, O., CABRATOSA-TERMES, J., BRUFAU-DE BARBERÀ, M., GOMES-AZEVEDO, S. (2012). Comparison of the marginal adaptation of zirconium dioxide crowns in preparations with two different finish lines. *J Prosthodont.*, **21**:291-295.
- FRANSSON, B., OILO, G., GJEITANGER, R. (1985). The fit of metal-ceramic crowns: a clinical study. *Dent Mater.*, **1**:197-199.
- FREIRE, Y., GONZALO, E., LOPEZ-SUAREZ, C., SUAREZ, MJ. (2017). The Marginal Fit of CAD/CAM Monolithic Ceramic and Metal-Ceramic Crowns. *J Prosthodont.*, 2017 doi: 10.1111/jopr.12590
- GEMALMAZ D, ALKUMRU HN. (1995) Marginal fit changes during porcelain cycles. *J Prosthet Dent.*, **73**:49-54.
- GHODSI, S., PIRMOAZEN, S., BEYABANAKI, E., ROSTAMI, M., ALIKHASI, M.(2018). The Effect of Milling Metal Versus Milling Wax on Implant Framework Retention and Adaptation. *J Prosthodont.* doi: 10.1111/jopr.12914.
- GROTEN M, AXMANN D, PROBSTER L, WEBER H.(2000) Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in vitro testing. *J Prosthet Dent.*, **83**:40-49.
- HARISH, V., MOHAMED ALI, SA., JAGADESAN, N., MOHAMED, I., SIVA, S., DEBASISH, B., FEBEL, H., (2014). Priyanka. Evaluation of internal and marginal fit of two metal ceramic system-in vitro study. *J Clin Diag Res.*, **8**:53-56
- HOLMES, RJ., BAYNE, CS., HOLLAND, GA., SULIK, WD. (1989). Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent.*, **62**:405-408.

- HOLAND, AW., STRUB, JR., SCHARER, P. (1989). Metal ceramic and all-Porcelain restorations. *Current considerations. Int J Prosthodont.*, **2**: 13-26.
- KALELİ, N., SARAÇ, D. (2014). Evaluation of The Marginal Adaptation of Metal-Ceramic Restorations Prepared By Different Methods On Different Axial Regions. *The Journal of Ondokuz Mayıs University Faculty of Dentistry.*, **15**: 25-34
- KALELİ, N., SARAÇ, D. (2017). Influence of porcelain firing and cementation on the marginal adaptation of metal-ceramic restorations prepared by different methods. *J Prosthet Dent.*, **117**:656-661.
- KANE, LM., CHRONAIOS, D., SIERRAALTA, M., GEORGE, FM. (2015). Marginal and internal adaptation of milled cobalt-chromium copings. *J Prosthet Dent.*, **114**:680-685.
- KARAMAN, T., ÜLKÜ, SZ., ZENGİNGÜL, AI., GÜVEN, S., ERATİLLA, V., SUMER, E. (2015). Evaluation and comparison of the marginal adaptation of two different substructure materials. *J Adv Prosthodont.*, **7**:257-263.
- KIM, KB., KIM, WC., KIM, HY., KIM, JH. (2013). An evaluation of marginal fit of three-unit fixed dental prostheses fabricated by direct metal laser sintering system. *Dent Mater.*, **29**:e91-96.
- KIM, KB., KIM, JH., KIM, WC., KIM, HY., KIM, JH. (2013). Evaluation of the marginal and internal gap of metal-ceramic crown fabricated with a selective laser sintering technology: two- and three-dimensional replica techniques. *J Adv Prosthodont.*, **5**:179-186.
- KIM, KB., KIM, JH., KIM, WC., KIM, JH. (2014). Three-dimensional evaluation of gaps associated with fixed dental prostheses fabricated with new technologies. *J Prosthet Dent.*, **112**:1432-1436.
- KOTILA, J., SYVANEN, T., HANNINEN, J., LATIKKA, M., NYRHILA, O. (2007) Direct metal laser sintering- New possibilities in biomedical part Manufacturing. *Mater Sci Forum.*, **534-536**:461-464
- KRUTH, JP., MERCELIS, P., VAN, VAERENBERGH.(2005). Binding mechanisms in selective laser sintering and selective laser melting. *Rapid Prototyping J.*, **11**:26-36
- KRUTH, JP., LEVY, G., KLOCKE, F., CHILDS, THC. (2007). Consolidation phenomena in laser and powderbed based layered manufacturing. *CIRP Annals.*, **56**: 730-759.

- LAURENT, M., SCHEER, P., DEJOU, J., LABORDE, G. (2008). Clinical evaluation of the marginal fit of cast crowns--validation of the silicone replica method. *J Oral Rehabil.*, **35**:116-122.
- LENCIONI, KA., MACEDO, AP., SILVEIRA RODRIGUES, RC., RIBEIRO, RF., ALMEIDA, RP. (2015). Photoelastic comparison of as-cast and laser-welded implant frameworks. *J Prostheict Dent.*, **114**:652-659
- LEU, MC., DELLI, P., WALKER, MP. (2008). Digital design and fabrication in dentistry. In: Bartolo PJ, Bidanda B, editors. *Bio-materiaks and Prototyping Applications in Medicine*. 1st Ed, New York-USA, Springer. 125-155.
- LEVY, GN., SCHINDEL, R., KRUTH, JP.(2003). Rapid Manufacturing and rapid tooling with layer manufacturing (LM) Technologies, state of the art and future perspectives. *CIRP Annals.*, **52**: 589-609.
- MARTINS, LM., LORENZONI, FC., MELO, AO., SILVA, LM., OLIVEIRA, JL., OLIVEIRA, PC., BONFANTE, G. (2012). Internal fit of two all-ceramic systems and metal-ceramic crowns. *J Appl Oral Sci.*, **20**:235-40.
- MAZZOLI, A. (2013). Selective laser sintering in biomedical engineering. *Med Biol Eng Comput.*, **51**:245-256.
- MCGINLEY, EL., MORAN, GP., FLEMING, GJ.(2013). Biocompatibility effects of indirect exposure of base-metal dental casting alloys to a human-derived three-dimensional oral mucosal model. *J Dent.*, **41**:1091-100.
- MCLEAN, JW., VON FRAUNHOFER J, A. (1971). The estimation of film thickness by an in vivo technique. *British Dental Journal.*, **131**:107-111.
- MESSER, PF., PIDDOCK, W., LLOYD, CH. (1991). The strenght of dental ceramics. *J Dent Res.*, **19**: 51-55.
- NAWAFLEH NA, MACK F, EVANS J, MACKAY J, HATAMLEH MM. (2013) Accuracy and reliability of methods to measure marginal adaptation of crowns and FDPs: a literature review. *J Prosthodont.*, **22**:419-428.

- OKUTAN M, HEYDECKE G, BUTZ F.(2006) Fracture load and marginal fit of shrinkagefree ZrSiO<sub>4</sub> all-ceramic crowns after chewing simulation. *J Oral Rehabil.*, **33**:827-832
- ORTORP, A., JÖNSSON, D., MOUHSEN, A., VULT VON STEYERN, P. (2011). The fit of cobalt-chromium three-unit fixed dental prostheses fabricated with four different techniques: a comparative in vitro study. *Dent Mater.*, **27**:356-363.
- OYAGUE, RC., SANCHEZ-TURRION, A., LOPEZLOZANO, JF., MONTERO, J., ALBALADEJO, A., SUAREZ-GARCIA, MJ. (2012). Evaluation of fit of cement-retained implant-supported 3-unit structures fabricated with direct metal laser sintering and vacuum casting techniques. *Odontology.*, **100**:249-253.
- PARK JK, LEE WS, KIM HY, KIM WC, KIM JH. (2015) Accuracy evaluation of metal copings fabricated by computer-aided milling and direct metal laser sintering systems. *J Adv Prosthodont.*, **7**:122-128.
- PERSSON A, ANDERSSON M, ODEN A, SANDBORGH-ENGLUND G. (2006) A three-dimensional evaluation of a laser scanner and a touch-probe scanner. *J Prosthet Dent.*, **95**:194-200.
- PETTENO D, SCHIERANO G, BASSI F, BRESCIANO M, CARROSA S. (2000) Comparison of marginal fit of 3 different metal-ceramic systems: an in vitro study. *Int J Prosthodont.*, **13**:405-408.
- PRABHU, R., PRABHU, G., BASKARAN, E., ARUMUGAM, EM. (2016). Clinical acceptability of metal-ceramic fixed partial dental prosthesis fabricated with direct metal laser sintering technique-5 year follow-up. *J Indian Prosthodont Soc.*, **16**:193-197
- QUANTE, K., LUDWIG, K., KERN, M. (2008). Marginal and internal fit of metal-ceramic crowns fabricated with a new laser melting technology. *Dent Mater.*, **24**:1311-1315.
- QUALTROUGH, A., J, PIDDOCK V. (1997). Ceramics update. *J Dent restorations. Quintessence Int.*, **33**:415-426
- QUALTROUGH, A., J, PIDDOCK, V. (1997). Ceramics update. *J Dent.*, **25**:91-95
- SANTOS, EC., SHIOMI, M., OSAKADA, K., LAOUI, T.(2006). Rapid manufacturing of metal components by laser forming. *Int J Mach Tools Manufact.*, **46**:1459-1468.

- SCHONBERGER, J. , ERDELT, KJ., BAUMER, D., BEUER, F. (2017). Evaluation of Two Protocols to Measure the Accuracy of Fixed Dental Prostheses: An In Vitro Study. *J Prosthodont.* doi: 10.1111/jopr.12583
- SHIRATSUCHI, H., KOMINE, F., KAKEHASHI, Y., MATSUMURA, H. (2006). Influence of finish line design on marginal adaptation of electroformed metal-ceramic crowns. *J Prosthet Dent.*, **95**:237-242.
- SHOKRY T, ATTIA M, IHAB M. (2010) Effect of metal selection and porcelain firing on the marginal accuracy of titanium based metal ceramic restorations. *J Prosthet Dent.*, **103**:45-52.
- SMICHI, A., PETZOLDT, F., POHL, H. (2003). On the development of direct metal laser Sintering for rapid Tooling. *J Mater Process Technology.*, **141**: 319-328.
- SUNDAR, MK., CHIKMAGALUR, SB., PASHA, F.(2014). Marginal fit and microleakage of cast and metal laser sintered copings--an in vitro study. *J Prosthodont Res.*, **58**:252-8
- ŞENER, I. D. (2008) İki farklı tam porselen sistemi ile hazırlanan zirkonyum kronların iki farklı yapıştırma ajanı ile simantasyonu sonrasında marjinal sızıntı ve adaptasyonunun in vitro olarak değerlendirilmesi (Doktora Tezi, Marmara Üniversitesi)
- TAMAÇ, E. (2014). CAD/CAM, lazer sinterizasyon ve konvansiyonel döküm yöntemleriyle üretilen metal alt yapıli seramik kronların marjinal ve internal uyumlarının in vivo ve in vitro olarak karşılaştırılması ( Doktora Tezi, Ege Üniversitesi)
- TAMAÇ, E., TOKSAVUL, S.,TOMAN, M. (2014). Clinical marginal and internal adaptation of CAD/CAM milling, laser sintering, and cast metal ceramic crowns. *J Prosthet Dent.*, **112**:909-913.
- TRAINI, T., MANGANO, C., SAMMONS, RL., MANGANO, F., MACCHI, A., PIATTELLI, A. (2008). Direct laser metal sintering as a new approach to fabrication of an isoelastic functionally graded material for manufacture of porous titanium dental implants. *Dent Mater.*, **24**:1525-1533
- TYLMAN, SD. (1970). Theory and practice of crown and fixed partial prosthodontics. *Saint Louis:The C.V. Mosby Company*

- UCAR, Y., AKOVA, T., AKYIL, MS., BRANTLEY, WA. (2009). Internal fit evaluation of crowns prepared using a new dental crown fabrication technique: laser-sintered Co-Cr crowns. *J Prosthet Dent.*, **102**:253-9.
- UZUN, G. (2008). An overview of dental CAD/CAM systems. *Biotechnol & Biotechnol EQ.*, **22**:530-535.
- VAN NOORT, R. (2012). The future of dental devices is digital. *Dent Mater.*, **28**:3-12
- WIENEKE, BM., GERBER, HW.(2003). Rapid Prototyping technology- New potentials of offshore and abyssal engineering. *Proceedings of the 13th International Offshore and Polar Engineering Conference*, HawaiiUSA, Congress Book, 27-32.
- WILLIAMS, RJ., BIBB, R., EGGBEER, D., COLLIS, J. (2006). Use of CAD/CAM technology to fabricate a removable partial denture framework. *J Prosthet Dent.*, **96**:96-99.
- WOLFART S, WEGNER SM, AL-HALABI A, KERN M. (2003) Clinical evaluation of marginal fit of a new experimental all-ceramic system before and after cementation. *Int J Prosthodont.*, **16**:587-592
- WU, F., WANG, X., ZHAO, X., ZHANG, C., GAO, B. (2012). A study on the fabrication method of removable partial denture framework by Computer-aided design and rapid Prototyping. *Rapid Prototyping J.*, **18**:318-323.
- [www.eos.info/dental](http://www.eos.info/dental), 2014
- XU, D., XIANG, N., WEI, B. (2014). The marginal fit of selective laser melting-fabricated metal crowns: an in vitro study. *J Prosthet Dent.*, **112**:1437-40.
- YAVUZYILMAZ, H. (1985). Metal Destekli Estetik (Veneer-Kaplama) Kronlar. *Ankara: Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları*.
- YAVUZYILMAZ, H., TURHAN, B., BAVREK, B., KURT, E. (2005). Tam Porselen Sistemleri *I.Gazi Üniv Diş Hek Fak Derg.*, **22**:41-48.
- YILDIRIM, MP., BAYINDIR, F. (2013). Protetik diş tedavisinde hızlı prototip üretim teknolojileri. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.*, **23**:430-435

ZAN, T. (1999). Çeşitli yüzey şartlandırma işlemlerinin konvansiyonel dental porselenlerin eğilme dayanıklılığı üzerine etkisi. (Doktora Tezi,Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü)

ZARONE, F., RUSSO, S., SORRENTINO, R.. (2011). From porcelain-fused-to-metal to zirconia.*Clinical and experimental considerations.Dent Mater.*, **27**:83-96.

ZENG, L., ZHANG, Y., LIU, Z., WEI, B. (2015). Effects of repeated firing on the marginal accuracy of Co-Cr copings fabricated by selective laser melting. *J Prosthet Dent.*, **113**:135-139.



## ÖZGEÇMİŞ

### I-Bireysel Bilgiler

Adı: Mehmet

Soyadı: BİÇER

Doğum yeri ve tarihi: ESKİŞEHİR 1992

Uyruğu: T.C.

Medeni durum: Evli

### II-Eğitimi

|             |                                                                                                     |
|-------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------|
| 2016        | Afyon Sağlık Bilimleri Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik<br>Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı |
| 2010-2015   | Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi                                                      |
| 2006-2010   | Eskişehir Fatih Fen Lisesi                                                                          |
| Yabancı Dil | İngilizce                                                                                           |