

**T.C.  
DİCLE ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**TERMAL SIKLUS VE BASKI KUVVETİNE MARUZ BIRAKILAN GALVANO  
KRONLARDA MARJİNAL BÖLGE UYUMUNUN (STEREOMİKROSKOP) VE  
MARJİNAL BÖLGE YÜZEY ÖZELLİKLERİNİN (SEM'DE) İNCELENMESİ**

**DOKTORA TEZİ**

**Tahir KARAMAN**

**DANIŞMAN**

**Doç. Dr. S. Zelal ÜLKÜ**

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**DIYARBAKIR-2013**

**T.C.  
DİCLE ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**TERMAL SİKLUS VE BASKI KUVVETİNE MARUZ BIRAKILAN GALVANO  
KRONLARDA MARJİNAL BÖLGE UYUMUNUN (STEREOMİKROSKOP) VE  
MARJİNAL BÖLGE YÜZEY ÖZELLİKLERİNİN (SEM'DE) İNCELENMESİ**

**DOKTORA TEZİ**

**Tahir KARAMAN**

**DANIŞMAN**

**Doç. Dr. S. Zelal ÜLKÜ**

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**DİYARBAKIR-2013**

**Bu Doktora Tezi DÜBAP tarafından desteklenmiştir.  
Proje No: 12-DH-06**

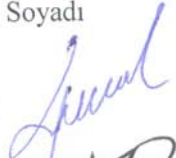




T.C  
DİCLE ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
MÜDÜRLÜĞÜ

“ TERMAL SIKLUS VE BASKI KUVVETİNE MARUZ BIRAKILAN GALVANO KRONLARDA MARJİNAL BÖLGE UYUMUNUN (STEREOMİKROSKOP) VE MARJİNAL BÖLGE YÜZEY ÖZELLİKLERİNİN (SEM'DE) İNCELENMESİ” isimli Doktora Tezi 25.06.2013 tarihinde tarafımızdan değerlendirilerek başarılı bulunmuştur.

Tez Danışmanı : Doç. Dr. S. Zelal ÜLKÜ

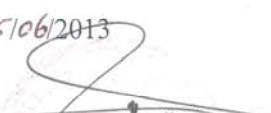
Tezi Teslim Eden : Dt. Tahir KARAMAN

Jüri Üyesinin

	Ünvanı	Adı Soyadı
Başkan	: Prof. Dr. Remzi NİĞİZ	
Üye	: Prof. Dr. Köksal BEYDEMİR	
Üye	: Prof. Dr. Rezzan GÜNER	
Üye	: Doç.Dr. Serhat Süha TÜRKASLAN	
Üye	: Doç. Dr. S. Zelal ÜLKÜ	

Yukarıdaki imzalar tasdik olunur.

25/06/2013

  
Prof. Dr. Safih HOŞOĞLU  
Dicle Üniversitesi  
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

## TEŞEKKÜR

Doktora eęitimim ve mesleęim boyunca her tűrlű bilgi ve deneyimini esirgemeyip bu çalıŐmanın yűrűtűlmesinde deęerli fikirleri ile katkıda bulunan tez danıŐmanım Doç.Dr. S. Zelal ŬLKŬ'ye en içten dileklerle teŐekkűr ederim.

Doktora tezi ilk danıŐmanım olan Prof. Dr. A. İhsan ZENGİLGŬL'e, Protetik DiŐ Tedavisi Anabilim Dalı'nda doktora eęitimine baŐlamamda bűyűk emekleri olan Prof. Dr. Remzi NİĒİZ ve Prof. Dr. Kűksal BEYDEMİR'e, ve tűm Protetik DiŐ Tedavisi Anabilim Dalı űęretim űyelerine, asistan arkadaŐlarıma ve personeline sonsuz teŐekkűrlerimi sunarım.

ÇalıŐmamın istatistiksel analizlerini gerçekleŐtiren Prof. Dr. M. Yusuf ÇELİK'e, Erciyes Ŭniversitesi DiŐ Hekimlięi Fakűltesi AraŐtırma Laboratuvarında çalıŐmalarına destek veren Doç. Dr. Mustafa ZORTUK'a, Erciyes Ŭniversitesi Teknoloji AraŐtırma ve Uygulama Merkezinde Stereomikroskop űlűmleri ve SEM incelemelerinde emeęi geçen İhsan AKŐİT'e teŐekkűr ederim.

Ayrıca yetiŐmemde ve bugűnlere gelmemde bűyűk emekleri olan aileme, sűrekli desteęini yanımda hissettięim eŐime sonsuz ūkranlarımı sunarım.

---

# İÇİNDEKİLER

---

Sayfa No

---

<b>Kabul ve Onay Sayfası</b> .....	II
<b>Teşekkür Sayfası</b> .....	III
<b>İçindekiler Dizini</b> .....	IV
<b>Şekiller Dizini</b> .....	VIII
<b>Resimler Dizini</b> .....	IX
<b>Grafikler Dizini</b> .....	XI
<b>Tablolar Dizini</b> .....	XII
<b>Simgeler ve Kısaltmalar Dizini</b> .....	XIII
<b>Türkçe Özet</b> .....	XIV
<b>İngilizce Özet</b> .....	XV
<b>1.Giriş ve Amaç</b> .....	1
<b>2.Genel Bilgiler</b> .....	3
2. 1 Sabit Protetik Restorasyonlar.....	3
2.2 Sabit Protezlerde Altyapı Materyalleri.....	3
2.2.1 Tarihçesi.....	3
2.2.1.1 Altının Tarihçesi.....	4
2.2.1.2 Galvano Sistemlerin Tarihçesi.....	5
2.2.2 Altyapı Materyali Olarak Kullanılan Alaşımlar.....	6
2.2.2.1 Soy Olmayan Alaşımlar.....	7
2.2.2.1.1 Nikel-Krom-Berilyum Alaşımları.....	7
2.2.2.1.2 Nikel-Krom Alaşımları.....	7
2.2.2.1.3 Kobalt-Krom Alaşımları.....	7
2.2.2.1.4 Titanyum&Titanyum Alaşımları.....	7
2.2.2.2 Soy Alaşımlar.....	7
2.2.2.2.1 Altın-Platin-Paladyum alaşımları.....	8
2.2.2.2.2 Altın-Paladyum-Gümüş alaşımları.....	8
2.2.2.2.3 Altın-Paladyum alaşımları.....	9

2.2.3 Diş hekimliğinde Altının Kullanım Alanları.....	9
2.2.4 Diş hekimliğinde Kullanılan Materyallerin Özellikleri.....	11
2.2.4.1 Fiziksel Özellikler.....	11
2.2.4.1.1 Mekanik özellikler.....	12
2.2.4.1.1.1 Dayanım .....	12
2.2.4.1.1.2 Sertlik.....	12
2.2.4.1.1.3 Elastikiyet.....	13
2.2.4.1.1.4 Plastisite.....	14
2.2.4.1.2 Elektriksel ve Elektrokimyasal özellikler.....	14
2.2.4.1.3 Termal özellikler.....	14
2.2.4.1.3.1 Termal genleşme.....	15
2.2.4.1.3.2 Isı akışı.....	15
2.3 Sabit Protezlerde Altyapı Şekillendirme Yöntemleri.....	15
2.3.1 Geleneksel Döküm Yöntemleri.....	15
2.3.2 Elektroliz Kaplama Sistemleri.....	16
2.3.2.1 Alkali siyanür banyoları.....	18
2.3.2.2 Asit Siyanür Banyoları.....	19
2.3.2.3 Nötral Siyanür Banyoları.....	19
2.3.2.4 Siyanür İçermeyen Banyolar.....	19
2.3.3 Sabit Protetik Restorasyonlarda Bilgisayar Destekli Tasarım(CAD) ve Bilgisayar Destekli Üretim(CAM).....	20
2.3.3.1 Dental CAD-CAM sistemleri ile altyapı tasarımı ve üretilmesi.....	21
2.3.3.2 Dental CAD-CAM Sistemleri.....	22
2.3.3.2.1 Cerec sistemi.....	22
2.3.3.2.2 Duret sistemi.....	22
2.3.3.2.3 DCS President sistemi.....	22
2.3.3.2.4 Procera All Ceram Sistemi.....	22
2.3.3.2.5 Cicero sistemi.....	23
2.3.3.2.6 Lava CAD/CAM sistemi.....	23
2.3.3.2.7 Celay sistemi.....	23
2.3.3.2.8 Hint-Els DentaCAD sistemi.....	24
2.3.3.3 Hızlı Prototip Üretim Teknolojileri.....	24
2.3.3.3.1 Hızlı Prototip Model Üretimi.....	25
2.3.3.3.1.1 Veri Toplanması.....	26

2.3.3.3.1.2 Verilerin İşlenmesi.....	26
2.3.3.3.1.3 Modelin üretilmesi.....	26
2.3.3.3.1.3.1 Stereolitografi (SLA).....	26
2.3.3.3.1.3.2 Seçici Lazer Sinterleme (SLS).....	27
2.3.3.3.1.3.3 Ergimiş Malzeme Yığıma Yöntemi (FDM) ).....	27
2.3.3.3.1.3.4 Tabakalı Nesne Üretimi (LOM).....	28
2.3.3.3.1.3.5 Boyutlu Baskılama (3DP).....	28
2.3.3.3.1.3.6 Lazer ile Net Şekillendirme Yöntemi (LENS).....	28
2.4 Sabit Protezlerde Preparasyon Esasları ve Basamak Tipleri.....	29
2.4.1 Diş Yapısının Korunması.....	29
2.4.2 Tutuculuk ve Direnç.....	29
2.4.2.1 Koniklik.....	29
2.4.2.2 Hareket Serbestliği.....	30
2.4.2.3 Kron Boyu.....	30
2.4.2.4 İç Yapıların Düzenlenmesi.....	30
2.4.2.5 Giriş Yolu.....	30
2.4.3 Yapısal Sağlamlık.....	31
2.4.3.1 Okluzal Aşındırma.....	31
2.4.3.2 Fonksiyonel Tüberkül Bizotajı.....	31
2.4.3.3 Aksiyal aşındırma.....	31
2.4.4 Marjinal Bütünlük.....	32
2.4.4.1 Chamfer.....	32
2.4.4.2 Derin chamfer (Heavy chamfer).....	33
2.4.4.3 Shoulder.....	33
2.4.4.4 İç açısı yuvarlatılmış shoulder (Radial shoulder).....	33
2.4.4.5 Bizotajlı shoulder.....	33
2.4.4.6 Bıçak sırtı (Knife-edge).....	33
2.4.5 Periodonsiyumun Korunması.....	34
2.5 Sabit Protetik Restorasyonlarda Kullanılan Yapıştırma Simanları.....	34
2.5.1 Fosfat Simanlar.....	35
2.5.2 Fenolat Simanlar.....	35
2.5.3 Polikarboksilat Simanlar.....	36
2.5.3.1 Çinko Polikarboksilat Siman.....	36
2.5.3.2 Cam İyonomer Simanlar.....	36

2.5.4 Rezin Simanlar.....	37
2.6 Marjinal Uyum.....	37
2.6.1 Marjinal uyumun değerlendirilme yöntemleri.....	38
2.7 Termal Siklus İşlemi.....	40
2.8 Baskı Kuvveti.....	41
<b>3.Gereç ve Yöntem</b> .....	42
3.1 Paslanmaz Çelik Dayların Hazırlanması.....	43
3.2 Galvano Kopinglerin Hazırlanması .....	46
3.3 Laser Sinter Co-Cr Kopinglerin Hazırlanması.....	49
3.4. Lazer sinter Co-Cr üzeri altın kaplı kopinglerin hazırlanması.....	54
3.5 Kopinglerin Marjinal Uyumlarının Ölçülmesi.....	55
3.6 Kopinglere termal siklus işlemi uygulanması.....	59
3.7 Kopinglere baskı kuvveti işlemi uygulanması.....	61
3.8 İstatistiksel Analiz.....	62
<b>4.Bulgular</b> .....	63
4.1 Kopinglerin marjinal aralık ölçüm sonuçları.....	63
4.1.1Kopinglerin marjinal aralık ölçüm sonuçlarının istatistiksel olarak değerlendirilmesi.....	64
4.1.2 Altyapı materyallerinin basamak preparasyon tipine göre marjinal aralık ölçüm sonuçlarının istatistiksel olarak değerlendirilmesi.....	69
4.2 Kopinglerin yüzey özelliklerinin değerlendirilmesi.....	71
4.2.1 Galvano Kopinglerin işlem öncesi ve sonrası yüzey görüntüleri.....	71
4.2.2 Lazer Sinter Co-Cr kopinglerin işlem öncesi ve sonrası yüzey görüntüleri.....	72
4.2.3 Lazer Sinter Co-Cr üzer Altın kaplama kopinglerin işlem öncesi ve sonrası yüzey görüntüleri.....	73
<b>5.Tartışma</b> .....	74
<b>6.Sonuç ve Öneriler</b> .....	86
<b>7. Kaynaklar</b> .....	87
<b>8. Özgeçmiş</b> .....	100



## ŞEKİLLER

---

**Şekil 1.** Sabit protetik restorasyonlarda kullanılan alaşımların sınıflandırılması

**Şekil 2.** Materyallerin fiziksel özelliklerinin sınıflandırılmış çizelgesi

**Şekil 3.** Elektro-kaplama sistemi

**Şekil 4.** Metal bileşiklerinin tabakalama üretim tekniği ile hızlı üretimi

**Şekil 5.** Farklı marjinal sonlanma şekilleri

**Şekil 6.** Simanların bağlanma mekanizmalarına göre sınıflandırılması

**Şekil 7.** Farklı marjinal yapılarda marjinal aralığın dikey yönde ölçülmesi

**Şekil 8.** Marjinal uyum terminolojisi

**Şekil 9.** Paslanmaz çelik day modellerinin bilgisayar programı ile çizimi

## RESİMLER

---

**Resim 1.** Paslanmaz çelik day modellerinin üretildiği CNC frezeleme cihazı

**Resim 2.** Farklı marjinal sonlanma şekillerine sahip paslanmaz çelik day modeller

**Resim 3.** Bıçak sırtı marjinal sonlanma şekline sahip daylar üzerinde ölçümleri gerçekleştirmek için elde edilen çelik halka

**Resim 4.** Çalışmamızda kullandığımız paslanmaz çelik daylar

**Resim 5.** Paslanmaz çelik day Modeller özel olarak hazırlanmış kalıp içerisinde

**Resim 6.** Kalıp içerisindeki dublikat day modeller

**Resim 7.** Trimleme işlemi tapılmış dublikat day modeli ve Bakır tellerin dublikat daylara sabitlenmesi işlemi

**Resim 8.** Cihazın elektroşekillendirme işlemi için ayarlanması ve dayların cihazın yükleme kafasına yerleştirilmesi

**Resim 9.** Elektroşekillendirme işlemi tamamlandıktan sonraki kopinglerin görüntüsü

**Resim 10.** 3SHAPE D700 Scanner Cihazı

**Resim 11.** Modelin ilk taranmış hali

**Resim 12.** Kole bölgesinin oluşturulması

**Resim 13.** Modelaj başlangıç safhası

**Resim 14.** Modelaj işlemi son hali

**Resim 15.** Hata tarama işleminin uygulanması ve Titanyum plakaya bağlantıların oluşturulması

**Resim 16.** Realizer SLM 100 Lazer Sinterleme Cihazı

**Resim 17.** Titanyum plakaya dizayn işlemi

**Resim 18.** Co-Cr Toz metalin serici bölüme doldurulması işlemi

**Resim 19.** Sızdırmaz kabin kapağının kapatılıp makinenin işlem için hazır duruma getirilmesi

**Resim 20.** Çalışma esnasındaki görünüm

**Resim 21.** Lazer sinterleme işlemi bittikten sonraki görünüm

**Resim 22.** Lazer Sinter Co-Cr kopinglerin titantum plaka üzerindeki görünümü

**Resim 23.** Elektrokaplama işlemi için Lazer sinter Co-Cr kopinglerin cihazın yükleme kafasına yerleştirilmesi

**Resim 24.** Elde edilen Lazer sinter Co-Cr, Lazer sinter Co-Cr üzeri altın kaplı kopingler ve Galvano kopingler

**Resim 25.** Stereomikroskop ünitesi

**Resim 26.** Lazer sinter Co-Cr kopingin x10 objektif büyütme ile stereomikroskop görüntüsü

- Resim 27.** Galvano kopingin x20 objektif büyütme ile stereomikroskop görüntüsü
- Resim 28.** Lazer sinter Co-Cr üzeri altın kaplı kopinglerin x20 objektif büyütme ile stereomikroskop görüntüsü
- Resim 29.** Dinamik kuvvet uygulama cihazı
- Resim 30.** Termal siklüs cihazının işlem için programlanması
- Resim 31.** Çalışmamızda kullandığımız termal siklüs cihazı
- Resim 32.** Çalışmamızda kullandığımız Instron Universal test cihazı
- Resim 33.** Galvano koping yüzeyinin işlem öncesi x5000 (solda) ve x1000 (sağda) görüntüleri
- Resim 34.** Galvano koping yüzeyinin işlem sonrası x5000 (solda) ve x1000 (sağda) görüntüleri
- Resim 35.** Lazer sinter Co-Cr koping yüzeyinin işlem öncesi x5000 (solda) ve x1000 (sağda) görüntüleri
- Resim 36.** Lazer sinter Co-Cr koping yüzeyinin işlem sonrası x5000 (solda) ve x1000 (sağda) görüntüleri
- Resim 37.** Lazer sinter Co-Cr üzeri Altın kaplama koping yüzeyinin işlem öncesi x5000 (solda) ve x1000 (sağda) görüntüleri
- Resim 38.** Lazer sinter Co-Cr üzeri Altın kaplama koping yüzeyinin işlem sonrası x5000 (solda) ve x1000 (sağda) görüntüleri

## GRAFİKLER

---

**Grafik 1.** Chamfer basamak preparasyonuna sahip galvano kopinglerin Simantasyon öncesi, sonrası ve Termal siklus ve Baskı kuvveti işlemleri sonrası ortalama marjinal aralık ölçüm değerleri

**Grafik 2.** Derin Chamfer basamak preparasyonuna sahip galvano kopinglerin Simantasyon öncesi, sonrası ve Termal siklus ve Baskı kuvveti işlemleri sonrası ortalama marjinal aralık ölçüm değerleri

**Grafik 3.** Bıçak sırtı basamak preparasyonuna sahip galvano kopinglerin Simantasyon öncesi, sonrası ve Termal siklus ve Baskı kuvveti işlemleri sonrası ortalama marjinal aralık ölçüm değerleri

**Grafik 4.** Chamfer basamak preparasyonuna sahip lazer sinter Co-Cr kopinglerin Simantasyon öncesi, sonrası ve Termal siklus ve Baskı kuvveti işlemleri sonrası ortalama marjinal aralık ölçüm değerleri

**Grafik 5.** Derin Chamfer basamak preparasyonuna sahip lazer sinter Co-Cr kopinglerin Simantasyon öncesi, sonrası ve Termal siklus ve Baskı kuvveti işlemleri sonrası ortalama marjinal aralık ölçüm değerleri

**Grafik 6.** Bıçak sırtı basamak preparasyonuna sahip lazer sinter Co-Cr kopinglerin Simantasyon öncesi, sonrası ve Termal siklus ve Baskı kuvveti işlemleri sonrası ortalama marjinal aralık ölçüm değerleri

**Grafik 7.** Chamfer basamak preparasyonuna sahip lazer sinter Co-Cr üzeri altın kaplama kopinglerin Simantasyon öncesi, sonrası ve Termal siklus ve Baskı kuvveti işlemleri sonrası ortalama marjinal aralık ölçüm değerleri

**Grafik 8.** Derin Chamfer basamak preparasyonuna sahip lazer sinter Co-Cr üzeri altın kaplama kopinglerin Simantasyon öncesi, sonrası ve Termal siklus ve Baskı kuvveti işlemleri sonrası ortalama marjinal aralık ölçüm değerleri

**Grafik 9.** Bıçak sırtı basamak preparasyonuna sahip lazer sinter Co-Cr üzeri altın kaplama kopinglerin Simantasyon öncesi, sonrası ve Termal siklus ve Baskı kuvveti işlemleri sonrası ortalama marjinal aralık ölçüm değerleri

**Grafik 10.** Chamfer basamak preparasyonu marjinal aralık ölçüm değerleri karşılaştırma

**Grafik 11.** Derin Chamfer basamak preparasyonu marjinal aralık ölçüm değerleri karşılaştırma

**Grafik 12.** Bıçak sırtı basamak preparasyonu marjinal aralık ölçüm değerleri karşılaştırma

## TABLÖLAR

---

**Tablo 1.** Diş hekimliğinde kullanılan altın alaşımları, içerikleri ve endikasyonları

**Tablo 2.** American Dental Association(ADA) sınıflamasına göre kullanılan altın alaşımları

**Tablo 3.** Çalışmada kullanılan kopingler ve marjinal sonlanma şekilleri

**Tablo 4.** Kopinglerin marjinal aralık ölçüm değerleri

## SİMGELER VE KISALTMALAR

---

Ni-Cr	Nikel-Krom
Co-Cr	Kobalt-Krom
CAD/CAM	Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing
Au	Altın
ADA	American Dental Association
$\mu$	micron
mm	milimetre
$\mu\text{m}$	mikrometre
KAu (CN) <sub>2</sub>	Potasyum altın siyanür
[Au(CN) <sub>2</sub> ] <sup>-</sup>	Altın siyanür
SLM	Selective Laser Melting
SLS	Selective Laser Sintering
SEM	Scanning Electron Microscope
cm	santimetre
VHN	Vickers Hardness Number
N	Newton
ark.	Arkadaşları
CNC	Computer Numerical Control
°C	Celsius
%	yüzde
Y-TZP	Yttriyum tetragonal zirkonya polikristal

## ÖZET

Galvano kronlar, içeriğindeki altının ağız dokuları ile biyouyumlu olması, altyapı materyallerinde kullanılan alaşımlardan bir kısmının toksik etkilerinin bulunmasından dolayı diş hekimliğinde protetik restorasyonların altyapısında kullanılmaktadırlar. Altının elektroliz yöntemiyle bir yüzey üzerine çökertilmesiyle elde edilen galvano kopingler, marjinal uyumlarının oldukça iyi olmasının yanısıra estetik üstünlükleri sebebi ile de geleneksel yöntemlerle elde edilen restorasyonlara alternatif olarak tercih edilmektedirler.

Yapılan literatür taramalarında genelde iki farklı preparasyon tipine sahip galvano kronların marjinal uyumları değerlendirilmiş olmakla birlikte, farklı basamak preparasyonuna sahip galvano kopingler ile lazer sinterleme yöntemi ile elde edilen Co-Cr kopingler ve lazer sinterleme yöntemi ile elde edilmiş Co-Cr üzerine altın kaplanan kopinglerin marjinal uyumları ile ilgili çalışmaya rastlanmadı.

Bu çalışmada; farklı basamak preparasyonuna sahip 90 adet paslanmaz çelik model üzerine yapılan galvano kopinglerin, lazer sinterleme yöntemi ile elde edilmiş olan Co-Cr kopinglerin ve lazer sinterleme yöntemi ile elde edilmiş Co-Cr üzerine altın kaplanan kopinglerin simantasyon öncesi, sonrası ve termal siklus ve basma kuvvetine maruz bırakılması işlemleri sonrası marjinal bölge uyumları ve yüzey özellikleri değerlendirildi.

Elde edilen sonuçlara göre simantasyon öncesi yapılan aralık ölçümlerinde en düşük değeri galvano kopinglerden Chamfer tip basamak preparasyonuna sahip galvano kopingler gösterdi ( $24.468 \pm 5.828 \mu\text{m}$ ). Lazer sinterleme ile elde edilen Co-Cr kopinglerden en düşük marjinal aralık ölçümleri Derin Chamfer basamak preparasyonuna sahip kopinglerde elde edildi ( $60,430 \pm 10.674 \mu\text{m}$ ). Lazer sinterleme yöntemi ile elde edilmiş Co-Cr üzerine altın kaplanan kopinglerin simantasyon öncesinde yapılan ölçümlerde ise en düşük marjinal aralık değerleri Derin Chamfer basamak preparasyonuna sahip kopinglerde elde edildi ( $58,905 \pm 6.902 \mu\text{m}$ ). Simantasyon öncesi yapılan ölçümlerde Bıçak sırtı basamak preparasyonuna sahip kopinglerde marjinal aralık değerleri Chamfer ve Derin Chamfer basamak preparasyonuna sahip kopinglere göre yüksek bulundu.

**Anahtar Kelimeler:** Galvano kronlar, Termal siklus, Marjinal Uyum, Basma kuvveti

## ABSTRACT

Galvano crowns, owing to being biocompatible with oral tissues at the gold of its content, being found effective of toxic in the part of alloys which is used in the substructure materials, have been used in the substructure of prosthetic restoration in the dentistry. Galvano copings which is obtained with electrolyt deposition of gold to a surface, beside being fairly well of marginal fit, also because of esthetical advantage it has been preferred as alternative to the restorations which is obtained with conventional methods.

At literature compings which is done usually with being utilized the marginal fit of galvano crowns which has been two different preparation type, with galvano copings which have been different type preparation Co-Cr copings which are obtained with sintered method with laser and it hasn't been found studies about with marginal fit of copings which is covered the gold on Co-Cr which is obtained with laser sintered method.

At this study; it was utilized the surface traits and marginal fit before and after of process which have been exposed to thermal cycling and compressive force of galvano copings which have been done on the ninety amount stainless steel model which have different types of preparation, Co-Cr copings which have been obtained with laser sintered method and copings which are covered gold on Co-Cr which has been obtained with laser sintered method.

According to results which are found, the galvano copings which have Chamfer type of preparation showed the most low worth at the gap measurements which have done before cementation( $24.468 \pm 5.828 \mu\text{m}$ ). The lowest marginal gap measurements were obtained at the copings which have Deep Chamfer preparation From the Co-Cr copings which are obtained with laser sintered ( $60,430 \pm 10.674 \mu\text{m}$ ). The lowest marginal gap worths were obtained at the copings which have Deep Chamfer preparation at the measurements which were done before cementation of copings which were covered gold on Co-Cr was obtained with laser sintered method( $58,905 \pm 6.902 \mu\text{m}$ ). In the measurements which were done before cementation, marginal gap worths at the copings which have Knife Edge preparation was found high in proportion to the copings which have Chamfer and Deep Chamfer preparation.

**Key words:** Galvano crowns, Thermal cycling, Marginal fit, Compressive force



## 1.GİRİŞ ve AMAÇ

---

Çeşitli sebeplerden dolayı oluşabilecek diş kayıplarının protetik restorasyonlar ile rehabilitasyonu, hastanın yaşam konforunu olumlu yönde etkiler<sup>(1)</sup>. Diş kayıplarının restorasyonunda, endikasyonun uygun olması halinde sıklıkla sabit bölümlü protez restorasyonları tercih edilmektedir. Protetik restorasyonların estetik ve fonksiyonel olarak hastayı tatmin etmesi, ağız dokuları ile biyouyumlu olması ve uzun dönem klinik başarı gösterebilmesi için mekanik özelliklerinin yanısıra marjinal uyumunun da oldukça iyi olması beklenir. Yapılan restorasyonlarda marjinal aralığın fazla olması sonucu destek dişle ilgili problemler, periodontal problemler ve simantasyon ile ilgili problemler görülür<sup>(2)</sup>. Marjinal aralığın fazla olması, simanın hızlı bir şekilde çözünmesine, plak akümülyasyonuna, bakteri birikimine, destek dişlerde kole bölgesinde çürüklere ve mikrosızıntı sonucu periapikal lezyonlara sebep olmakta ve sonuçta restorasyonun başarısızlığına yol açmaktadır<sup>(1,3)</sup>.

Yapılacak restorasyonlarda kullanılacak maddeler ağız dokuları ile temas halinde olduklarından elemental iyon salınımı seviyesinde etkileşim halinde bulunurlar<sup>(4)</sup>. Restorasyonlardaki materyallerin toksik ve alerjik etkiye sahip olması da restorasyonları başarısız kılar<sup>(5)</sup>. Bu sebeple restorasyonlarda kullanılan maddelerin biyolojik özelliklerinin de iyi bilinmesi gerekmektedir. Periyodik tabloda bulunan 25'den fazla element dental alaşımlarda kullanılmakta olup bu elementlerin vücuda salınımları sonucu oluşabilecek yan etkileri bilmemiz gerekir<sup>(6)</sup>.

Günümüz diş hekimliğinde sıklıkla kullanılan materyaller 4 gruba ayrılmakta olup bunlar; metaller, seramikler, polimerler ve kompozitlerdir<sup>(7)</sup>. Protetik restorasyonlarda sıklıkla kullandığımız malzemeler ise; metal alaşımlar, akrilikler rezinler-polimerler ve seramiklerdir<sup>(5)</sup>. Diş hekimleri düşük maliyetlerinden dolayı sabit bölümlü protezlerin altyapısında Ni-Cr alaşımları yüksek oranda kullanılmaktadırlar<sup>(8,9,10)</sup>. Ni-Cr alaşımlı seramik restorasyonların ekonomik olmasının yanında bir takım dezavantajları da bulunmaktadır. Başlıca dezavantajları; kole bölgesinde renk uyumsuzluğuna sebep olma, döküm netliğinin iyi olmaması ve en önemlisi zayıf biyouyumluluğuna sahip olmalarıdır<sup>(6,11)</sup>. Ni-Cr alaşımlı seramik restorasyonlarının bu dezavantajlarından dolayı Nikel içermeyen ve biyouyumluluğu yüksek altyapı materyalleri alternatif olarak önem kazanmaya başlamıştır<sup>(12)</sup>. Bu alternatif altyapı materyalleri arasında Co-Cr içerikli alaşımlar ve Altın içerikli alaşımlar kullanılmaktadır<sup>(8,13,14,15,16,17,18)</sup>.

Altın, diş hekimliğinde 4000 yılı aşkın bir süredir kullanılmaktadır. 20. yy sonlarına doğru altının elektroliz yöntemiyle bir yüzey üzerine çökeltilmesi ile dişhekimliğinde galvano

kopingler üretilmeye başlanmıştır. Galvano kopingler üzerine porselen işlenmesi ile birlikte yapılan galvanoseramik restorasyonlar diğer seramik restorasyonlara alternatif olarak kullanılmaya başlanmıştır. Galvanoseramik restorasyonların marjinal uyumlarının iyi olması, kole bölgesinde dişeti dokuları ile uyumunun iyi olması, estetik olması ve biyouyumluluğunun yüksek olması önemli avantajlarındandır<sup>(10,14)</sup>.

Teknolojideki son gelişmelere rağmen ideal restoratif materyali bulma ile ilgili araştırmalar hala devam etmektedir. İdeal bir restoratif materyalde aranan başlıca özellikler şunlar olmalıdır; diş ve kemik yapıları ile biyouyumlu olmalı, diş-dişeti doğal görünümünü etkilememeli, mine ve dentin yapısına uygunluk göstermeli ve kaybedilen veya zarar görmüş dokuların fonksiyonunu devam ettirmelidir<sup>(4)</sup>.

Çalışmalarda Galvanoseramik kronlar ile geleneksel döküm yöntemi ile elde edilmiş metal destekli seramik kronların marjinal aralık ölçümleri in vitro olarak incelenmiş ve galvanoseramik restorasyonların kenar açıklıkları, geleneksel yöntemlerle elde edilen restorasyonlara göre oldukça az bulunmuştur<sup>(15,19,20)</sup>.

Yapılan literatür taramalarında farklı basamak preparasyonuna sahip galvano kopingler ile lazer sinterleme yöntemi ile elde edilen Co-Cr kopingler ve lazer sinterleme yöntemi ile elde edilmiş Co-Cr üzerine altın kaplanan kopinglerin marjinal uyumları ile ilgili çalışmaya rastlanmadı.

Bu çalışmada amaç; farklı basamak preparasyonuna sahip paslanmaz çelik modeller üzerine yapılan ve farklı altyapı materyallerinden elde edilen kopinglerin simantasyon öncesi, sonrası ve termal siklus ardından baskı kuvvetine maruz bırakılmaları sonrasındaki marjinal aralık miktarlarının ölçülmesi, karşılaştırılması ve yüzey özelliklerinin değerlendirilmesidir.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1 SABİT PROTETİK RESTORASYONLAR

Sabit bölümlü protezler eksik ve fonksiyonel olarak kaybedilmiş dişlerin metal destekli, metal-seramik ve tam seramik restorasyonlar ile yerine konulması sanatı ve bilimidir. Sabit protetik restorasyonlar restore edilecek diş sayısına bağlı olarak tek diş ile sınırlı olabildiği gibi tüm oklüzyonuda kapsayacak şekilde planlanabilir<sup>(1,21,22,23)</sup>.

Ağız içerisinde bulunan ve protetik olarak restore edilmesi gereken doğal dişin şekil, fonksiyon ve estetiğini kazandıran sabit protez türüne 'kron protezi' adı verilir. Sabit bölümlü protezler, kaybedilmiş diş sayısına bağlı olarak diğer dişler üzerine daimi olarak yapıştırılan protetik uygulama çeşididir. Bu şekilde uygulanan restorasyonlar protez uzmanları tarafından genellikle köprü restorasyonu olarak ifade edilir<sup>(1,3,21,22,23)</sup>.

Diş hekimliğinde sabit protetik restorasyonlarda kullanılan kron tipleri tam ve parsiyel kronlar olarak sınıflandırılmış ve kullanılan seramik restorasyonların elde edilme ve kimyasal içeriğine göre ise aşağıdaki şekilde sınıflandırılmışlardır<sup>(3,24)</sup>.

#### 1. Geleneksel metal destekli seramik restorasyonlar

- Soy Metal Alaşımlar
- Soy Olmayan Alaşımlar

#### 2. Tam seramik restorasyonlar

- Cam seramikler
- Cam infiltre edilmiş seramikler
- CAD/CAM sistemleri

### 2.2 SABİT PROTEZLERDE ALTYAPI MATERYALLERİ

#### 2.2.1 TARİHÇESİ

Diş hekimliğinde kullanılan alaşımlardan altın içerikli alaşımların, kullanılan ilk alaşımlar olduğu bildirilmektedir. 1940'lara gelindiğinde parsiyel protezlerin altyapısında kullanılan Ni-Cr içerikli alaşımlar kullanılmaya başlanmıştır<sup>(25)</sup>. 1800'lü yıllardan beri estetik diş hekimliğinde kullanılan metal destekli restorasyonların klinik kullanımları ile ilgili ilk raporlar 1950'lerde yayınlanmaya başlamıştır<sup>(26)</sup>.

Kayıp mum döküm tekniğiyle alaşımlardan protetik restorasyonların altyapılarının elde edilmesi yöntemi uzun bir süredir kullanılan bir yöntemdir. 1844 yılında Fransız diş hekimi Agiulhon de Saran tarafından altın dökümü yapılarak inlay restorasyonu elde

edilmiştir. 19. Yüzyılın ikinci yarısında ise farklı altın inlay yapım yöntemleri geliştirilmiştir. 1897 yılında Philbrook tarafından altın inlayların elde edilmesinde basınçlı döküm yöntemi kullanılması önerilmiştir<sup>(27,28)</sup>.

1907 yılına gelindiğinde William Taggart tarafından basınçlı döküm yöntemi ile altın inlay hassas bir şekilde elde edildi ve bu yöntem daha sonraları protetik restorasyonların altyapılarının elde edilmesinde de kullanılmaya başlandı. 1929 yılında ise R.W. Erdle ve C.H. Prange, Krom-Kobalt alaşımları ve döküm tekniklerini geliştirip diş hekimliğinin kullanımına sunmuşlardır<sup>(3,27,28)</sup>.

Daha sonraları döküm tekniğine alternatif çalışmalar devam etmiş olup 1984 yılında Francois Duret tarafından ilk dental CAD-CAM sistemi ile tek üye full kron üretimi gerçekleştirilmiştir<sup>(29,30,31)</sup>.

### **2.2.1.1 Altının Tarihçesi**

Çeşitli nedenlerle kaybedilmiş dişlerin restorasyonu milattan önceki yüzyıllara dayanmaktadır. Bu amaçla kullanılan en eski restoratif materyallerden biriside altındır<sup>(32)</sup>.

Altın, eski Anglo-sakson dilinde ‘geolo’ yani ‘sarı’ olarak sembolendirilir iken Latince’de Au (Aurum) yani ‘parıldayan, ışıldayan’ olarak anlamlandırılır<sup>(33)</sup>. Altın, diş hekimliğinde kullanılan en eski materyallerdendir. Dental restoratif materyal olarak 4000 yıldan beri kullanılmaktadır ve son 100 yıldır diş hekimliği uygulamalarında gittikçe artan bir oranda kullanımına devam edilmektedir<sup>(32)</sup>. Birtakım diş hekimliği tarihçileri 1914 yılında, Giza piramitlerindeki definlerden Junker tarafından altın telle tutturulan iki molar dişin keşfini milattan önce 3000 yıl öncesinde 4. veya 5. hanedan üyelerine dayandırmaktadırlar<sup>(34)</sup>. Mısırda keşfedilen mumyalarda transplante edilmiş insan dişleri ve insan dişi formunda fildişleri bulunmuştur<sup>(7)</sup>. Bu keşiften başka altın teller ile bağlı dişler Etrüsk ve Ekvator Esmeralda mezarlarında da görülmüştür. Etrüsk buluntularında milattan önce 7. yy da bazı mezarlarda, kayıp ön dişlerin altın teller ve altın şeritlerle birbirlerine perçinleştirildikleri görülmüştür. Kaybedilmiş dişler kök seviyelerinden kesilmiş ve yandaki dişlere altın tellerle bağlanmışlardır. Bulunan bazı örneklerde ise, yapay diş altın ile şekillendirilip diğer dişlere perçinleştirilmiştir<sup>(34)</sup>.

Milattan önceki çağlardan beri kullanılan altın, uzun bir süre diş hekimliğinde gelişim gösterememiştir. 19. yy sonlarına doğru kayıp mum tekniği ile dökümü yapılan altın yeniden popüler olmaya başlamıştır<sup>(34)</sup>. Geleneksel döküm yöntemlerinin<sup>(34)</sup> ve karmaşık işlemler gerektirmesi, altın iyonlarının elektrolitik depozisyonunu gündeme getirmiştir. 19. yy başlarında Brugnatelli tarafından altının elektrodepozisyonu ile ilgili çalışmalar yapılmış ve

19. yy ortalarına doğru elektrokaplama sistemi diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmıştır<sup>(14,33)</sup>. Elektroşekillendirme ve elektrokaplama işlemi prosedür olarak birbirlerine benzerler ancak burada temel farklar oluşan iyon çökeltisinin kalınlığı, işlemin süresi ve iyonların çökeldiği yüzeydir<sup>(35,36)</sup>. Elektroşekillendirme işlemi son yıllarda diş hekimliğinde artan bir oranda kullanılmaktadır<sup>(7,32)</sup>. Altının elektroşekillendirme sistemi ile diş hekimliğinde kullanılabilmesi için bir takım ekipmana ve banyo solüsyonlarına ihtiyaç duyulmaktadır<sup>(14)</sup>.

### 2.2.1.2 Galvano Sistemlerin Tarihçesi

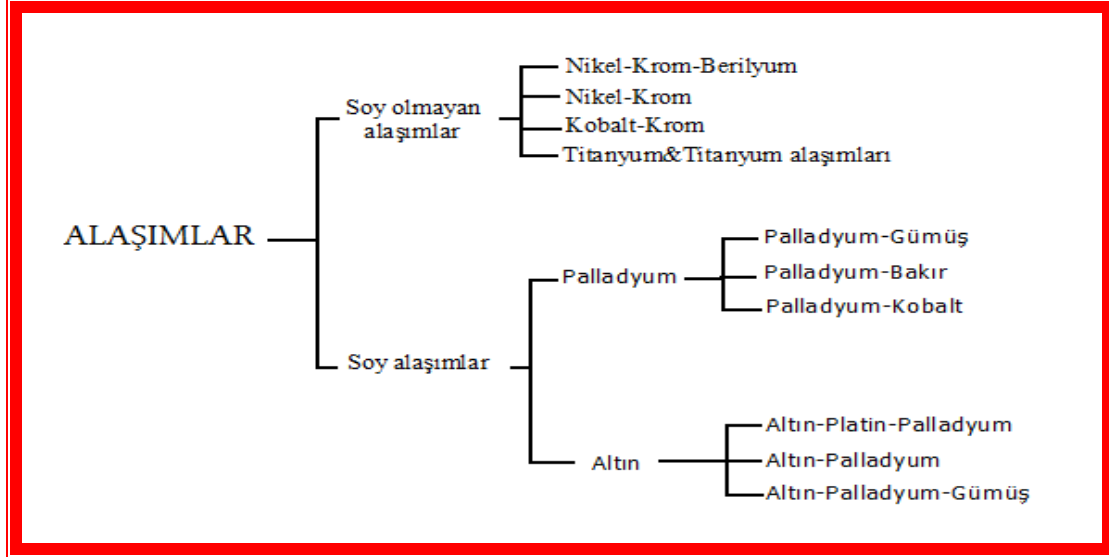
Galvanik işlem ile altın iyonlarının özel olarak hazırlanmış day üzerine elektroliz yoluyla çökeltilmesi sonucu galvano altyapılar elde edilir. Galvano kronlar, tam seramik veya metal destekli seramik restorasyonlara alternatif olarak kullanılırlar. Elektroforming teknolojisinden sarı-altının olağanüstü incelikte ve uniform kalınlıkta elde edilmesi işleminde yararlanır<sup>(14)</sup>.

Elektrokaplama sisteminin tarihi 1800'lü yıllara uzanır<sup>(14,36)</sup>. 1840'lı yıllarda diş hekimliğinde kullanılmaya başlanan elektrokaplama işleminde 1935 yılına gelindiğinde Damiano ve Viverihofi tarafından hassas, abrazyona dirençli day üretimi gerçekleştirilmiştir. Ancak sistemin ilk kullanımlarında banyo solüsyonu adı verilen işlemin gerçekleştiği solüsyonda siyanür kullanılmışlardır. Kullandıkları banyo solüsyonları ile altın, bakır, kadmiyum, nikel ve gümüş ile hassas altyapı elde etmelerine rağmen, solüsyondaki bileşenlerin kimyasal yapısı, uygulanan ısısal işlemin deformasyona sebebiyet vermesi, solüsyonların içerisinde siyanür bulunması dental kullanım için kontrendikasyon oluşturmuştur<sup>(37)</sup>.

1961'de Rogers tarafından altın tabaka metal yüzeye çöktürülüp 'Elektroşekillendirme' olarak tanımlanmıştır<sup>(38,39)</sup>, sonrasında Rogers bu prosedürleri porselen kronlar için altından kopingleri içerecek şekilde genişletmiştir<sup>(40,41)</sup>. Elektrolizle kaplama ve elektroşekillendirme arasındaki farklılık metal üzerinde biriken çökeltinin kalınlığıdır. Sistemin kullanım aşamalarında banyo solüsyonları içeriğinde tehlikeli olan siyanürlü solüsyonlar kullanılmıştır, fakat 1983 yılında Wisman tarafından sinayür içermeyen elektrolitli banyo solüsyonu geliştirilmiştir. Tüm bu işlemler için kullanılan ekipmanların pahalı olması ve işlemin hassasiyet gerektirmesi dezavantajlarından sayılabilmekteydi<sup>(14,42,43)</sup>. 1991 yılına gelindiğinde Almanya'da Gramm Elektroşekillendirme sisteminin tanıtımı yapıldı. Bu sistemin siyanür içermeyen banyo solüsyonu kullanmasının yanında ekipmanlarının az yer kaplaması da avantajları arasındadır<sup>(14)</sup>.

## 2.2.2 ALTYAPI MATERYALİ OLARAK KULLANILAN ALAŞIMLAR

Sabit protetik restorasyonların altyapısında kullanılan metal alaşımları başlıca soy metal alaşımları ve soy olmayan metal alaşımları olarak 2 gruba ayrılırlar (Şekil 1) <sup>(21,44,45)</sup>.



Şekil 1. Sabit protetik restorasyonlarda kullanılan alaşımların sınıflandırılması<sup>(45)</sup>

Diş hekimliğinde kullanılan metal destekli sabit bölümlü protezlerde kendini ispat etmiş alaşımlar başlıca altın (%44-55), palladyum (%35-45), az miktarda galyum, indiyum ve kalay içermektedir. Bu alaşımların başlıca dezavantajları maliyetinin yüksek olması ve bazı porselen çeşitleri ile oluşabilen uyumsuzluklarıdır. Bunun yanında maliyetlerinin düşük olması ve yeterli dayanıklılık ve sertliğe sahip olmalarından dolayı soy olmayan alaşımların kullanımı artmıştır. Soy olmayan alaşımlarda kullanılan metallerle karşı özellikle Nikel ve Berilyum ile ilgili birtakım sıkıntılar görülebilmektedir. Alaşımlarda oksit oluşumunu kontrol etmek için kullanılan Berilyum ile ilgili kanserojen madde olduğu bildirilmiştir. Bu potansiyel zarar sadece hastanın sağlığını etkilemekle kalmaz diş hekimini veya diş teknisyenini de etkileyebilir. Toplumda Nikele karşı duyarlılık %5 civarında olup Nikel içeren protezlerden kaynaklı kontakt dermatit bazı hastalarda risk oluşturmaktadır. Soy olmayan metal alaşımlar ile ilgili başlıca dezavantajlar arasında aşırı oksit oluşumu, restorasyonları bitirme ve cilalama zorluğu ve sorgulanabilir biyouyumlulukları sayılabilir<sup>(1,3)</sup>.

## **2.2.2.1 SOY OLMAYAN ALAŞIMLAR**

### **2.2.2.1.1 Nikel-Krom-Berilyum Alaşimleri**

Bileşiminde %70 Nikel ve %16 oranında Krom bulunur ve ekonomik olmalarından dolayı sabit protetik restorasyonlarda yüksek oranda kullanılan alaşım grubudur. İçeriğindeki berilyum döküm akışkanlığını artırır, alaşımın fiziksel özelliklerini güçlendirir, porselen ile bağlantıyı artırır ve yüksek ısılarda oluşan oksit tabakasını engeller. Nikelin allerjik reaksiyon yapması ve Berilyumun toksik etkisinin bulunması ise alaşımın dezavantajıdır<sup>(21,45)</sup>.

### **2.2.2.1.2 Nikel-Krom Alaşimleri**

İçeriğinde % 62-82 Nikel ve %11-22 Krom ihtiva eder. Bileşiminde az miktarda Molibden, Manganez, Kobalt, Demir ve Titanyum vardır. İçeriğindeki Aliminyum ile Nikel intermetalik bileşik ( $Ni_3Al$ ) oluştururlar. Bu bileşik sertliğini ve dayanımını artırır. İçeriğinde berilyumun olmaması nedeniyle dökümü zor olmakta ve kalın bir oksit tabakası oluşmaktadır<sup>(45)</sup>.

### **2.2.2.1.3 Kobalt-Krom Alaşimleri**

Bu alaşımın içeriğinde %53-65 Kobalt ve %27-32 Krom vardır. Molibden içeriği ise %2-6 arasında değişmektedir. Bu alaşım grubu, ekonomik olmaları ve yüksek dayanıklılığa sahip olmalarından dolayı daha çok hareketli bölümlü protezlerin ana bağlayıcılarını dökümünde kullanılmalarına karşın sabit bölümlü protezlerde de kullanılabilirler<sup>(45)</sup>. Kobalt-Krom alaşimleri alternatif olarak Nikel allerjisi olan hastalara kullanılabilir<sup>(46)</sup>.

### **2.2.2.1.4 Titanyum&Titanyum Alaşimleri**

Biyolojik uyumunun iyi olması sonucu diğer alaşım gruplarına alternatif olarak düşünülebilir. Düşük yoğunluk ve yüksek korozyon direncine sahip olup, mekanik özellikleri ekstra sert döküm altına benzemektedir<sup>(45)</sup>.

## **2.2.2.2 SOY ALAŞIMLAR**

Kıymetli metallere olan Altın (Au), Platin (Pt), Paladyum (Pd) (bu metallere aynı zamanda soy metaller olarak sınıflandırılırlar) ve Gümüş (Ag) alaşimleri diş hekimliğinde kullanılmaktadır. Bu kıymetli alaşımın içine belirli limitlerde Bakır (Cu), İndiyum (In), Demir (Fe), Kalay (Sn) ve Çinko (Zn) katılmaktadır. Altının saflık derecesini belirtmek için

Karat terimi kullanılır ve 24 karat altının en saf halini belirtir. 20. yy'da 18 Karat altın dişhekimliğinde yaygın olarak kullanılmıştır ve 18 Karat altın alaşımlar içerisindeki altının oranı % 50-75 arasında değişmektedir. Altın alaşımlarında kullanılan Bakır, Gümüş, Paladyum, İndiyum, Demir, Kalay ve Platin yüksek altın içerikli alaşımlara sertlik kazandırır ve porselenin metal yüzeye bağlanmasını sağlamak amacı ile kullanılmışlardır (32,45).

Diş hekimliğinde kullanılan altın alaşımları American Dental Association(ADA) sınıflamasına göre 4 gruba ayrılmaktadır<sup>(45)</sup>.

Tip 1	Yumuşak sertlikte	(60-90 VHN*)	≥%83 Au
Tip 2	Orta sertlikte	(90-120 VHN)	≥%78 Au
Tip 3	Sert	(120-150 VHN)	≥%78 Au
Tip 4	Ekstra sert	(150-220 VHN)	≥%75 Au

\* VHN= Vickers Sertlik Derecesi

Tip 1 alaşımlar oldukça yumuşak, dayanıksız ve kolay şekillendirilebilir olduklarından daha çok oklüzal stres altında kalmayan ve geniş alan kaplamayan bölgelerde kullanımları uygundur. Tip 4 alaşımlar ise oldukça sert, dayanıklıdır ve şekillendirilemezler. Tip 4 alaşımlar bu yüzden oklüzal stres altında kalan bölgelerde, kron-köprü protezleri ve hareketli bölümlü protezlerin altyapılarında kullanılmaktadır. Tip 2 ve Tip 3 alaşımlar ise Onley, İnley, ¾ kronlar ve döküm kronlarda kullanılmaktadırlar<sup>(45)</sup>.

#### 2.2.2.2.1 Altın-Platin-Paladyum alaşımları

Bu alaşımların içeriğinde %75-88 altın, % 11 paladyum, %8 platin ve eklenme durumuna göre gümüş bulunabilir. Bu alaşım grubunda karışımı sertleştirmek için platin ve paladyum kullanılmaktadır. Aynı zamanda alaşımın oksitlenmesini oluşturmak için de kalay, indium ve demir kullanılmaktadır. Bu alaşım grubunun en önemli avantajları; biyolojik uyumluluğu, korozyona karşı direnci ve seramik bağlantısının iyi olması sayılabilir. Maliyetinin yüksek olması ve uzun köprülerde yetersiz elastikiyet modülü göstermesi dezavantajlarındandır<sup>(19,21,47)</sup>.

#### 2.2.2.2.2 Altın-Paladyum-Gümüş alaşımları

Bu alaşım grubunda önemli bir oranda gümüş (%10-15) ve yüksek bir oranda Paladyum (%20-30) bulunmaktadır. Gümüş ve Paladyum oranının yüksek olması altın oranını düşürdüğünden nispeten maliyet azalmaktadır. Bu alaşım grubunun elastik modülü(young modül) yüksektir ve porselenin fırınlama siklusu esnasındaki boyutsal değişimi daha azdır. Bu



alaşım grubunun korozyon direnci ve klinik çalışma karakteristikleri genel olarak iyidir. Bu alaşımların gümüş içermesinden dolayı porselende renk değişimi potansiyeli mevcuttur ve porselende sarı-yeşilimsi bir görünüm arz etmesi estetik olarak dezavantaja sebebiyet verir. Porselenin renk değişimini önlemek adına gümüşün bu alaşımdan çıkarılması gündeme gelmiş ve gümüş içermeyen Altın-Paladyum alaşımları kullanılmaya başlanmıştır<sup>(45)</sup>.

#### **2.2.2.2.3 Altın-Paladyum alaşımları**

Bu alaşımlar, gümüşün porselen rengini kötü etkilemesinden dolayı 1970'lerin ortalarında geliştirilmişlerdir ve bu alaşımlardan gümüş çıkarılmıştır. Bu alaşım grubu % 50 altın ve %40 paladyum içermektedir. Bu alaşım grubunun elastik modülü yüksek altın içeren alaşımlarla mukayese edildiğinde oldukça yüksektir. Bu alaşım grubunun başlıca dezavantajları ise maliyetinin yüksek olması ve termal genleşmelerinin bazı porselenler ile uyumsuzluk göstermesidir. Yüksek oranda soy metal içermelerinden dolayı korozyona karşı dirençlidirler<sup>(45)</sup>.

### **2.2.3 DIŞ HEKİMLİĞİNDE ALTININ KULLANIM ALANLARI**

Altın ve altın alaşımları konservatif ve restoratif diş hekimliğinde kullanılmasının yanı sıra ortodontide de kullanılmaktadır. Saf altın direkt olarak küçük oklüzal kavitelere uygulanabilir, ancak çok yumuşak ve baskıya dayanıksız olduğundan kolayca deforme olur. Yüksek altın içeren alaşımlar çiğneme kuvvetlerine dayanıksız olduğundan küçük oklüzal kavitelere ve inley restorasyonlarda kullanılması tavsiye edilir<sup>(45)</sup>. Son yıllarda saf altın elektroşekillendirme yöntemi ile kullanılmaya başlanmıştır. Elektroşekillendirme yöntemi ile elde edilmiş inlay ve onleyler, porselen ile kaplanıp kaviteye simante edilmeye uygundur. Elektroşekillendirme yöntemi ile saf altın kopingler elde edilip üzerlerine porselen kronlar yapılabilmektedir. Ancak elektroşekillendirme tekniği için henüz standard bir yöntem mevcut değildir. Konservatif diş hekimliğindeki bir başka teknik ise döküm altın alaşımı içeren inley ve onleylerin kavitelere simante edilmesidir. Döküm altın alaşımlarda kullanılan oranlar uluslararası standartlara(EN ISO 1562:1995, ISO 8891:2000) göre belirlenmişlerdir<sup>(7)</sup>.

Yüksek altın alaşımlı inleyler, onleyler ve parsiyel kronlar mükemmel marjinal uyumları ve uzun ömürleri sayesinde yıllardır dental laboratuvarlarda imal edilmektedirler. Altın alaşımlarının baskı dirençlerinin iyi olması ve porselene uygun ısıl genleşmelerinin olması önemli özelliklerindedir. Altın döküm ve parsiyel veneer kronlar estetik olmadıklarından dolayı ön bölgede tercih edilmemektedirler. Avrupa Uluslararası

standartlarına göre(EN ISO 1562, 8891, 9333, 9693) Tablo 1’de en çok kullanılan 4 grup altın alaşımı, içerikleri ve endikasyonları görülmektedir<sup>(7)</sup>.

Alaşım grupları	Altın içeriği%(m/m)	Diğer metaller (m/m)	ISO EN Standards	Endikasyonu
1	99.9-99.99	-	-	Elektro-kaplama, direk dolgular için altın varak
2	97.9-98.3	1.7 Ti,Ir,Rh,Nb	9693	Sabit kron-köprülerde, teleskop kronlarda, CAD-CAM
3	75-90	10-20 Pt, In, Sn, Fe, Re, Ag, Cu, Zn, Ta, Ti, Mn	9693	Sabit kron-köprülerde, CAD-CAM
4	60-75	10 Pt, 10-25 Ag, Cu, In, Sn, Zn	1562 9693	İnley, onley, sabit döküm veneer kronve köprüler, teleskop kronlarda

**Tablo 1:** Diş hekimliğinde kullanılan altın alaşımları, içerikleri ve endikasyonları<sup>(7)</sup>

Altının diş hekimliğindeki bir başka uygulaması ise metalik bileşenlerin altın kaplanması yani elektrokaplama şeklindedir. Özellikle döküm Co-Cr alaşımlarda koyu bir renk yansımaları olmakta ve estetik olarak bu renk yansımalarını maskeleyerek için yüzeyin altın kaplanması yapılmaktadır. Co-Cr yüzeyine altın kaplanmasında bir takım saf altın elektroliti içeren banyo solüsyonları kullanılmaktadır. Oluşturulan altın kaplama tabakasının 5 µm’den az olması halinde korozyon sonucu aşınmalar gerçekleşir.<sup>(7)</sup>

Galvanik işlem ile altın iyonlarının özel olarak hazırlanmış day üzerine elektroliz yoluyla çökeltilmesi sonucu elde edilen galvano kronlar, tam seramik veya metal destekli seramik restorasyonlara alternatif olarak kullanılırlar. Galvano kronlar minimal altyapı kalınlığına sahip olmaları (0,2 mm), kusursuz marjinal uyum göstermeleri ve estetik olarak dişeti bölgesinde doğal bir görünüme sahip olmalarından dolayı geleneksel yöntemlerle elde edilen restorasyonlara alternatifler<sup>(14)</sup>. Galvano kronlar birtakım avantajlara ve dezavantajlara sahiptirler.

#### **Avantajları:**

- İnce, canlı yüzey
- Ekonomik ve kolay prosedürler
- Koping dayanıklılığı diğer metal yapraklardan daha iyi
- Marjinal adaptasyon 15-20 mikrometre

- Pörozite oluşmaz

### Dezavantajları

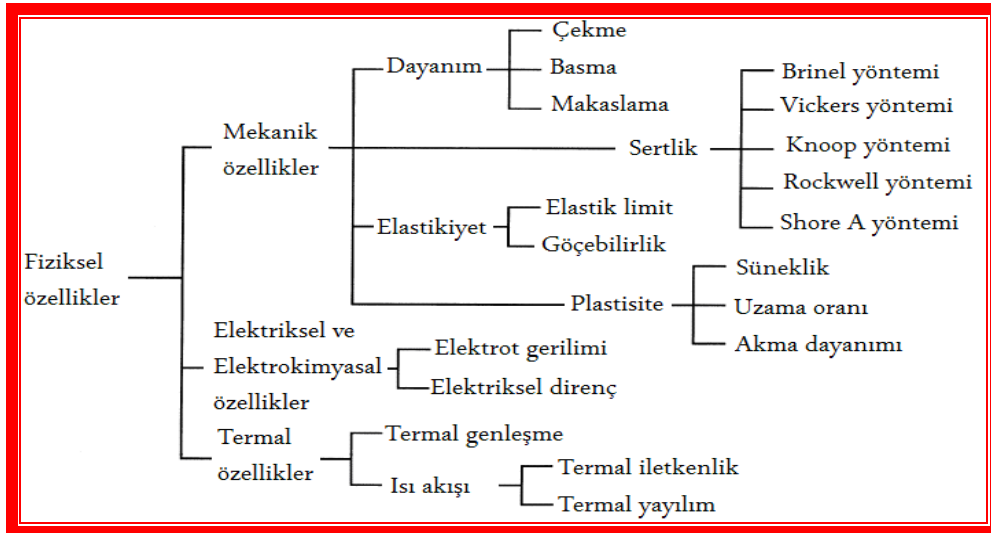
- Değişebilir porselen-metal bağlanma kalitesi
- Hassas teknik
- Koping dayanıklılığı diğer geleneksel döküm metallere göre daha azdır
- Sızmalarla ilgili anlaşılamayan problemler<sup>(14)</sup>

## 2.2.4 DIŞ HEKİMLİĞİNDE KULLANILAN MATERYALLERİN ÖZELLİKLERİ

Diş hekimliğinde kullanılan materyaller mekanik, fiziksel ve kimyasal olarak arzu edilen özelliklere sahip olmalıdırlar. Restoratif diş hekimliğinde dental alaşımlar, akrilik rezinler, polimerler ve dental seramikler en sık kullanılan materyallerdendir. Kullanılan dental materyallerin birçoğu farklı özelliklere sahip element ve moleküllerden oluşmaktadır. Bu özelliklerinden dolayı kullanılan materyallerin fiziksel özellikleri ve biyouyumlulukları da değişkenlik göstermektedir. Ağız ortamında zamanla ve çiğneme kuvvetleri sonucu yapılan restorasyonlar bir takım kuvvetlere maruz kalırlar. Bu kuvvetler restorasyonlarda ve dişlerde bir takım gerilimler oluştururlar<sup>(5,45,48)</sup>.

### 2.2.4.1 Fiziksel Özellikler

Materyallerin çevresindeki değişikliklere cevabı olarak bilinen fiziksel özellikler şekil 2’de sınıflandırılmıştır<sup>(5,45,48)</sup>.



Şekil 2. Materyallerin fiziksel özelliklerinin sınıflandırılmış çizelgesi<sup>(45)</sup>

### **2.2.4.1.1 Mekanik özellikler**

#### **2.2.4.1.1.1 Dayanım**

Dayanım; materyale uygulanan bir yük altında deformasyona uğramadan karşı koyduğu en yüksek gerilim derecesi olarak tanımlanabilir ve çekme, basma ve makaslama şeklinde alt gruplara ayrılmaktadır. Materyalin dayanım değerlerini aşan baskı durumlarında materyalde bozulmalar gözlemlenir. Diş restorasyonlarının maruz kaldığı kuvvetler sonucu genelde basma, çekme ve makaslama kuvvetleri şeklinde gerilme tipleri oluşur. Restorasyonların maruz kaldığı çiğneme kuvvetlerinin çoğu basma kuvveti şeklinde olduğu için yapılan restorasyonların klinik başarı değerlendirmelerinde bu gerilim tipi göz önünde bulundurulur<sup>(3,45,48)</sup>.

Materyali uzatmak ve germek için uygulanan kuvvet çekme kuvveti olarak bilinir ve materyalin üzerine dik yönden gelen kuvvet uygulandığında karşı tarafında gerilimle sonuçlanır. Bu gerilime dayanmasına ve yapısının deforme olmamasına çekme dayanımı adı verilir. Kuvvetin çekme dayanımını aşması halinde materyalde uzamalar ve kopmalar görülür<sup>(45,48)</sup>.

Materyali sıkıştıran kuvvetler sonucu iç yapıda bir gerilim oluşur ve bu gerilim aşırı olursa materyalde kısalmalar ve bükülmelere sebebiyet verir. Ağız içerisinde kullanılan restorasyonların baskı kuvvetlerini karşılayacak yeterli bir dirence sahip olması gerekmektedir<sup>(45,48)</sup>.

Makaslama dayanımında ise materyalin bulunduğu yüzey üzerinde kaymasına ve deforme olmasına karşı oluşturduğu gerilimdir. Ağız ortamında restorasyonlar üzerine etkileyen kuvvetler basma, çekme ve makaslama veya bunların kombinasyonları şeklindedir<sup>(45,48)</sup>.

#### **2.2.4.1.1.2 Sertlik**

Sertliğin genel bir tanımı olmayıp materyalin üzerine uygulanan cismin penetrasyonuna karşı gösterdiği direnç olarak tanımlanabilir. Sertlik derecesi malzemenin dayanıklılığı üzerinde etkili olduğu için büyük önem taşımaktadır. Sertliğin derecesini ölçmede kullanılan hali hazırda bir takım yöntemler bulunmaktadır. Sertliğin ölçülmesinde konik veya küresel bir uç materyalin üzerine baskı uygulanır ve bu baskı sonucu materyalin direnci ölçülmektedir<sup>(45,48)</sup>.

Brinell sertlik ölçme yönteminde sert malzemedan yapılmış bir çelik bilye yardımıyla materyal üzerinde belirli bir süre bir baskı yapması ve bu baskı sonucu oluşan iz çeşitli parametrelere göre değerlendirilmesi esasına dayanır<sup>(45,48)</sup>.

Vickers sertlik ölçme yönteminde elmas kare piramit şeklinde delici bir uç sayesinde materyale belirli bir yük altında belirli bir süre kuvvet uygulanıp materyal yüzeyinde oluşan izin değerlendirilmesi ile ölçüm yapılır. Yüzeyde piramit şeklinde bir iz meydana gelir ve bu iz üzerinde ölçümlendirmeler yapılır. Bu ölçüm yöntemi sayesinde doğru ölçümler yapılır ve tüm işlem görmüş materyal yüzeyleri için sadece bir tip delici uç kullanılmaktadır<sup>(45,48)</sup>.

Knoop sertlik ölçme yönteminde daha hassas yüzeyli materyaller için kullanılır. Vickers yöntemine benzer ancak detay bazında incelendiğinde farklılıklar göstermektedir. Bu ölçüm yönteminde materyal yüzeyine uygulanan kuvvet Vickers yöntemine göre daha düşük seviyededir. Bu sertlik ölçme yönteminde materyalin sertliğinin ölçümü yüzeyde oluşan izin derinliğinin ölçülmesiyle gerçekleştirilir<sup>(45,48)</sup>.

Rockwell sertlik ölçme yönteminde batıcı özelliğe sahip çelik batıcı uçları sayesinde materyale farklı tiplerde kuvvetlerin uygulanması sonucu oluşan izin dip kısmının değerlendirilmesi şeklinde yapılan bir yöntemdir. Bu yöntemin diğer yöntemlerden farkı iz yüzeyinin değil iz derinliğinin ölçülmesidir. Bu sertlik yöntemi dişhekimliğinde kullanılan plastik materyallerinin yüzey sertliklerinin ölçümünde kullanılır<sup>(45,48)</sup>.

#### **2.2.4.1.1.3 Elastikiyet**

Elastikiyet, materyallerin üzerlerine uygulanan kuvvetler altında birtakım şekil değişimleri göstermesi ve bu kuvvetlerin ortamdaki kalkması halinde materyalin eski boyutu ve şekline geri dönebilme yeteneği olarak bilinir. Elastik sınırın aşılması durumunda materyallerde deformasyonlar görülmektedir. Elastik alanda gerilme ile birim uzama arasında doğru orantı mevcuttur ve bu bölgede Hook kanunu geçerlidir. Gerilim kaldırıldıktan sonra materyalin eski haline dönmesi olayı elastik deformasyon olarak tanımlanır. Gerilimin materyalde kalıcı deformasyona sebebiyet vermesi olayı ise plastik deformasyon olarak tanımlanır. Plastik deformasyon olayında atomlar arası bağlarda kopmalar meydana gelmektedir<sup>(45,49)</sup>.

Elastik materyallerde kuvvet uygulanıp geri çekildikten sonra materyalde oluşan gerilme ve şekil değiştirme arasındaki oran veya birim gerilme ile birim şekil değiştirmenin oranı elastisite modülünü verir. Elastisite modülülü sayesinde malzemenin rijitliği ölçülmüş olur. Elastisite modülü değeri ne kadar yüksek ise elastik uzama oranı o kadar düşük olur. Mekanik olarak dayanıklı olmasını istediğimiz malzemelerin elastisite modüllerinin yüksek olması gerekir<sup>(45,49)</sup>.

Göçebilirlik veya rezilyans, bir materyalde plastik şekil değiştirme olmaksızın depo edilebilecek maksimum elastik şekil değiştirme enerjisi olarak tarif edilir veya materyallerin

deformasyonlara uğramadan absorbe edebileceği en yüksek enerji miktarı olarak ifade edilebilir. Göçebilirlik durumu rezilyans modülü ile ölçülmektedir<sup>(45,49)</sup>.

#### **2.2.4.1.1.4 Plastisite**

Plastisite, materyalin üzerine uygulanan kuvvetin etkisiyle şeklinde değişikliğe uğraması ve kuvvet kalkınca başlangıç biçim ve boyutlarını yeniden bulamaması özelliği olarak tanımlanabilir. Plastik şekil değişimine uğramış bir cisim artık kalıcı olarak deforme olmuştur<sup>(45,50)</sup>.

Süneklik, materyalin uygulanan yüke karşı uzayabilme kapasitesi olarak tanımlanır ve başka bir ifadeyle bir malzemenin kırılmaya kadar geçici şekil değiştirme yeteneği olarak belirtilir<sup>(45,50)</sup>.

Uzama oranı materyalin plastik deformasyona uğradığı andaki şekil değiştirme oranıdır. Bir materyalin plastik deformasyona uğradığı andaki yük değerine akma dayanımı denir. Bu yük değeri aşıldığı takdirde plastik deformasyon oluşur<sup>(45,50)</sup>.

#### **2.2.4.1.2 Elektriksel ve Elektrokimyasal özellikler**

Diş restorasyonlarında kullanılan materyallerin elektrokimyasal özellikleri ile ağız dokusu arasında elektrokimyasal uyum olması gerekir. Aksi takdirde iki materyalin yapıları arasında elektron alışverişleri meydana gelir. Bu durum korozyona sebebiyet verir. Materyallerin elektriksel akıma karşı gösterdikleri direnç, elektriksel direnç olarak adlandırılır. Kullanılan restorasyon materyalinin elektriksel direnci korozyonun derecesini belirler. Metalik restoratif materyallerin düşük dirençli oluşlarından dolayı ortamda farklı metallerin varlığında pulpa irrite olur. Simanların yalıtkan özellikleri bu problemi çözmeye yardımcı olur<sup>(45)</sup>.

#### **2.2.4.1.3 Termal özellikler**

Materyallerin sıcaklık değişikliklerinde atom ve moleküler düzeyde enerji değişimleri görülür. Kullandığımız materyallerde bu sıcaklık değişikliklerinin bilinmesi materyalin kullanımı açısından son derece önemlidir<sup>(45)</sup>.

#### **2.2.4.1.3.1 Termal genleşme**

Materyallerdeki moleküller titreşim hareketi yapmakta olup sıcaklığın artması ile atomlar daha hızlı titreşimler yapar ve atomlar arası mesafe artar. Bu durum cismin boyutlarında artmaya sebep olur. Materyalin soğuması durumunda ise bu işlemin tersi

gerçekleşir. Sıcaklığın 1<sup>0</sup>C artması ile cismin birim boyutunda gerçekleşen artış oranı genleşme katsayısı olarak tanımlanır. Diş hekimliğinde materyallerin termal genleşme davranışları hakkında yeterli bilgiye sahip olmak gereklidir. Bunun nedeni bazı restorasyon materyallerinin diş yapısından oldukça farklı termal genleşme katsayısına sahip olmalarıdır. Bu gibi durumlarda restore edilmiş dişlerde sıcaklık değişimlerine bağlı olarak diş ve restorasyon materyali arasında termal genleşme farklılıklarından dolayı sızıntılar oluşabilir<sup>(45)</sup>.

#### **2.2.4.1.3.2 Isı akışı**

Metaller ısıyı iyi iletirler ve bu özelliklerinden dolayı protetik restorasyonlarda kullanılan metal alaşımlarda bu özellik göz önünde bulundurulmalıdır. Dentin dokusu ısı iletimi bakımından oldukça zayıftır, bu yüzden dentinin yeterli bir kalınlığa sahip olması hastanın restorasyonların simantasyonundan sonra sıcak ve soğuğa karşı hassasiyetlerini önler. Bununla birlikte yetersiz dentin dokusunun olması durumunda pulpa bazı termal koruyucularla desteklenmelidir<sup>(45)</sup>.

### **2.3 SABİT PROTEZLERDE ALTYAPI ŞEKİLLENDİRME YÖNTEMLERİ**

Sabit protetik restorasyonların altyapı üretiminde geleneksel döküm yöntemleri, elektroşekillendirme ve bilgisayar destekli tasarım(CAD) ve üretim(CAM) yöntemleri kullanılmaktadır. Geleneksel döküm yöntemleri ile restorasyonun altyapısının üretilmesi; mum modelasyon safhası, döküm ile altyapının üretilmesi safhası ve porselenin metal altyapı üzerine işlenip fırınlanması safhalarını içerir<sup>(23,45)</sup>.

#### **2.3.1 Geleneksel Döküm Yöntemleri**

Bu yöntem ile yapılan dökümlerde ergimiş bir metal veya alaşımın bir kalıp içerisine dökülüp şekil verilmesi ile altyapı materyalleri elde edilmektedir. Sistem kısacası dökülmesi istenen kron, köprü, iskelet ana bağlayıcı vs. gibi altyapılarının elde edilmesi için mum ile modelasyonunun yapıp revetman içerisine alınması ve yüksek ısıda mumun ortamdaki uzaklaştırılıp yerine ergimiş metalin dökülmesi esasına dayanmaktadır. Döküm işlemi hava basıncı, vakum ve santrifüjli döküm makinaları kullanılarak gerçekleştirilir. Döküm işlemi 5 evreden oluşur ve bu evreler;

**1.Ölçüm:** Sert alçıdan elde edilen ana model üzerinde gerekli ölçümlerinin yapıp bu modelin dublikat elde edilmesine uygun hale getirilmesi işlemidir.

**2.Dublikasyon:** Gerekli ölçümlerinin yapıp ana modelin revetmandan dublikasyon silikonu ile dublikatının elde edilmesi işlemidir.

**3.Modelaj:** Elde edilen dublikat model üzerine modelaj mumu ile altyapının tasarımının gerçekleştirildiği safhadır. Bu işlemde kullanılan mumların elimine edildiklerinde artık bırakmaları gerekmektedir. Ayrıca mum modelasyon yapılırken kronun istenen anatomik şeklinin, antagonist ve aproksimal temaslar ile basamak kısımlarının dikkatli bir şekilde işlenmesi gerekir.

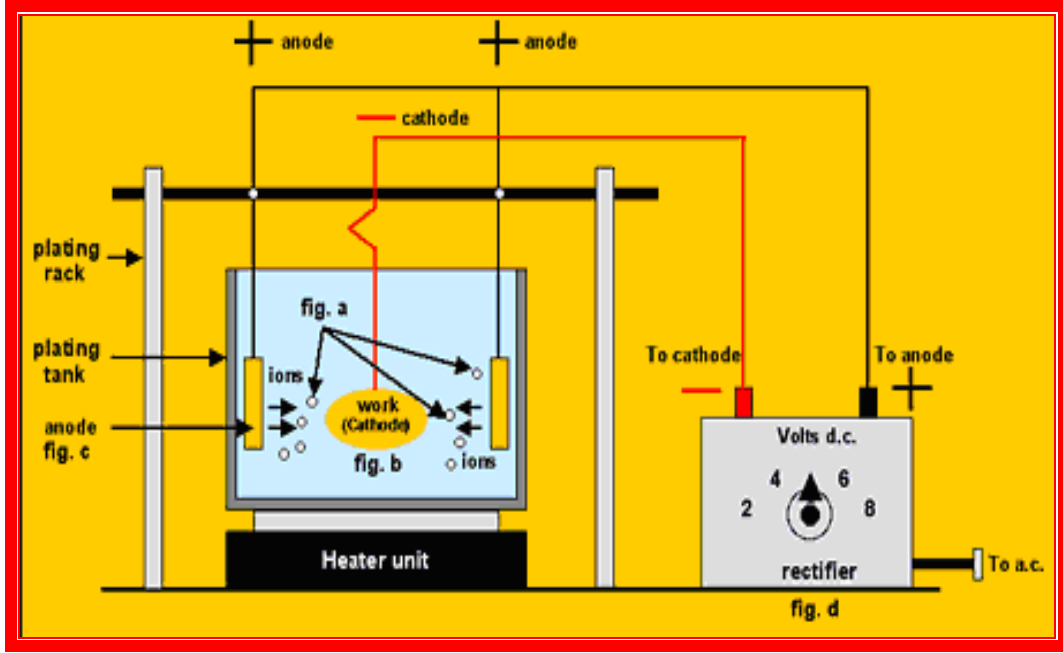
**4. Döküm:** Mum modelasyon safhasından sonra sırada döküm işlemini gerçekleştirme vardır. Bu işlem döküm fırınlarında yüksek sıcaklıklarda mum artıklarının ortamdaki uzaklaştırılıp, oluşan boşluğa ergimiş metalin yerleştirilmesini içermektedir.

**5. Tesviye ve Parlatma:** Döküm sonrasında elde edilen yüzeylerdeki pürüzlerin ve fazlalıkların alınması işlemidir. Önce döküm kanallarının separelerle kesimi gerçekleştirildikten sonra diğer düzeltmelere geçilir. Kullanılan çeşitli aşındırıcılar kullanılarak önce kaba aşındırma, sonrasında ise ince aşındırmalar ve düzeltmeler yapılır. Elde edilen altyapı modeli ana model üzerine yerleştirilerek gerekli düzenlemeleri yapılmaktadır<sup>(21,23)</sup>.

### 2.3.2 Elektroliz Kaplama Sistemleri

Elektroşekillendirme ve elektrokaplama işleminde temel prensip iletken bir yüzey üzerine sıvı çözelti halinde bulunan iyonların çökertilmesini sağlamaktır<sup>(14,35)</sup>. Bir elektroşekillendirme ve elektrokaplama sistemi başlıca katot, anot, elektrolitik sıvı olarak adlandırılan kaplama banyosundan ve işlemin içerisinde gerçekleştiği banyo tankından oluşur (Şekil 3). Elektroşekillendirme cihazı elektrik akımı yardımı ile elektrolitik sıvıdaki altın iyonlarının katot üzerine çökmesini sağlar.





Şekil 3. Elektrokaplama sistemi (<http://www.artisanplating.com>)

Elektroşekillendirme sistemi ile ilgili son 40-50 yıldır önemli aşamalar kaydedilmiştir. Elektroşekillendirme sistemi diş hekimliğinde geleneksel döküm yöntemleri ile elde edilen metal altyapılarda görülen bir takım dezavantajlara alternatif bir teknik olarak çıkmıştır. Bu işlemde 24 karat altın içeren banyo solüsyonu elektroşekillendirme yöntemiyle dublikat model üzerine çöktürülüp altyapı oluşturulmaktadır. Elde edilen altyapılar, altından kaynaklanan sarı renk yansıtması ve altyapı kalınlığının ortalama 0,2 mm olup seramiğe yeterince yer sağlamasından dolayı metal destekli seramik restorasyonlara göre daha estetik görünüm arz etmektedirler<sup>(13)</sup>.

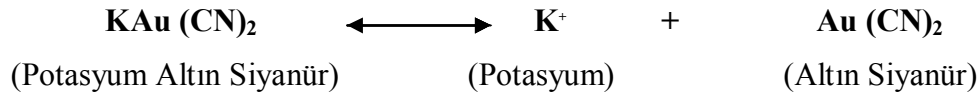
Elektroşekillendirme işlem olarak elektrokaplama sistemine benzemektedir. Elektroşekillendirme ve elektrokaplama arasındaki temel farklar aynı durumlarda oluşan iyon çökeltisinin kalınlığı, işlemin süresi ve iyonların çöktüğü yüzeydir. Bunun yanında elektroşekillendirme işleminde kullanılan banyo solüsyonları ve ortamın şartlarından dolayı, altyapıda iç gerilmeler gözlenmekte ve bunun sonucunda oluşan yapıda deformasyonlar ve büzölmeler görülebilmektedir. Ayrıca elektroşekillendirme ile elde edilen altyapıların uniform olması için katottaki akım yoğunluğunun yeterli olması gerekmektedir. Uniform altyapıların elde edilmesi için akım yoğunluğunun yeterli ve banyo solüsyonlarının uygun olmasına dikkat edilmesi gerekmektedir<sup>(36)</sup>.

Elektroşekillendirme ile elde edilen altyapılarda %99.9-%99.99 saf altın kullanıldığı için biyoyoumludurlar. Altın iyonları dublikat modelin üzerine çökeldiği için oluşan altyapının marjinal aralığı 15-20 µm arasında değişmektedir<sup>(14,32)</sup>. Marjinal aralığın çok az olması mikrosızıntılar nedeniyle oluşabilecek sekonder çürükleri önler ve yapılan restorasyonun ömrünü uzatmış olur<sup>(1)</sup>.

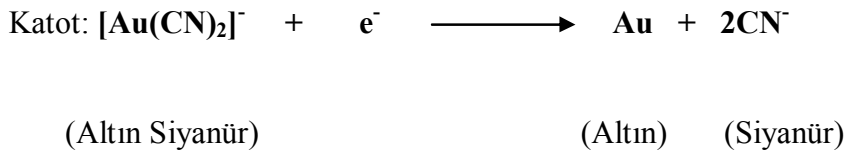
Elektroşekillendirme ve elektrokaplama işlemi yapılırken bu işlemlerin gerçekleştiği ortamı oluşturan ve altın iyonlarını içeren banyo solüsyonları kullanılmaktadır. Temel olarak bu banyo solüsyonları 4 gruba ayrılmaktadır<sup>(33,51)</sup>.

### 2.3.2.1 Alkali siyanür banyoları

Bu banyo solüsyonu aşırı miktarda serbest siyanür içermektedir ve pH'da yüksektir. Düşük akım yoğunluklu banyolarda potasyum altın siyanür (KAu(CN)<sub>2</sub>) konsantrasyonları kullanılmaktadır. Potasyum altın siyanür bileşiğinden altının ayrılması iki iyonizasyonda gerçekleşir. İlk iyonizasyonda;



ikinci iyonizasyonda ise;



şeklinde gerçekleşir.

Alkalik banyo solüsyonlarında serbest siyanür kaynağı olarak potasyum siyanür sıklıkla kullanılır. Kullanılan banyo solüsyonunda kayda değer serbest oranda siyanür bulunduğu için altın iyonlarının depozisyonu esnasında solüsyondaki serbest siyanür miktarında önemli bir değişiklik görülmez<sup>(33)</sup>.

Alkalik siyanür banyolarının önerilen çalışma sıcaklığı 10-15 °C'dir. Bu banyo solüsyonunda sıcaklığın artması altın iyonlarının çökmesini hızlandırırken sıcaklığın 65 °C'nin üzerine çıkması durumunda serbest siyanür miktarında artış ve yapıda bozulmalar

görülmektedir. Alkalik banyo solüsyonlarındaki organik atıkların bulunması, çökecek altın iyonlarının düzenli bir yapı oluşturacak biçimde şekillenmesini olumsuz etkileyeceğinden dolayı periodik olarak banyo tankının temizliğine özen göstermek gerekmektedir<sup>(51)</sup>.

### **2.3.2.2 Asit Siyanür Banyoları**

Bu altın kaplama banyosu,  $\text{KAu}(\text{CN})_2$  (potasyum altın siyanür) bileşiğinin çok kararlı olması ve zayıf asitler tarafından bozulmaması gerçeğini temel alarak 1960 'lı yıllarda bulunmuştur. Bu asit siyanür banyoları, güzel altın rengi, pürüzsüz ve çok az gözenekli bir kaplama elde edilmesine olanak sağlamaktadırlar. Asidik siyanür içerikli bu banyo solüsyonları ortalama pH 4 seviyesinde ve ortalama banyo solüsyonu sıcaklığı  $40-65\text{ }^\circ\text{C}$ 'de işlem görmektedirler. Düşük pH' a sahip bu banyo solüsyonları takti sektöründe, elektronik endüstri de, kaplamacılıkta ve elektroşekillendirme işleminde kullanılmaktadır. Asit siyanür banyo solüsyonlarında paslanmaz çelik veya karbon elektrotların kullanılması önerilmez. Bu tip banyo solüsyonlarında elektrotlar genellikle titanyum, altın veya altın-titanyum ile kaplıdır. Altın kaplı elektrotlar düşük akım yoğunluğunda serbest siyanürün çözülüp banyo solüsyonunu bozmasını engellemek için kullanılmışlardır<sup>(33)</sup>.

### **2.3.2.3 Nötral Siyanür Banyoları**

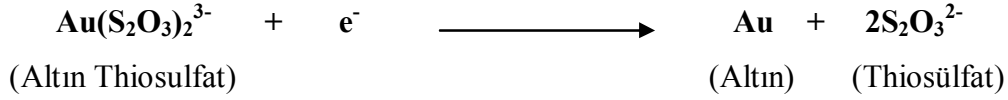
Asit siyanür banyolarındaki bir takım metal bileşiklerin çözülüp, altının depozisyonunu olumsuz etkiledikleri görülmüş ve bu metal bileşiklerinin pH 5.5 iken çözümlerinin sifira yaklaşmasından ötürü bu banyolar geliştirilmiştir. Altının daha sert ve dayanıklı olması için metal katılmasına karşın, nötral pH banyolarında metal bileşiklerinin çözülmesi oldukça azaltılmıştır. Bununla birlikte kaplama işlemindeki parametrelere dikkat edilecek olursa nötral pH banyolarında da yeterli sertlikte altın yapılar elde edilebilir. Bu banyo solüsyonlarında da alkali ve asidik banyo solüsyonlarında kullanılan  $\text{KAu}(\text{CN})_2$  (potasyum altın siyanür) bileşiği kullanılmaktadır. Nötral siyanür banyolarında elektrotların paslanmaz çelik veya karbon olması önerilmez. Nötral siyanür banyolarında elektrotların titanyum, altın veya altın-titanyum ile kaplı olanlarının kullanılması gerekmektedir<sup>(33)</sup>.

### **2.3.2.4 Siyanür İçermeyen Banyolar**

Altın siyanür  $[\text{Au}(\text{CN})_2]^-$  bileşiği elektrodepozisyon için oldukça önemli bir bileşiktir. Bununla birlikte  $[\text{Au}(\text{CN})_2]^-$  bileşiğindeki siyanürün elektroliz sürecinde açığa çıkması ve toksik olmasından dolayı, sülfid tabanlı altın  $\text{Au}(\text{SO}_3)_2^{3-}$  solüsyonları geliştirilmiştir. Altın sülfid kompleksi, siyanür içeren banyo solüsyonlarına alternatif olarak kullanılmaktadırlar.<sup>(33)</sup>

Bunun yanında alternatif olarak  $\text{Au}(\text{S}_2\text{O}_3)_2^{3-}$  (Altın thiosülfat) kompleksinde siyanürlü banyolara alternatif kullanılmaktadırlar. Bu kompleks bileşiklerin altın siyanür bileşiklerine göre stabilitelerinin daha az olması dezavantajlarındandır.

Altın thiosülfat bileşiğinin altına ayrışması;



şeklinde gerçekleşmektedir<sup>(33)</sup>.

### **2.3.3 Sabit Protetik Restorasyonlarda Bilgisayar Destekli Tasarım(CAD) ve Bilgisayar Destekli Üretim(CAM)**

Diş hekimliğinde kullandığımız inley, onley, kron, sabit bölümlü protezler vb. gibi restorasyonların hastanın ağız fonksiyonlarına uygun hale getirilmesi uzun bir süreç arz etmiştir. Kayıp mum tekniğinin kullanılması ile dental alaşımlar rutin bir şekilde diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmıştır. Ancak kayıp mum tekniği ile elde edilen restorasyonlarda laboratuvar hassasiyeti ve teknisyenin becerisi önem kazanmaktadır. Bununla birlikte estetik beklentilerin artması ve daha hassas tasarım ile restorasyonların üretilmesi gündeme gelmiş ve bilgisayar destekli sistemler ile tasarım(CAD) ve bilgisayar destekli üretim(CAM) teknolojileri geliştirilmiştir<sup>(29)</sup>.

Bilgisayar destekli tasarım ve üretim(CAD-CAM) endüstriyel olarak kullanılmasına rağmen dental CAD-CAM teknolojisinin kullanılması 1980'leri bulmuştur. Dental CAD-CAM teknolojisi ilk denemeleri 1970'lerde Bruce Altschuler, Francois Duret, Werner Norman ve Marco Brandestini tarafından başlatılmıştır<sup>(30)</sup>. 1984 yılında Francois Duret tarafından ilk dental CAD-CAM sistemi ile tek üye Full kron üretilmiştir<sup>(29,30,31)</sup>. Ancak Duret tarafından üretilen bu sistem, karmaşık ve pahalı olması nedeniyle geniş bir kullanım alanı bulamadı. İlk uygulanabilir dental CAD-CAM sistemi Mormann ve Brabdestini tarafından keşfedilen CEREC sistemi olmuştur<sup>(30)</sup>. Bu sistemde kavitenin ağız içi kamerası kullanılarak ölçümlendirilmesi, bilgisayarda tasarlanması ve son olarak restorasyonun tasarımı söz konusudur. Bu sistemde aynı gün seramik restorasyonlar tasarlanmakta ve üretilmektedir<sup>(29)</sup>.

Diş preparasyonu işleminden sonra geleneksel metal yöntemlerle elde edilen altyapılar için öncelikle ağızdan ölçü almak gerekir. Ölçü işleminden sonra wax up ve son olarak döküm işlemi gerçekleştirilir. CAD-CAM sisteminde ise prepare edilmiş diş bölgesi ağız içi

kameralar sayesinde dijitalize edilip veriler bilgisayar ortamında işlenir. Sonuç olarak tasarlanmış restorasyon freze cihazında şekillendirilir<sup>(29)</sup>.

Dental CAD-CAM sistemlerinin birtakım avantajları ve dezavantajları bulunmaktadır.

**Avantajları:**

1. Geleneksel ölçü alma yöntemleri ortadan kaldırılmıştır.
2. Restorasyon yapım süreci kısalmıştır ve elde edilen restorasyonlarda kalite artmıştır.
3. Laboratuvara bağlı hata potansiyeli oldukça azaltılmıştır ve indirekt restorasyonların üretim işlemi süresince oluşabilecek çapraz kontaminasyonlar engellenmiş olur.
4. Tek seansta uygulamalar yapıldığından diş hassasiyeti azalmaktadır.
5. Hekim ve hastalar için zaman tasarrufu vardır. Geçici restorasyon yapmaya gerek yoktur.
6. Restorasyonlar CAD yazılımları ile tasarlandığından dolayı laboratuvar teknisyenlerinin de işleri kolaylaşmaktadır<sup>(30,52,53)</sup>.

**Dezavantajları:**

1. Bu sistemin maliyeti oldukça yüksektir.
2. Monokromatik bloklar kullanılması estetik beklentilerin her zaman karşılanamamasına sebep olur.
3. Ağızın anatomik yapıları, dişlerin pozisyonları, derin subgingival marjnlere sahip dişler teknik olarak ölçümde sıkıntılar çıkarabilir<sup>(29,52)</sup>.

**2.3.3.1 Dental CAD-CAM sistemleri ile altyapı tasarımı ve üretilmesi**

Günümüzde inley, onley, laminate veneer, kron ve köprü protezi üretimi için farklı ticari firmalara ait çeşitli CAD-CAM sistemleri mevcuttur. Bu sistemlerde genelde preparasyonu yapılmış dişin ölçülerinin bilgisayar ortamına aktarılması ağız içi veya ağız dışı ölçümlendirmelerle gerçekleşmektedir. Ağız içerisinde ölçümleme yaparken 3 boyutlu tarama özelliği bulunan ağız içi kamera yardımı ile veriler bilgisayara aktarılır. Tarama işlemi esnasındaki küçük bir hareket tarama yüzeyini bilgisayara yanlış olarak aktarır ve sonuçta elde edilen altyapıda uyumsuzluklar görülebilir<sup>(29,30,52)</sup>.

Ağız dışında ölçümlemede ise prepare edilmiş dişin alınan ölçüsünden model elde edilip model üzerinden tarama gerçekleştirilir. Bu yöntem de ince tarayıcı uç model üzerine temas sağlayıp tüm model yüzeyi taratılır. Bir başka ağız dışı ölçümlendirme yöntemi ise lazer tarama ile ölçümlendirme yapılması esasına dayanır. Tarayıcı uç ile yapılan ölçümlemeye göre lazer tarama ile yapılan ölçüm daha kısa sürer<sup>(29)</sup>.

Bilgisayarda toplanan veriler yardımıyla model üzerine altyapı tasarımına geçilir. CAD ünitesinde tasarımı yapılan altyapının üretimine CAM ünitesine geçilir. Bilgisayar destekli freze cihazından çıkan altyapı üzerine üst yapı porseleni eklenir<sup>(52)</sup>.

### **2.3.3.2 DENTAL CAD-CAM SİSTEMLERİ**

#### **2.3.3.2.1 Cerec sistemi**

Klinikte ilk kullanılan CAD-CAM sistemi olup 1980'lerde ilk üretime geçmiş, 1996'da Cerec 2 sistemi geliştirilmiş ve 2000 yılında ise Cerec 2 sisteminin daha gelişmiş hali olan Cerec 3 kullanıma sunulmuştur. Bu sistemin en büyük avantajlarından biri, tek seansta restorasyonun elde edilmesi ve hasta ağzına simantasyon işleminin yapılabilmesidir. Cerec 3 sisteminde elde edilmiş kronların marjinal adaptasyonları Cerec 2 sistemi ile kıyaslandığında daha iyidir<sup>(30,54)</sup>.

#### **2.3.3.2.2 Duret sistemi**

Bu sistem 1984 yılında Dr. Francois Duret tarafından tek üye full kron yapımı ile kullanım alanı bulmuştur. Ölçümleme ağız içerisinde lazer tarayıcı ile gerçekleşmektedir. Karmaşık bir görüntüleme ve dizayna sahip olması sistemin dezavantajlarından biridir. Sınırlı bir ticari başarı gösteren bu sistemde prepare edilmiş dişin yüzey görüntüsünün alınabilmesi için özel bir materyalle kaplanması gerekmektedir. Yüzey görüntüsü alındıktan sonra restorasyonun tasarımı ve mikromilling cihazında şekillendirilmesine geçilir<sup>(30,55)</sup>.

#### **2.3.3.2.3 DCS President sistemi**

Bu sistem 1990 yılında kullanıma sunulmuştur. DCS President sisteminde Periscan lazer tarayıcı optik sensör ile prepare edilmiş diş bölgesinden bilgiler alınıp bilgisayarda altyapı tasarımına geçilir. Bu sistem 14 prepare edilmiş diş tarayabilme ve 30 üyeye kadar altyapıyı frezeleme cihazında işleme özelliğine sahiptir<sup>(52,54)</sup>.

#### **2.3.3.2.4 Procera All Ceram Sistemi**

1994 yılında geliştirilen bu sistemde, day modeli sistemin safir probu vasıtasıyla taranır ve görüntüler 3 boyutlu olarak bilgisayar ortamına aktarılır. Bu sistemde zirkonya ve alumina altyapılar elde edilmektedir. Bilgisayarda elde edilen 3 boyutlu görüntüler elektronik olarak üretim merkezlerine gönderilmekte ve bu merkezler altyapılar CAM ünitelerinde

işlenmektedirler. Yapılan araştırmalarda Proocera All Ceram sistemi ile elde edilen restorasyonlardaki marjinal aralık ortalama 54-64 µm bulunmuştur<sup>(30,54,56)</sup>.

#### **2.3.3.2.5 Cicero sistemi**

1999 yılında Denison ve arkadaşları tarafından üretilen bu sistemde optik tarama, metal ve seramik sinterizasyonu ve bilgisayar destekli frezeleme ünitesi ile restorasyonlar elde edilmektedir. Bu sistemde öncelikle prepare edilmiş diş bölgesinin modeli oluşturulur. Modelin rahat taratılabilmesi ve preparasyonun bitim sınırının net görülebilmesi için diş yüzeyi beyaza diğer kısımlar ise siyaha boyanarak tarattırılır ve 3 boyutlu geometrik görüntüler elde edilip altyapı tasarımına geçilir<sup>(52,54)</sup>.

#### **2.3.3.2.6 Lava CAD/CAM sistemi**

2002 yılında üretilmiş bu sistemde yarı sinterlenmiş Y-TZP (Yitrium tetragonal zirkonya polikristal) bloklardan altyapılar üretilmektedir. Bu sistemde lazer optik tarayıcı(Lava Scan) ile model yüzeyinden bilgiler toplanır. Tarama işlemli tek üye preparasyonlarda ortalama 5 dakika, 3 üyeli köprü preparasyonlarında ise ortalama 12 dakikadır. Tarama işlemi ile bilgisayara aktarılan verilere göre altyapı planlamasına geçilir. Lava CAD yazılımı, otomatik olarak marjin sonlanması ve gövde tasarımını gerçekleştirir. Tasarım işleminden sonra yarı sinterlenmiş ZrO<sub>2</sub> seramik blokların aşındırma işlemi Lava form ile gerçekleştirilir<sup>(52,54)</sup>.

#### **2.3.3.2.7 Celay sistemi**

1992 yılında kullanıma sürülen bu sistem kopyalama-frezeleme tekniğine dayanan bir sistemdir. Bitişik iki bölümden oluşan sistemin bir tarafında kopyalama bölümü, diğer tarafında ise freze ile şekillendirme bölümü bulunmaktadır. Kopyalama bölümünde bulunan ve model üzerinde herhangi bir aşındırma özelliği bulunmayan tarayıcı uçlar model üzerinde gezdirildiğinde, frezeleme odasında bulunan seramik blok özel soğutma sistemi ve sıvısı ile şekillenmeye başlar. Bilgisayar sistemi ile hazırlanan veya kopya freze ile hazırlanan seramikler, mineye benzer renk ve translüsensi göstermesinden dolayı mükemmel estetik sağlarlar<sup>(52,55)</sup>.

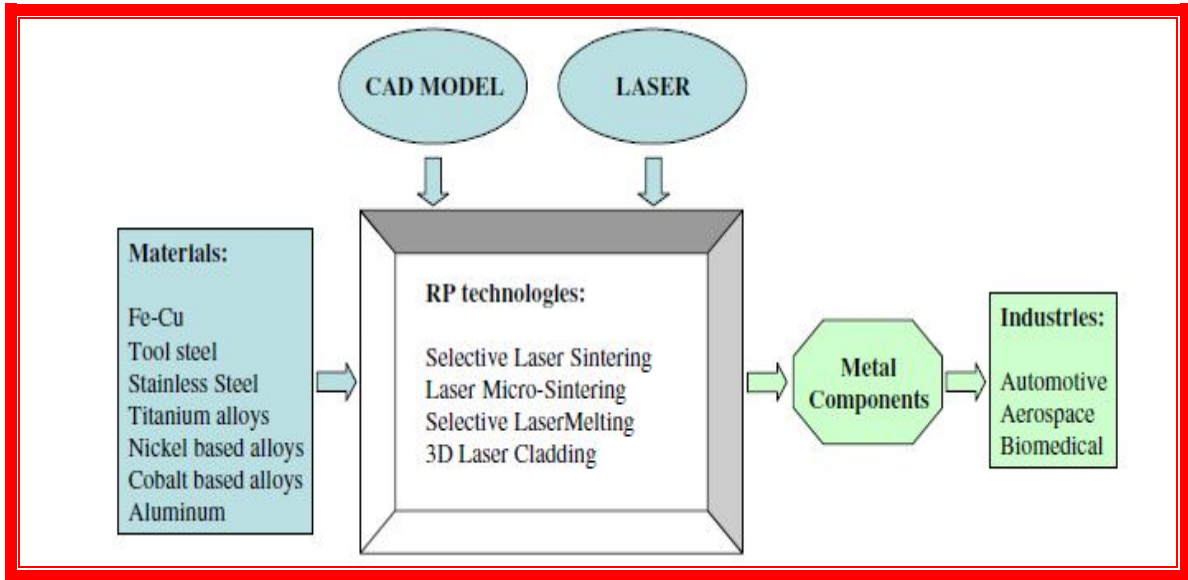
### 2.3.3.2.8 Hint-Els DentaCAD sistemi

1999'da diş hekimliğinde kullanıma sürülmüş bu sistemde lazer sinterleme ile zirkonyum dioksit ve Co-Cr altyapı elde edilmektedir. Bu sistemde optik tarayıcı ile model üzerinden tarama yapılır, alınan veriler sistemin yazılımı sayesinde tasarlanır ve otomatik olarak frezleme cihazında üretim gerçekleşmektedir. Hint-Els sistemi yazılımı sayesinde kron-köprü protezi, inley, onley, teleskop protez ve parsiyel kron üretimi yapılmaktadır. Lazer sinterleme işleminde 80 üyeye kadar altyapı elde edilmektedir<sup>(57)</sup>.

### 2.3.3.3 HIZLI PROTOTİP ÜRETİM TEKNOLOJİLERİ

Diş hekimliğinde kullanılan CAD/CAM sistemlerine son zamanlarda yeni bir sistem daha eklenmiştir. Hızlı prototip(Rapid prototyping) üretim teknolojileri olarak adlandırılan bu sistem ile kron-köprü restorasyonların altyapıları, cerrahi modeller, fasial protezler ve titanyum implantlar üretilmektedir<sup>(58,59)</sup>.

Hızlı üretim teknolojilerinde metal bileşiklerin lazer tarafından şekillendirilmesi işlemi şematik olarak şekil 4'de gösterilmektedir<sup>(59)</sup>.



Şekil 4. Metal bileşiklerinin tabakalama üretim tekniği ile hızlı üretimi

Günümüzdeki Medikal görüntüleme teknolojilerinde Bilgisayarlı Tomografi (CT), Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG) ve lazer tarama gibi ileri teknoloji ürünleri kullanılmaktadır. Bu yeni teknoloji ürünlerinde anatomik yapıların 3 boyutlu görüntülenmeleri sayesinde teşhis ve tedavi amaçlı kullanılmaktadırlar. Görüntüleme



teknolojisindeki yazılım ve donanımların gelişmesi sayesinde 2 boyutlu ve 3 boyutlu görüntüler elde edilmiştir. Bu görüntüleme teknolojilerindeki gelişmelere rağmen hekimlere, hastanın anatomisi hakkında bütünüyle bilgiler sağlayamamıştır. Günümüzde hologram ve özel gözlükler sayesinde 3 boyutlu görüntüler ekranda izlenebilmektedir, ancak bu yöntemlerde de hekimler operasyon bölgesini fiziksel olarak hissedemediği için yeterli olmamaktadırlar. Tüm bu sebeplerden dolayı ilgili bölgenin fiziksel modelinin elde edilmesi zorunlu olmaktadır. Elde edilen bu fiziksel modeller sayesinde hekimler ilgili bölgeyi hisseder ve anatomik yapıları görmüş olur. Fiziksel modelin elde edilmesi alınan görüntüleme yöntemlerindeki verilerin işlenmesi sayesinde olmaktadır. Bu modellerin üretilmesi ile farklı fabrikasyon yöntemler mevcuttur. Genel olarak üretim yöntemine eksiltme ve ekleme yöntemleri kullanılmaktadır. Eksiltme yöntemi üretim maliyeti olarak daha ekonomiktir. Ancak bu yöntemi sınırlayan faktörler vardır. Bu faktörler frezeleme cihazının sınırlı hareket kabiliyeti ve kullanılan malzemenin yeterli dayanıklılıkta ve steril edilebilir olmasıdır. Bu yöntemde poliüretan süngerden üretilen modeller hem yumuşak ve hem de steril edilememektedirler. Bu yüzden ekleme yöntemiyle fiziksel model elde edilmesi daha avantajlıdır<sup>(60)</sup>.

Hızlı prototip tekniğinde CAD sistemler sayesinde 3 boyutlu modeller elde edilmektedir. Bu modelin üretilmesinde, tabaka üzerine tekrar tabakalama yapılması ile ekleme yöntemi kullanılır. Bu yöntem eksiltme yöntemi ile kıyaslandığında kompleks yapılardaki modeller elde edilebilir. Hızlı prototip teknolojileri, numerik kontrol (NC) cihazları ile üretilen sistemlere göre daha kısa sürede ve daha karmaşık modeller elde edilmektedir<sup>(59,60)</sup>.

Hızlı prototip üretim teknolojisinde farklı üretim teknikleri kullanılmaktadır. Bu farklı üretim teknikleri arasında 3 boyutlu yazılım, seçici lazer sinterleme (SLS), seçici lazer eritme (SLM), Tabakalı nesne üretimi(LOM) ve 3 boyutlu lazer kaplama teknikleri mevcuttur<sup>(59,60,61)</sup>.

### **2.3.3.3.1 HIZLI PROTOTİP MODEL ÜRETİMİ**

Hızlı prototip üretim teknolojileri ile üretim CAD-CAM sistemine benzer bir şekilde öncelikle model üzerinden bilgi alınması, alınan verilere göre özel yazılımlar sayesinde 3 boyutlu tasarımlarının gerçekleştirilmesi ve bu 3 boyutlu tasarımların lazer yardımıyla üretilmesi esasına dayanmaktadır. Bu sistemde CO<sub>2</sub> ve Nd:YAG lazer tipleri kullanılmaktadır. Bu iki lazer sistemi arasındaki temel fark dalga boylarının farklı olmasından kaynaklanmaktadır<sup>(59,60,62)</sup>.

#### **2.3.3.3.1.1 Veri Toplanması**

Hızlı prototipleme ile üretilmek istenen modelin öncelikle taratılması gerekmektedir. Dental restorasyonların altyapılarının hızlı üretim teknolojisi ile imalatındaki ilk aşama ilgili yüzeydeki verilerin toplanması işlemidir. Veri toplama işleminde temaslı ve temassız yöntemler kullanılmaktadır. Temassız yöntemlerde anatomik yapıların detaylı bilgilerinin alınması için bilgisayarlı tomografi (CT), manyetik rezonans (MR) ve lazer ile sayısallaştırma teknikleri kullanılır<sup>(60)</sup>.

#### **2.3.3.3.1.2 Verilerin İşlenmesi**

Çeşitli teknikler vasıtasıyla elde edilen veriler CAD yazılımlar sayesinde işlenmektedir. Bu CAD yazılımlarından Pro-E, Unigraphics, DUCT, CATIA, IDEAS, Solidworks vb. gibi yazılımlar sıklıkla kullanılmaktadır. Bu yazılımlar ile elde edilen veriler tasarlanıp gerekli işleme parametrelerinin seçimi ile üretim öncesi son düzenlemeler yapıp hızlı prototip üretim cihazında imalat aşamasına geçilmektedir<sup>(60)</sup>.

#### **2.3.3.3.1.3 Modelin üretilmesi**

Restorasyonun tasarımı tamamlandıktan sonra 3 boyutlu CAD yazılımı sayesinde elde edilen tasarım verileri hızlı prototip cihazına aktarılır. Fiziksel model katmanlar halinde ve CAD yazılımının tasarımına uygun bir şekilde imal edilmeye başlar. Günümüzde popüler olan bir takım model üretim sistemleri mevcuttur. Bu sistemlerden Stereolitografi (SLA), Seçici Lazer Sinterleme (SLS), Ergimiş Malzeme Yığıma Yöntemi (FDM), Tabakalı Nesne Üretimi (LOM), 3 Boyutlu Baskılama (3DP) ve Lazer ile Net Şekillendirme Yöntemi (LENS) popüler olarak günümüzde kullanılmaktadır<sup>(60)</sup>.

##### **2.3.3.3.1.3.1 Stereolitografi (SLA)**

Bu yöntem, fotopolimer esaslı sıvı haldeki malzemenin lazer kaynağındaki ışık enerjisi yardımıyla katı hale getirilmesi esasına dayanmaktadır. Kullanılan sıvıda bulunan polimer morötesi (UV) ışık sayesinde katılaşmaktadır. Lazer ışını bilgisayar desteğiyle yansıtılıp seçili bölgenin katılaşması gerçekleştirilir. İlgili tabakanın katılaşması sağlandıktan sonra sıvının bulunduğu platform yüzeyi tabaka kalınlığı kadar aşağı indirilip diğer tabakadaki fotopolimerin katılaşması sağlanır. Bu işlem parça tamamen imal edilene kadar devam eder<sup>(60)</sup>.

Stereolitografi yönteminin birtakım avantaj ve dezavantajları mevcuttur. Yüksek hassasiyet gerektiren modellerin imal edilmesi, karmaşık yapıdaki modellerin imal

edilebilmesi, yüzey bitim sınırlarının oldukça düzgün olması ve yüksek mekanik dirence sahip modeller üretilmesi bu sistemin başlıca avantajlarından. Ancak bu sistemin ekipmanlarının pahalı olması ve üretim sonrası ilave işlemler gerektirebilmesi dezavantajlarından<sup>(60)</sup>.

#### **2.3.3.3.1.3.2 Seçici Lazer Sinterleme (SLS)**

Bu yöntem ile üretimde öncelikle imal edilecek modelin bilgisayar ortamında katı modellemesi oluşturulur. Oluşturulan model bilgisayar yazılımları sayesinde tabaka tabaka kesitlere ayrılır. Bu kesitler veri formatlarına dönüştürülerek üretim cihazında imal işlemleri gerçekleştirilmektedir. Seçici lazer sinterleme yönteminde, ısıtıldığında kaynaşabilen toz halindeki materyal yüzeye düzgün bir şekilde serpiştirilir ve CO<sub>2</sub> lazer ışını yardımıyla seçili bölgedeki toz halindeki materyaller birbirlerine eritilerek yapışip sinterlenme gerçekleştirilmektedir. Işının çarptığı yüzeyde oluşan sıcaklık sonucu toz taneleri temas halinde olduğu diğer toz taneleri ile kaynaşır. Kaynaşma işleminden sonra toz materyalinin bulunduğu platform yüzeyi kaynaşmış katman kalınlığı kadar aşağı iner ve seçili bölgenin lazer ışını ile sinterlenmesi işlemine devam edilir. Bu işlem model tamamen üretilene kadar devam ettirilir. Platform yüzeyinde biriken fazla tozlar ise bir fırça veya vakum emici cihazlar yardımıyla yüzeyden uzaklaştırılır. Yüzeydeki biriken tozlar temizlendikten sonra imal edilen parça platform yüzeyinden alınır<sup>(58,59,60)</sup>.

Bu yöntemin birtakım avantajları ve dezavantajları mevcuttur. Yüksek düzeyde işlenebilirlik, kullanılan malzeme çeşitliliği ve işlem sonrası işlemlerin minimum düzeyde olması avantajlarından. Kullanılan malzemenin ve ekipmanlarının maliyetinin yüksek olması dezavantajdır<sup>(60,61,63)</sup>.

#### **2.3.3.3.1.3.3 Ergimiş Malzeme Yığıma Yöntemi (FDM)**

Bu yöntem sıklıkla hızlı prototip üretiminde kullanılmaktadır. Ergimiş malzeme yığıma yönteminde sıcaklıkla kontrolü sağlanan termoplastik materyalin ilgili bölgelere sıkılması sağlanmaktadır. Katılma noktasına yakın sıcaklıkta bulunan termoplastik malzemenin tabakalar halinde platform yüzeyine aktarılması gerçekleştirilir. Yeterli kalınlıkta oluşturulan katman kalınlığı kadar platform yüzeyi aşağı iner ve bir sonraki katmanın oluşmasına izin verir. Bu işlem üretim gerçekleşene kadar aynı şekilde devam eder. Platform sıcaklığının düşük olması termoplastik malzemenin kolayca sertleşmesini sağlar. Bu yöntemde termoplastik olan ve çeşitli renklerde olan ABS (Acrylonitrile Butadiene Styrene) ve hassas döküm mumları kullanılmaktadır<sup>(60)</sup>.

#### **2.3.3.3.1.3.4 Tabakalı Nesne Üretimi (LOM)**

Bu sistemin temel prensibi yapışkan kaplı ince bir malzemenin katmanlar halinde yapışarak prototipi şekillendirmesi ve CO<sub>2</sub> lazer ışını sayesinde ilgili bölgenin kesilmesi esasına dayanmaktadır. CO<sub>2</sub> lazer ışını ile kesilen parçalar ısıtıcı silindirler vasıtasıyla birbirlerine yapıştırılırlar. Her katmanın kesiminden sonra platform katman kalınlığı kadar aşağı iner ve diğer katmanın lazer ışını ile kesilmesi için tekrar yeni tabaka eklenir. Tabakalı nesne üretim yönteminde maliyetin düşük olması ve üretimin kısa sürede gerçekleşmesi avantajlarındandır. Bu yöntemde blok malzemeden kalan artıkların temizlenmesi ve oluşan artıkların üretim sürecinde problemler oluşturması dezavantajlarındandır<sup>(60)</sup>.

#### **2.3.3.3.1.3.5 Boyutlu Baskılama (3DP)**

3 boyutlu baskılama tekniği seçici lazer sinterleme tekniğine benzer olup temel fark tozları birbirine yapıştırmak için lazer ışını yerine sıvı adhesiv yapıştırıcılar kullanılmaktadır. Bu yöntemde toz halinde bulunan materyal bir silindir yardımıyla işlemin gerçekleştiği platform yüzeyine eşit bir şekilde aktarılır. Aktarılan bu tabakanın ilgili yüzeyine yapışmasını sağlayan adhesiv maddesi püskürtülür. İlgili katmanın yapışması sağlandıktan sonra platform katman kalınlığı kadar aşağı yönde hareket eder. Toz halindeki materyal tekrar silindir yardımıyla yüzeye eşit bir şekilde taşınır ve bu işlem üretim sonlanıncaya kadar devam eder. Bu yöntemde kısa sürede ve karmaşık yapıdaki modellerin üretimi gerçekleşmektedir. Ancak üretilen modeller dayanıksız olup kolayca zarar görmektedirler<sup>(60)</sup>.

#### **2.3.3.3.1.3.6 Lazer ile Net Şekillendirme Yöntemi (LENS)**

Bu yöntemde lazerin odak noktasına toz malzemenin lazer ile eşzamanlı püskürtülmesi sonucu üretim katmanlı şekilde gerçekleştirilmektedir. Üretilen katman kalınlığı kadar lazerin ve metal tozlarının bulunduğu kısım yukarı kaldırılır. İşlemler model üretimi gerçekleşene kadar tekrarlanmaktadır. Bu sistemde paslanmaz çelik, titanyum gibi çeşitli metal tozları kullanılmaktadır. Bu teknik sayesinde gözenekli yapı içermeyen ve tam yoğunlukta modeller üretilmektedir. Üretilen modeller istenilen ebatlarda olup model bitimi sonrası yapılması gereken işlemler minimum seviyededir<sup>(60)</sup>.

## **2.4 SABİT PROTEZLERDE PREPARASYON ESASLARI VE BASAMAK TIPLERİ**

Sabit protetik restorasyonların yapımı için, dişlerin pulpa ve periodontal dokularına zarar vermeden, belirli kurallar çerçevesinde çeşitli aletlerle küçültülmesine diş preparasyonu veya diş kesimi adı verilir. Sabit protetik restorasyonlarda diş preparasyonu dizaynı birtakım prensipler altında gerçekleştirilir. Bu prensipler;

1. Diş yapısının korunması
2. Tutuculuk ve direnç
3. Yapısal sağlamlık
4. Marjinal bütünlük
5. Periodonsiyumun korunması şeklinde sıralanabilir<sup>(1,21)</sup>.

### **2.4.1 Diş Yapısının Korunması**

Kaybedilen dişlerin yerine restorasyonlar yapılırken mevcut dişlerin korunması gerekmektedir. Hastanın rızası halinde ve restorasyonun tutuculuğunu etkilemiyorsa dişin sağlam kısımları korunabilir. Diş yüzeyinde preparasyon yaparken hızlı çalışmak adına gereksiz diş dokusu kaldırılmamalıdır. Bunun yanında komşu diş dokusunun da korunması gerekir<sup>(1,3,21)</sup>.

### **2.4.2 Tutuculuk ve Direnç**

Yapılan restorasyonun başarılı sayılabilmesi için, diş üzerine yerleşebilmesi ve orada kalması gerekir. Restorasyonun tek başına simanlar yardımıyla bulunduğu bölgede kalması beklenemez. Restorasyonlarda yeterli tutuculuk ve direncin sağlanabilmesi için diş preparasyonun kurallara uygun bir şekilde yapılması gerekir. Restorasyonunun diş preparasyonunun uzun aksı boyunca yerinden çıkması tutuculuk sayesinde engellenmiş olur. Restorasyonun dik ve yatay kuvvetlerce yerinden hareket etmesinin engellenmesi ise direnç sayesinde gerçekleşir. Direnç, restorasyonu yerinden çıkarmaya çalışan kuvvetlerin yönü ve şiddeti, prepare edilmiş dişin geometrisi ve yapıştırma simanının fiziksel özellikleri gibi faktörlere bağlıdır<sup>(1,3,21)</sup>.

#### **2.4.2.1 Koniklik**

Yapılan preparasyonlarda karşılıklı duvarların birbirine paralel olması restorasyonun tutuculuğunu artırır. Ancak pratikte bu işlem mümkün olmamaktadır. Genelde araştırmacılar

koniklik açısı olarak 3-5<sup>0</sup>, 6<sup>0</sup> ve 10-14<sup>0</sup> arasında yapılan açılındırmaların uygun koniklik sağladığını bildirmişlerdir. Restorasyon son şekliyle üretildikten sonra preparasyonu yapılmış dişe yerleşebilmeli ve dişin aksiyal duvarları oklüzal yüzeye doğru konikleşmelidir. <sup>(1,64,65,66)</sup>.

#### **2.4.2.2 Hareket Serbestliği**

Tutuculuk, prepare edilmiş dişin geometrik olarak sınırlandırılması ve restorasyonun giriş yollarının azaltılması sayesinde artırılmış olur. Tutuculuğun maksimum düzeyde olması için restorasyonda tek giriş yolunun olması gerekir. Full veneer preparasyonunda aksiyal duvarların paralel olması ve olukların açılması sayesinde bu tutuculuk sağlanabilir. Diğer taraftan ise kısa ve aşırı konik olarak prepare edilmiş dişlere yapılan restorasyonlarda giriş yolunun fazla olmasından dolayı tutuculuk ile ilgili sıkıntılar görülür<sup>(1,67)</sup>.

#### **2.4.2.3 Kron Boyu**

Oklüzogingival uzunluk tutuculuk ve direnç açısından oldukça önemli bir faktördür. Uzun preparasyonlu dişlerde yüzey alanı artacağı için tutuculukta artmış olur. Restorasyonun başarısında kron uzunluğunun, restorasyonun karşı tarafı kenar noktasında bulunan dökümün dönme eksenini engelleyebilecek kadar uzun olması gerekmektedir. Kron boyunun kısa olması halinde bu dönme eksenini engellenemez. Bu yüzden kısa kron boyuna sahip dişlerde tutuculuğu arttırmak için aksiyal duvarlardaki koniklik açısı olabildiğince küçük tutulmalı ve tüm yüzlerin kesim sonu birleşim kenarları yeterli bir şekilde keskin bırakılmalıdır<sup>(1,17)</sup>.

#### **2.4.2.4 İç Yapıların Düzenlenmesi**

Yapılacak diş preparasyonu için her zaman uygun aksiyal duvarlar olmayabilir. Çeşitli sebeplerden dolayı aşınmalar ve karşı aksiyal duvarda harabiyetler görülebilir. Bu gibi durumlarda restorasyonun tutuculuğunu arttırmak için bir duvarda veya her iki aksiyal duvarda oluk, pin yuvası ve kutu şeklinde oluşumlar kullanılabilir. Ancak bu olukları açarken pulpa odasına fazla yaklaşılması sonucu pulpal ağrılara sebebiyet vereceği unutulmamalıdır <sup>(1,21)</sup>.

#### **2.4.2.5 Giriş Yolu**

Restorasyonun prepare edilmiş dişe yerleştirilip çıkartılırken izlediği hayali bir çizgi olan giriş yolu, diş preparasyonuna başlamadan önce tasarlanır ve preparasyon bu tasarıma göre gerçekleştirilir. Diş preparasyonu, restorasyonun tek giriş yoluna sahip olması için silindirik bir şekilde tasarlanmalıdır. Preparasyonun andırtatlı ve aşırı konikleşmesini

engellemek için doğru gözlemlene tekniğinin kullanılması gerekir. Bunun için kesim bölgesinin yaklaşık 30 cm mesafeden ve tek gözle incelenmesi gerekir. Her iki gözümüzle incele yaparsak diş preparasyonundaki andırkatlar gözlenemez. Diş preparasyonu ağız içerisinde yapıldığından direkt olarak gözlemlenmek her zaman mümkün olmamaktadır. Bu gibi durumlarda bir ayna preparasyondan yaklaşık 1,5 cm kadar uzakta, açılı tutularak tez gözle prepare edilen dişteki andırkat ve koniklik değerlendirilir<sup>(1,3)</sup>.

### **2.4.3 Yapısal Sağlamlık**

Yapılan restorasyonların oklüzal kuvvetlere dayanıklı niteliğe sahip olmaları gerekmektedir. Oklüzal kuvvetlere karşı dayanıklılık gösterilecek restorasyon yüzeyi prepare edilmiş diş miktarı kadardır. Bu şekilde restorasyonun oklüzyonu uygun, aksiyal konturları normal ve restorasyon çevresinde periodontal hasar engellenmiş olur<sup>(1)</sup>.

#### **2.4.3.1 Oklüzal Aşındırma**

Restorasyonlarda yeterli derecede dayanıklılık elde edilebilmesi için oklüzal mesafenin de yeterli olması gerekmektedir. Oklüzal mesafenin yetersiz olması durumunda yapılan restorasyonun oklüzal anatomisi düz ve sık yapılıdır. Metal seramik restorasyonlarda oklüzal yüzeyde istenen mesafe fonksiyonel tüberküllerde 1,5-2,0 mm iken, nonfonksiyonel tüberküllerde ise 1-1,5 mm kadardır<sup>(1)</sup>.

#### **2.4.3.2 Fonksiyonel Tüberkül Bizotajı**

Oklüzal yüzeyin preparasyonunda fonksiyonel tüberküllerin bizotajı önemli bir yere sahiptir. Üst dişlerin palatinal tüberkülleri ile alt dişlerin bukkal tüberküllerinde yapılacak aşındırmalar restorasyon materyali için yeterli mesafeyi sağlamalıdır. Yeterli mesafenin olmaması durumunda bu bölgelerde restorasyon materyali oldukça ince olur<sup>(1)</sup>.

#### **2.4.3.3 Aksiyal aşındırma**

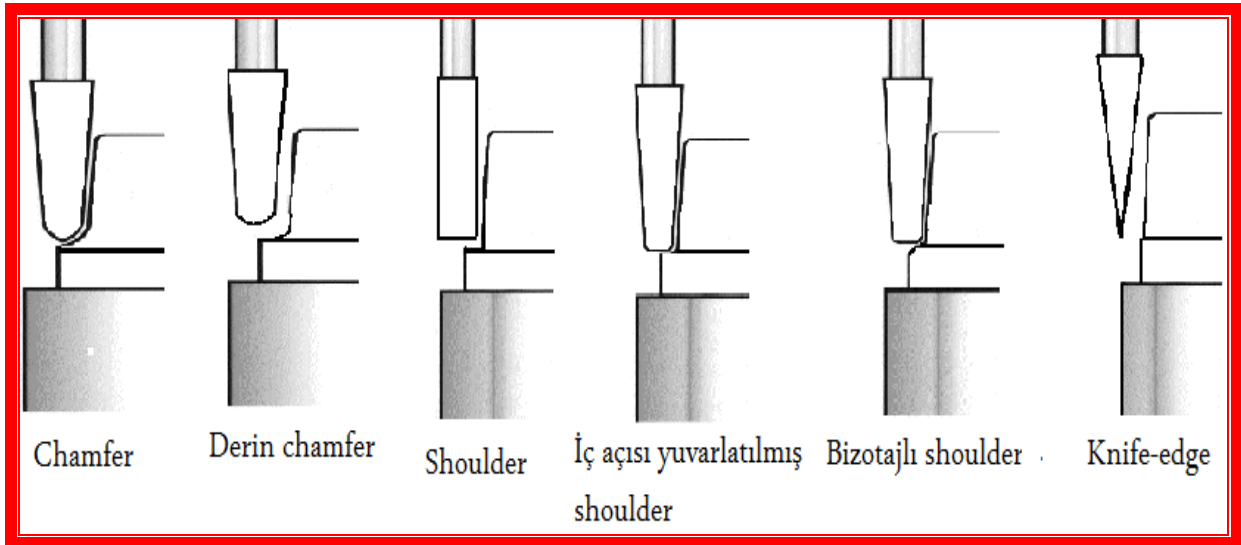
Yeterli aksiyal aşındırmanın yapılması sayesinde normal konturlu restorasyonlar elde edilir. Aksiyal yüzeylerde yetersiz yapılan aşındırmalarda elde edilen restorasyon ya aşırı konturlu olur, periodontal dokularda harabiyete neden olur veya ince duvarlar sahip olduğundan distorsiyona maruz kalır<sup>(1)</sup>.

## 2.4.4 Marjinal Bütünlük

Yaptığımız sabit protetik restorasyonların başarısında dişeti kenarı restorasyon uyumu oldukça önemli rol oynamaktadır. Restorasyonun ağız dokuları ile uyum sağlaması, preparasyon bitim sınırı ile restorasyon kenarları arasında sıkıca adaptasyon ile gerçekleştirilir. Preparasyon bitiş formu çeşitli şekilde tasarlanmaktadır<sup>(1,3)</sup>.

Marjinal sonlanma şekli için kullanılan basamak tipleri;

1. Chamfer
2. Derin chamfer (Heavy chamfer)
3. Shoulder
4. İç açısı yuvarlatılmış shoulder (Radial shoulder)
5. Bizotajlı shoulder
6. Bıçak sırtı (Knife-edge) şeklinde (Şekil 5) sıralanmaktadır<sup>(1)</sup>.



Şekil 5. Farklı marjinal sonlanma şekilleri<sup>(1,3)</sup>

### 2.4.4.1 Chamfer

Bu şekilde prepare edilen dişlerde basamak sınırı dişeti kenarında geniş bir açı ile sonlanır. Oluk şeklinde ve geniş açılı olarak hazırlanan bu basamak tipi sıklıkla verner restorasyonlar için tercih edilir. Yapılan araştırmalarda chamfer bitiş çizgisinin en az gerilim oluşturduğu gözlemlenmiş ve bundan dolayı alttaki siman ile ilgili başarısızlığa uğrama ihtimalide düşük olduğu bildirilmiştir<sup>(1,3,24,68)</sup>.



#### **2.4.4.2 Derin chamfer (Heavy chamfer)**

Geniş açılı olarak hazırlanan bu basamak tipi daha çok metal desteksiz restorasyon için kullanılır. Bu basamak tipine bizotaj eklenebilir. Yuvarlak uçlu konik elmas frez ile oluşturulan bu basamak tipinde dikkat edilmez ise preparasyonda andırkatlar oluşabilir<sup>(1)</sup>.

#### **2.4.4.3 Shoulder**

Dişin uzun aksına dik olarak hazırlanan bu basamak çeşidinde kuvvet en iyi şekilde köke iletilebilir. Uzun süredir tam seramik kronlar için kullanılmaktadır. Basamağın geniş olması sayesinde oklüzal kuvvetler karşı restorasyonun direncini artırır ve porselenin kırılmasına yol açabilecek gerilimleri azaltır. Diğer basamak tipleri ile kıyaslandığında daha fazla diş dokusunun kaldırılmasını gerektirir<sup>(1,3)</sup>.

#### **2.4.4.4 İç açısı yuvarlatılmış shoulder (Radial shoulder)**

İç açısı yuvarlatılmış shoulder basamak tipi klasik shoulder basamağının modifikasyonlu şeklidir. Bu basamak tipinde düz uçlu konik elmas frez kullanılır. Küçük yarıçaplı yuvarlatılmış iç açısı uç tarafı kesim yapan özel karbit frezi kullanılarak yapılır. Bu basamak tipinde açı  $90^0$  ve basamak genişliği klasik shoulder basamağına göre daha kısadır<sup>(1)</sup>.

#### **2.4.4.5 Bizotajlı shoulder**

Serbest dişeti kenarında seviyesinde sonlanan bu basamak tipinde basamaktan dişeti cebi içerisine ince uçlu elmas frezi yardımıyla ortalama 0,5 mm kadar ve yaklaşık  $40-70^0$  eğilendirme yapılarak preparasyon bitirilir. Bu preparasyon dişeti estetiğinin önemli olmadığı durumlarda metal seramik kronların fasiyal yüz bitim çizgisi olarak da kullanılabilir. Bizotajlı shoulder verner restorasyonlarda gereksiz yere kullanılmamalıdır, çünkü bu basamak tipini elde etmek için gereksiz yere dişlerde aşındırmalar yapılır<sup>(1,3)</sup>.

#### **2.4.4.6 Bıçak sırtı (Knife-edge)**

Bu basamak şeklinde preparasyon sınırı basamak oluşturmayacak şekilde sonlandığından bu bitiş çizgisine uyum sağlayacak ince yapıdaki restorasyon marjini elde etmek oldukça zordur. Ağız ortamında da bu restorasyonlar oklüzal kuvvetler altında baskıya maruz kalmalarından dolayı deformasyonların görülme ihtimali vardır. Bıçak sırtı bitimi kullanılması halinde yeterli restorasyon hacminin oluşturulabilmesi için dış aksiyal konturlar kalınlaştırılır ve bundan dolayı aşırı konturlu restorasyonlar elde edilebilir. Bu basamak tipi ince ve sivri uçla sonlanan bir fissür frezle oluşturulduğu için klinik olarak çalışma kolaylığı

sağlar ancak alınan ölçüden elde edilen model üzerinde restorasyon bitim sınırlarının net olarak gösterilememesi sakınca oluşturmaktadır<sup>(1,3)</sup>.

#### **2.4.5 Periodonsiyumun Korunması**

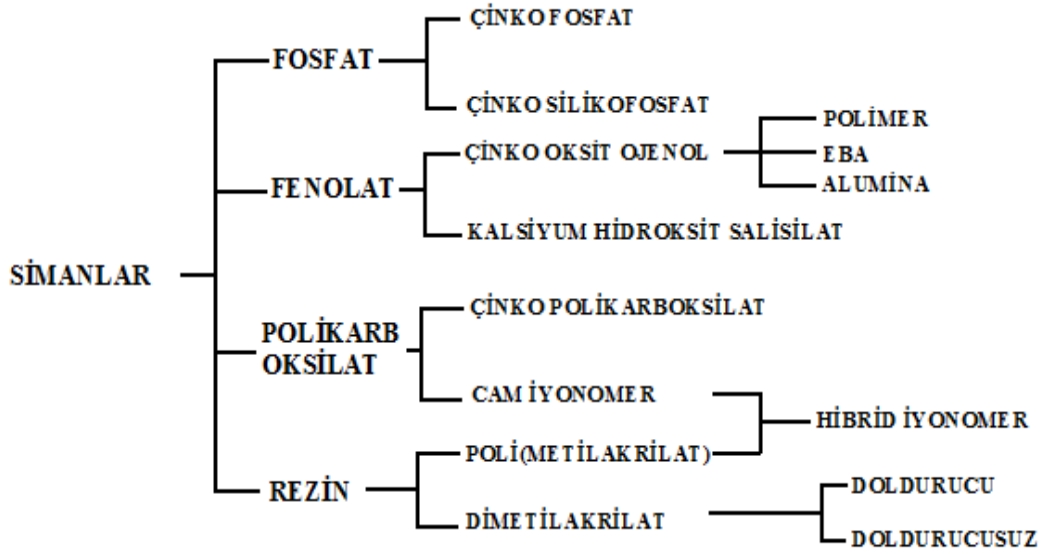
Restorasyonların bitim çizgilerinin dişeti ile uyumsuz olması periodontal problemlere yol açar ve restorasyonun başarısız olma ihtimalini yükseltir. Dişeti sağlığını korumak için bitim çizgilerinin mümkün olduğunca supragingival veya gingival seviyede bitirilmesi gerekir. Bazı durumlarda bitim çizgisi subgingival olarak hazırlanabilir. Subgingival bitiş çizgisine sahip restorasyonların periodontitisin ana etkenlerinden biri olduğu bildirilmiştir. Ancak bunun yanında hastaların da etkin oral hijyenine dikkat etmesi oluşabilecek periodontal problemleri asgariye indirir<sup>(1,69)</sup>.

### **2.5 SABİT PROTETİK RESTORASYONLARDA KULLANILAN YAPIŞTIRMA SİMANLARI**

Diş hekimliğinde simanlar küçük miktarlarda kullanılmalarına rağmen fonksiyon olarak önemli görevler üstlenirler. Restorasyonların diş yüzeyine yapışmalarını sağlamalarının yanında pulpa dokularının bütünlüğünün korunmasını da sağlarlar. Henüz bütünüyle ideal olarak geliştirilmiş bir siman çeşidi olmamasına rağmen yapıştırma simanı olarak çeşitli yapıda simanlar kullanılmaktadır. ADA tarafından kullanılan siman çeşitleri ile ilgili birtakım uluslararası standartlar gündeme gelmiştir. Bu standartlara göre kullanılan simanların kabul edilebilir olmaları için ağız ortamında çözünmeye karşı yeterince dirence sahip olması, mekanik ve kimyasal olarak yeterli bağlanma oluşturması, restorasyon ile diş yüzeyi arasında oluşan baskı, gerilme ve kopma kuvvetlerine karşı yeterli direnç göstermesi, çalışma zamanı ve sertleşme zamanının yeterli olması, uygulanmasının kolay olması ve ağız dokuları tarafından biyolojik olarak uyumlu olmaları gerekir<sup>(45,70)</sup>.

Kullanılan simanlar genelde toz ve likit formunda olup simanlar el ve cihaz yardımıyla karıştırılma şeklinde kullanılmaktadırlar. Bunun yanında bazı siman çeşitleri ise 2 tüp içerisinde olup bunların tabancalar yardımıyla eşit oranda karıştırıldığı sistemler de mevcuttur. Simanların sertleşme reaksiyonları genelde asit-baz reaksiyonu veya monomer yapının polimer yapıya dönüşümü şeklinde gerçekleşmektedir<sup>(45)</sup>.

Simanların bağlanma mekanizmalarına göre sınıflandırılması Şekil 6'da gösterilmiştir<sup>(45)</sup>.



Şekil 6. Simanların bağlanma mekanizmalarına göre sınıflandırılması<sup>(45)</sup>

### 2.5.1 FOSFAT SİMANLAR

Kullanılan en eski simanlardandır. Bu simanın tozunu temel olarak %90 oranında çinko fosfat ve tamamlayıcısı olarakda magnezyum oksit içerir. Likidinde ise %45-64 fosforik asit ve % 30-55 oranında su içerir. Bu simanların maniplasyonları kolaydır ve çiğneme basıncına karşı dayanıklıdır<sup>(21,45)</sup>.

Bu siman çeşidi çinkofosfat ve fosforik asidin birleşmesiyle amorf yapıda çinkofosfat siman oluşur. Ağız dokularında çözünme ile artan mikrosızıntı ve sertleşme başlangıcında düşük pH sını klinik kullanımında biyouyumluluğunu etkiler. Başlangıçta pH seviyesi 3-5 iken 24 ile 48 saat sonra nötralize olur. Uzun dönem kimyasal yapısını muhafaza eder. Ortamda bulunan nem çözünmesini hızlandırır. Pulpal dokulara yakın durumlarda kullanılması pek tavsiye edilmez<sup>(3,45)</sup>. Çinko fosfat simanın içeriğine cam ve silika eklenmesi ile siliko fosfat simanlar elde edilmiştir. Bu simanların dayanım direncinin iyi olması ve flor salınımı yapması avantajlarındandır. Sabit protetik restorasyonların simantasyonunda ve ortodontik braketlerin simantasyonunda kullanılmaktadır<sup>(45)</sup>.

### 2.5.2 FENOLAT SİMANLAR

İçeriğinde çinko oksit ve ojenol bulunan bu simanlar daha çok derin kavitelere ve pulpal dokulara yakınlık durumlarında restorasyonların geçici simantasyon işlemlerinde

kullanılmaktadırlar. Çinko oksit ve ojenolün su ortamında tepkimesinde Çinko ojenolat bileşiği oluşur. Çalışma zamanı uzun olan bu simanın sertleşmesi için ortamda neme ihtiyacı vardır. Maksimum siman dayanımına sahip olması için toz/likit oranı 3/1 veya 4/1 olarak önerilir<sup>(45)</sup>.

Çinko oksit ojenol simanın toz ve likidi kolay karıştırılabilir özelliğe sahiptir. Bu simanların çiğneme basıncına karşı dirençleri zayıftır. Bu simanların dişetine teması sonucu reaksiyonlar görülebilir ve simantasyon işleminden önce dişeti bölgesine izolasyon ajanı sürülebilir. Bu simanların kolay deformasyonları sonucu daimi simantasyon işleminde kullanılmazlar ve geçici simantasyonlarında dentinal tübüllerdeki basıncı hafiflettiklerinden dolayı destek dişler üzerinde sedatif etkiye sahiptirler<sup>(21)</sup>.

## **2.5.3 POLİKARBOKSİLAT SİMANLAR**

### **2.5.3.1 Çinko Polikarboksilat Siman**

1960'lı yıllarda geliştirilen bu simanlar fosfat simanların mekanik özelliklerine sahipliğinin yanında ojenol içerikli simanlarında biyolojik özelliklerine sahiptirler. Simanın tozunu çinko oksit ve %10 oranında magnezyum oksit içerir. Likidinde ise poliakrilik asit ve bazı kombinasyonlarında %4-5 kalay florür vardır ve bu formların çürük önleyici etkileri bulunmaktadır. Bu siman dentinal tübüllerde minimal sıvı hareketine sebebiyet verdiği için biyolojik olarak uyumludur. Sertleşmesi asit-baz reaksiyonu şeklinde gerçekleşir. Simantasyon için toz ve likitin dikkatli bir şekilde karıştırılması ve bu karıştırılma işleminin 30-40 sn içerisinde bitirilmesi gerekir. Sertleşme esnasında restorasyonun hareket ettirilmemesi ise dikkat edilmesi gereken diğer önemli husustur. Çiğneme basıncının yüksek olduğu bölgelerde ve uzun gövdeli köprülerde kullanılması tavsiye edilmez. Destek dişlere bağlanma adezyon şeklindedir. Gingival dokular ile uyumu oldukça iyidir ve yeni karıştırılmış simanın pH sı 4,8 olup kısa sürede nötralize olur<sup>(3,21,45)</sup>.

### **2.5.3.2 Cam İyonomer Simanlar**

1970'li yıllarda klinik kullanıma sunulan bu simanın florealumina silis camı ve likidinde ise zayıf polialkenoik kopolimer bulunur. Sertleşme reaksiyonu asit-baz reaksiyonu şeklindedir. Diş yüzeyi ile bağlanma şekli polikarboksilat siman ile benzer şeklindedir. Cam iyonomer simanın diş yüzeyi ile bağlantısı karboksilik asit grubunun dişin yapısındaki kalsiyum ile reaksiyona girmesi şeklindedir. Cam iyonomer simanların çoğunda toz/likit karışım oranı 1/1 olarak önerilmektedir. Simantasyon sırasında diş yüzeyinde aşırı bir kurutma işleminin yapılmaması ve diş yüzeyindeki bariz suyun ortamdaki uzaklaştırılması tavsiye edilir. Simantasyon sonucu ortamda bulunan nem, simanın çözünmesini

arttırmaktadır. Bu simanlarda sertleşme sonrası büzölmeler görölür ve diş ile siman arasında boşluklar görölabilir. Siman kalınlığının fazla olması büzölmeyi arttıran faktörlerdendir. Restorasyonun simantasyon işleminden hemen sonra kron marjinine uygulanan izolasyon ajanları simanın nem kontaminasyonunu engeller. Bu simanın sertleşme sonrası erken dönemdeki düşük ph sı simantasyon sonrası oluşabilecek hassasiyetin nedeni olarak bildirilmiştir<sup>(3,21,45)</sup>.

#### **2.5.4 REZİN SİMANLAR**

Tam seramik sistemlerin diş hekimliğinde kullanılmaya başlamasından sonra bu simanlar yaygın bir şekilde kullanılmaya başlanmıştır. Rezin simanlar likit-likit, toz-likit yada pasta-pasta şeklinde üretilen bu materyaller kimyasal içeriklerine ve üretim şekillerine göre farklı polimerizasyon yapıları gösterirler. Bu simanlar doldurucu Bis-GMA rezin ve diğer metil metakrilatların türevlerini içerir. Son yıllarda geliştirilen kompozit rezin simanlar, inorganik doldurucuya bağlanmış rezin matriksten oluşmaktadır. Polimerizasyon özelliklerine göre ışıkla polimerize olan rezin simanlar, kimyasal olarak polimerize olan simanlar ve hem ışık hemde kimyasal(Dual Cure) olarak polimerize olabilirler. Akrilik rezin doldurucu simanlar pulpa üzerinde reaksiyonlara neden olabileceğinden dikkatli bir şekilde pulpal koruma yapılması gerekir. Ağız sıvılarında çözünmelerinin az olması önemli avantajlarındandır ancak bu simanların çalışma zamanları kısadır ve rezin simanların sertleşmeleri sonrasında marjinal bölgelerden temizlenmesi de oldukça zordur. Bu yüzden rezin simanların sertleşmeden marjinal bölgelerden fazlalıklarının dikkatli bir şekilde temizlenmesi gerekir<sup>(3,21,45)</sup>.

#### **2.6 MARJİNAL UYUM**

Yaptığımız klinik restorasyonların uzun dönem başarısında marjinal uyum oldukça önemli bir rol oynamaktadır. Marjinal uyumun iyi olması sayesinde destek dişlerde plak birikimi minimal düzeyde olur. Bunun sonucunda çürüklerin ve periodontal problemlerin oluşma ihtimali oldukça azalır. Restorasyonlardaki marjinal aralığın artması yapılan sabit restorasyonlarda plak birikimini arttırıp dişeti sağlığını olumsuz yönde etkilediği görölmüştür. Marjinal adaptasyonun yeteri derecede uygun olmasına karşın daima restorasyon ile diş arasında mikroskobik olarak bir açıklık mevcuttur. Bu açıklık alanında, yapıştırma simanları zamanla çözünmeye uğrar. Marjin açıklığının artması, plak birikimine, dişeti oluşunda sıvı artışına, mikrosızıntıya, çürüklere ve dişeti hastalıklarına sebep olabilir<sup>(71,72)</sup>.

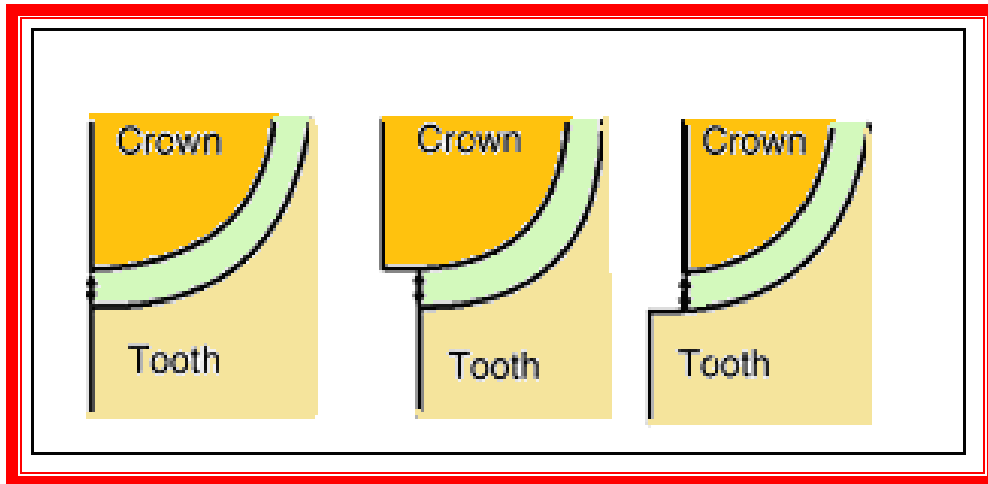
ADA spesifikasyonuna göre ideal olan siman film kalınlığı 25 µm geçmemelidir. Sabit restorasyonlarda klinik olarak 25-40 µm siman kalınlığı hedeflenmektedir. Ancak yapılmış bir takım çalışmalarda 120 µm kadar olan açıklıklarda klinik olarak kabul edilebilir sayılmaktadır<sup>(73,74,75,76,77)</sup>.

Marjinal uyumu etkileyen birçok faktör bulunmaktadır. Bu faktörler preparasyonun şekli ve boyutu, basamak sonlandırılış tipleri, kullanılan simanın viskozitesi, ortamın nemli olması, ortam sıcaklığı, fiziko-kimyasal etkileşimler, kopinglerin tasarımı ve kron tipleri gibi faktörler sayılabilir<sup>(75,78)</sup>.

### 2.6.1 Marjinal uyumun değerlendirilme yöntemleri

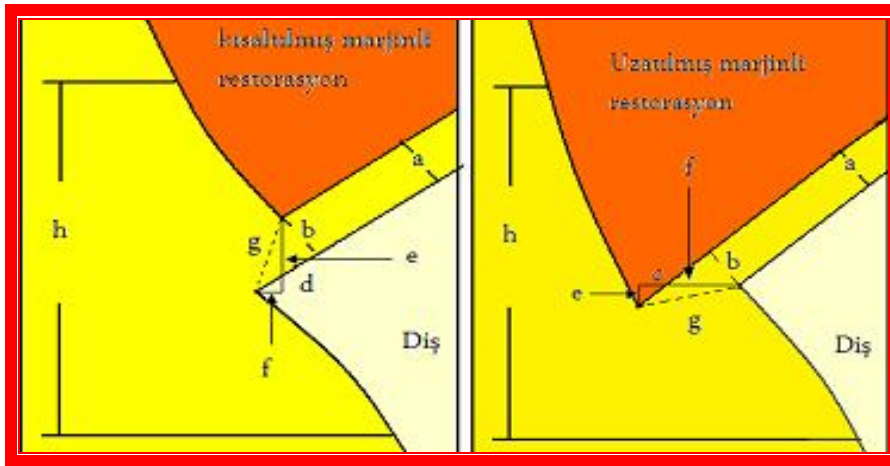
Marjinal uyumun ölçülüp değerlendirilmesinde çeşitli yöntemler kullanılmaktadır. Klinik olarak yapılan in vivo yöntemi ve deneysel yöntemler ile yapılan in vitro yöntemler kullanılmaktadır. İn vivo yönteminde doğrudan diş ile yapılan restorasyon arasında ağız içi çeşitli ölçümler yapılmaktadır. Klinik çalışmalarda farklı ölçüm yöntemleri kullanılmaktadır. Bu ölçüm yöntemlerinde intraoral radyografiler ile yapılan ölçümler, bir sond yardımıyla gerçekleştirilen ölçümler, prospektif çalışmalarda çekilmiş dişler ile yapılan ölçümler, retrospektif çalışmalarda kronlanmış ve çeşitli nedenlerden dolayı çekilen dişler ile yapılan ölçümler, restorasyonun alınan ölçüsünde bukkal adaptasyonu mikroskop altında değerlendirilip yapılan ölçümler ve silikon ölçü maddesi ile alınan ölçülerde mikroskop altında 3 boyutlu yapılan ölçümler sayılabilir<sup>(79,80)</sup>.

Marjinal aralık miktarının fazla olması ağız dokularındaki sıvılarla diş ve restorasyon materyali arasında mikrosızıntılara sebebiyet vermektedir ve restorasyonun başarısız olma ihtimalini yükseltmektedir. Marjinal aralık yatay ve dikey yönde çeşitli yöntemler ile ölçülmektedir. Preparasyon bitim çizgisi ile restorasyon arasındaki dikey aralık ölçülmesi şekil 7'de gösterilmektedir<sup>(73,81,82,83,84)</sup>.



Şekil 7. Farklı marjinal yapılar için dikey yönde marjinal aralığın ölçülmesi<sup>(84)</sup>

Restorasyonların marjinal uyumlarının değerlendirilmesinde çeşitli ölçüm referans noktaları kullanılmaktadır. Bu ölçüm referans noktaları araştırmacılar tarafından farklı şekilde belirlenmiş ve marjinal uyumun değerlendirilmesinde diş ile restorasyon arasındaki çeşitli referans noktalarının uyumsuzluğunu kullanmışlardır. Holmes ve ark. tarafından yapılan ölçümlendirmelerde restorasyonun iç yüzeyinde, kenarda veya restorasyonun dış yüzeyi boyunca belirlenen noktalar kullanılmıştır. Bu noktalarda yapılan ölçümlerde internal aralık, marjinal aralık, vertikal marjinal uyumsuzluk, horizontal marjinal uyumsuzluk, aşırı uzatılmış marjin, kısaltılmış marjin, mutlak marjinal uyumsuzluk ve oturmada uyumsuzluk şeklinde birtakım ölçümler tanımlanmıştır<sup>(85,86,87)</sup>(Şekil 8).



**Şekil 8.** Marjinal uyum terminolojisi<sup>(87)</sup>

a: İnternal aralık , b: Marjinal aralık , c: Uzatılmış marjin , d: Kısa marjin , e: Vertikal marjinal uyumsuzluk , f: Horizontal marjinal uyumsuzluk, g: Mutlak marjinal uyumsuzluk , h: Oturtmada uyumsuzluk

Marjinal uyumun kontrol edilmesinde çeşitli niteliksel ve niceliksel birtakım yöntemler kullanılır. Marjinal aralık ölçümünde genellikle mikroskoplardan faydalanılır ve ölçüm birimi olarak  $\mu\text{m}$  kullanılır. Bunun yanında gözle inceleme, sond yardımıyla kontrol ve intraoral radyografilerle değerlendirmelerde yapılabilir. Ancak bu yöntemler bize sayısal anlamda ölçümler sağlamazlar. İnsan gözünün algıladığı aralık 60  $\mu\text{m}$  olarak değerlendirildiğinde ölçümlerin sağlıklı olması için niceliksel yöntemlerin kullanılması zaruridir. Marjinal uyumun kontrol edilmesinde direkt yöntem, kesit alma, ölçü alma, sonla ve gözle değerlendirme gibi yöntemler kullanılmaktadır<sup>(86,87,88,89)</sup>.

Direkt yöntem ile marjinal uyumun ölçülmesi işlemi kolay ve hızlı bir olmaktadır. Bu yöntemde örneklerden kesit alma gereksinimi olmaması önemli bir avantajdır. Ancak ölçüm için kronların tekrar diş modeli üzerine yerleştirilmeleri aşınmalara sebebiyet verir ve ölçümlerde sapmalara neden olması başlıca dezavantajındandır. Kesit alma yönteminde ise

ölçüm için öncelikler kronlar reçine içine gömülür. Bu yöntemde çalışma zamanı uzundur ve birtakım ek işlemler gerektirir. Kesit alma yönteminde kullanılan kronları tekrar kullanmak mümkün olmamaktadır. Ölçü alma yönteminde ise ölçümleme yapılacak bölgenin ölçüsü alınır ve alınan ölçü içerisine rezin dökülür. Rezin model üzerinde ölçümler yapılır. Ölçü alma yöntemi diğer yöntemlerle kıyaslandığında güvenilirliği daha az olmaktadır. Sond ile muayene ve gözle değerlendirme yöntemi ise sayısal bir değer arz etmez ve bu yöntem ile yapılan ölçümler kişiden kişiye değişiklik göstermektedir<sup>(86,87,88,89)</sup>.

Marjinal uyumun değerlendirilmesinde kullanılan yöntemler ile yapılan ölçümlendirmelerde en çok SEM (Scanning Electron Microscope) ve ışık mikroskopu veya stereomikroskop kullanılmaktadır. SEM ile yapılan marjinal aralık ölçümlerinde alınan görüntüler yardımıyla değerlendirmeler yapılır. Işık mikroskopu ile ölçüm yapabilmek için değerlendirilecek bölgelerin aynı düzlem üzerinde olmaları gerekmektedir. Mikroskop ile yapılan ölçümler de sıklıkla marjinal aralık ölçümlerinde kullanılır ve güçlü imaj büyütmesi sayesinde oldukça hassas ölçümler gerçekleştirilir<sup>(77,86,90,91)</sup>.

## 2.7 TERMAL SIKLUS İŞLEMİ

Protetik restorasyonlarda kullanılan materyallerin ağız ortamındaki davranışlarını öğrenmek için birtakım yöntemler kullanılmaktadır. İn vitro şartlarda restorasyonları yaşlandırmak için kullanılan yöntemlerin başında da termal siklus uygulaması gelmektedir<sup>(92)</sup>. Materyallerin sıcak ve soğuk uygulanması durumlarında meydana gelen ısı değişikliklerine tepkileri incelenmektedir. Bu test yöntemi ile restoratif materyallerin bağlanma dayanımları, marjinal aralanmaları ve ısı değişikliklerinin materyallere etkileri incelenmektedir. Ağız içerisinde ısı değişimlerinin sayısı ile ilgili kesin bir veri olmamasına rağmen günlük ortalama 20-50 siklusun olduğu varsayılarak 10.000 siklusun 1 yıla karşılık geleceği bildirilmektedir<sup>(93)</sup>.

Restoratif materyalleri yaşlandırmak amacıyla uygulanan termal siklus sayısı 1 ile 1.000.000 arasında değişmektedir. 500 ile 10.000 siklus arası uygulamanın anlamlı olduğu kabul edilmektedir. Termal siklus uygulaması ile ilgili yapılan çalışmalarda uygulanan termal siklus sayısı, banyo sıcaklıkları, daldırma süreleri ve transfer zamanı ile ilgili farklılıklar görülmektedir<sup>(94,95,96,97)</sup>.



## 2.8 BASKI KUVVETİ

Protetik olarak kullandığımız veya kullanacağımız materyalleri yormak ve yaşlandırmak amacıyla in vitro olarak uygulanan yöntemlerin başında termal siklus ve oklüzal kuvvet test yöntemleri gelmektedir<sup>(92)</sup>. Protetik restoratif materyaller ağız ortamında çiğneme kuvvetlerinden etkilenirler ve restorasyonların üzerine gelen çiğneme kuvvetlerinin çoğu baskı şeklindedir<sup>(48,98)</sup>. Baskı kuvvetleri restorasyonlar üzerinde daha çok sıkıştırma şeklinde gerilimler oluştururlar. Baskı testleri sonucu materyalde kırılmalar ve deformasyonlar görülmektedir. İn vitro olarak uygulanan baskı testlerinde genelde 1500-2000 N gibi yüksek oranda kuvvet uygulanmasına karşın çiğneme kuvvetleri ortalama 700 N olarak belirtilmiştir<sup>(99,100,101,102)</sup>.

### 3. MATERYAL ve METOD

Çalışmada kullanılan Lazer sinter Co-Cr kopingler Doğanlar Dental Laboratuvar (İstanbul)'da, Lazer sinter Co-Cr üzeri altın kaplama ve Galvano kopingler ise Elite Dental Laboratuvar (Diyarbakır)'da elde edildi. Kopinglerin Marjinal uyum ölçümleri ve yüzey özelliklerinin değerlendirilmesi Erciyes Üniversitesi Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezinde (ERÜ TAUM) gerçekleştirildi.

Çalışmada 3 farklı marjinal sonlanma şekline (Chamfer, Derin Chamfer ve Bıçak sırtı) sahip paslanmaz çelik modeller üzerine;

1- Galvano kopinglerin,

2- Lazer sinterleme yöntemi ile elde edilmiş olan Co-Cr kopinglerin

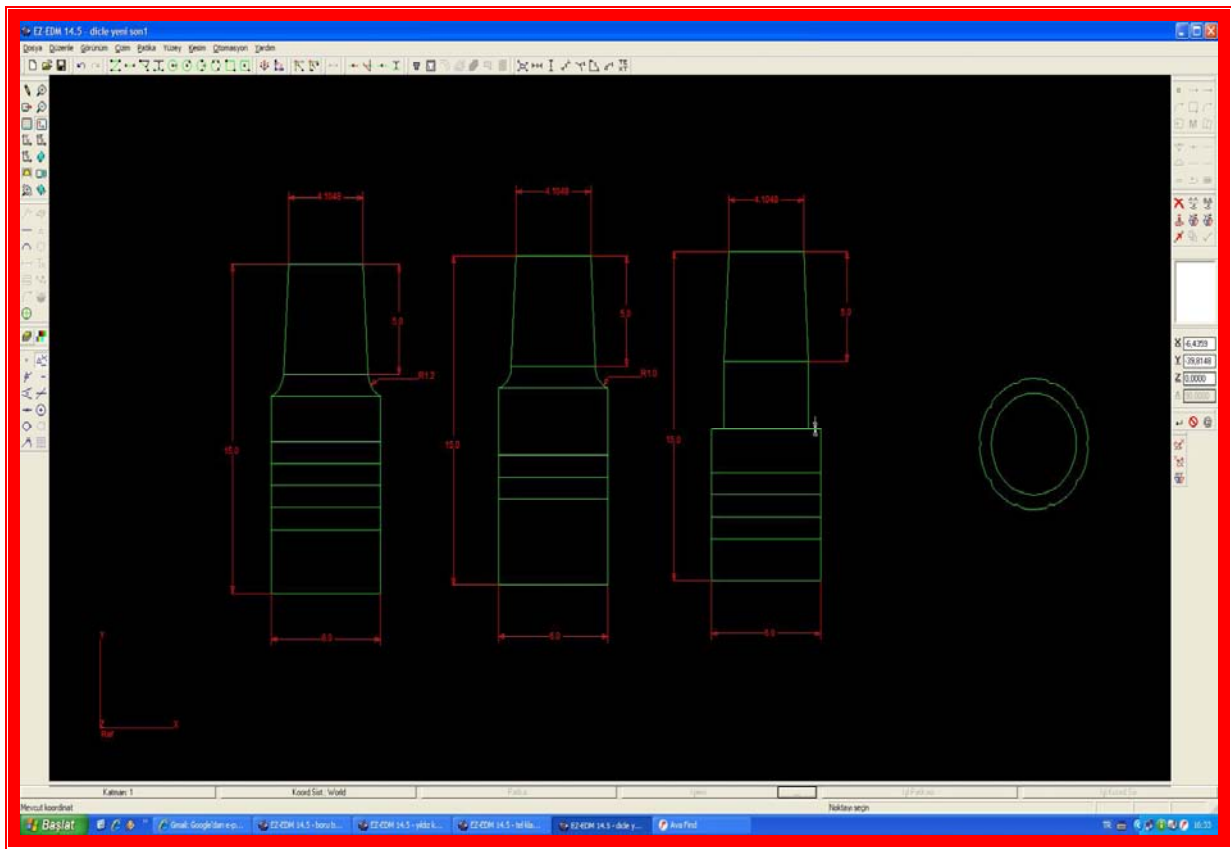
3- Lazer sinterleme yöntemi ile elde edilmiş Co-Cr üzerine altın kaplanan kopinglerin termal siklus ve basma kuvvetine maruz bırakılması işlemleri öncesi ve sonrası marjinal uyumları ve yüzey özellikleri karşılaştırıldı. Bu amaçla her alt grupta 10 adet olacak şekilde toplam 90 adet paslanmaz çelik day elde edildi (Tablo 3) ve bu çelik daylar üzerinde, kontrol grubu kopingleri de dahil olmak üzere toplam 96 adet koping elde edildi.

Grup	Marjinal Sonlanma Şekli
Galvano koping	Chamfer Derin Chamfer Bıçak sırtı
Lazer sinter Co-Cr koping	Chamfer Derin Chamfer Bıçak sırtı
Lazer sinter Co-Cr üzeri altın kaplı koping	Chamfer Derin Chamfer Knife Edge

**Tablo 3:** Çalışmada kullanılan kopingler ve marjinal sonlanma şekilleri

### 3.1 Paslanmaz Çelik Dayların Hazırlanması

Oklüzo-gingival uzunluğu 5 mm ve oklüzal çap 4,1 mm paslanmaz çelik daylar 3 farklı marjinal sonlanma şekline (Shillinburg ve ark 1997, Zaimoglu ve Can 2004) göre tasarlandı. Chamfer ve Derin chamfer marjinal sonlanma şekilleri 1 mm girintili basamak şeklinde, Bıçak sırtı marjinal sonlanma şekli ise basamak oluşturmayacak şekilde kök formunda koronale doğru  $6^{\circ}$  eğimli seyredecek şekilde tasarlandı. Bu 3 farklı marjinal sonlanma şeklinin çizimleri bilgisayar yazılım programı (AutoCAD, Autodesk, Munich,Germany) kullanılarak oluşturuldu (Şekil 9).



Şekil 9. Paslanmaz çelik day modellerinin bilgisayar programı ile çizimi

Ölçümlerin paslanmaz çelik daylar üzerinde aynı noktalardan yapılabilmesi amacıyla tüm modellere  $36^{\circ}$  aralıklarla basamak kenarlarına 10 adet çizgi çizildi. Gerçekleştirilen çizimlere göre CNC (VICTOR Vturn II-20, Victor Europe Ltd., Rochdale, United Kingdom) frezeleme cihazı ile paslanmaz çelik dayların üretimleri gerçekleştirildi (Işın Teknik, Yeni Sanayi, Adana). Bıçak sırtı marjinal sonlanma şekline sahip daylar üzerinde ölçümleri gerçekleştirmek için rehber olması amacıyla paslanmaz çelik halkalar elde edildi (Resim 3).

Elde edilen 90 adet paslanmaz elik day, marjinal sonlanma Şekline göre 3 ana gruba ayrıldı (Resim 4).



**Resim 1.** Paslanmaz elik day modellerinin üretildiği CNC frezeleme cihazı



**Resim 2.** Farklı marjinal sonlanma Şekillerine sahip paslanmaz elik day modeller



**Resim 3.** Bıçak sırtı marjinal sonlanma şekline sahip daylar üzerinde ölçümleri gerçekleştirmek için elde edilen çelik halka



**Resim 4.** Çalışmamızda kullandığımız paslanmaz çelik daylar

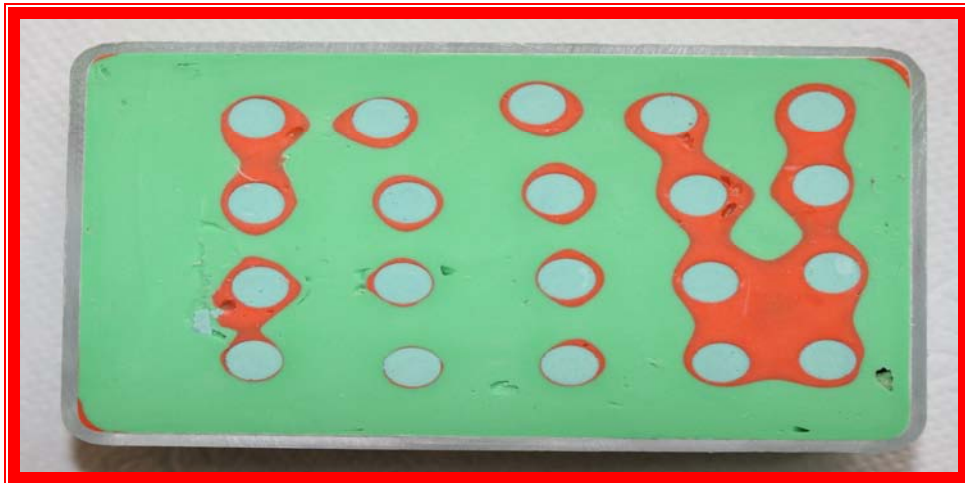
### 3.2 Galvano Kopinglerin Hazırlanması

Paslanmaz çelik day modeller üzerinde hazırlanacak olan kronların iç yüzeyinde 24 µm kalınlığında siman aralığı hazırlayabilmek için paslanmaz çelik day üzerine day spacer (Die Spacer Kit;Benzar Dental AG, Zurich, Switzerland) uygulandı. Day spacer uygulanan paslanmaz çelik day modelleri özel olarak hazırlanmış kalıp içerisine yerleştirildiler (Resim 5).



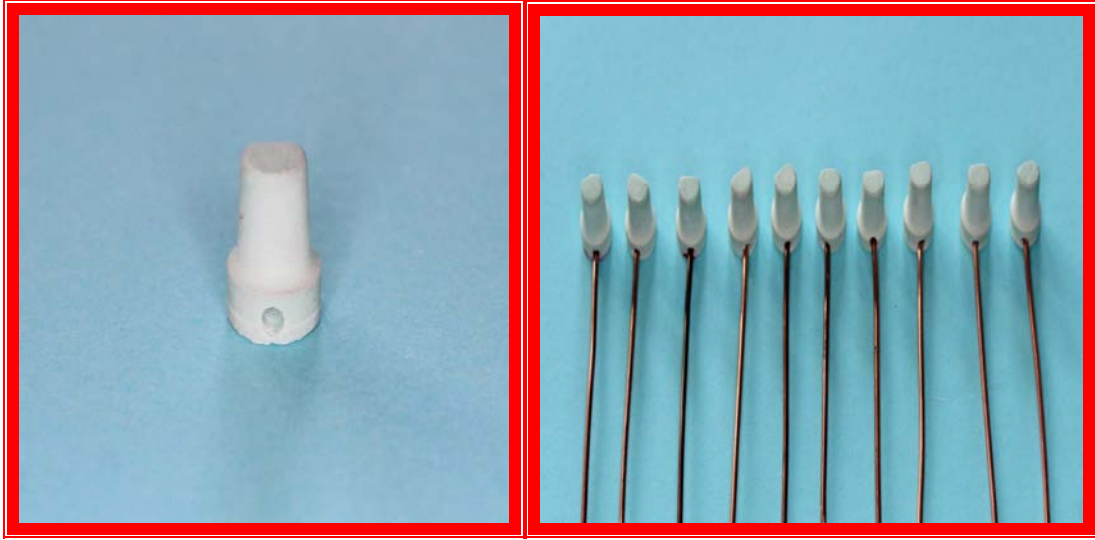
**Resim 5.** Paslanmaz çelik day Modeller özel olarak hazırlanmış kalıp içerisinde

Yerleştirilen paslanmaz çelik day modellerin çıkarılmalarını takiben silikon kalıp içerisine tip 4 alçı (Excalibur, SILADENT Dr. Böhme & Schöps GmbH, Germany ) döküldü. Sertleşmesi için 1 saat beklenmesinin ardından dublikat daylar kalıp içerisinden çıkartıldı.



**Resim 6.** Kalıp içerisindeki dublikat day modeller

Dublikat daylarda trimleme işlemi gerçekleştirildi. Trimleme işleminin basamağın yaklaşık olarak 3 mm altında gerçekleştirilmesine dikkat edildi. Trimleme işlemi sonrasında ise basamağın 1 mm altında, 0,8 mm çapında bir frez ile delik açıldı. Açılan bu deliğe uygun olarak 0,8 mm çapında ve ortalama 190 mm boyundaki bakır tel dublikat day üzerindeki deliğe yerleştirildi ve siyanoakrilat (Power Glu, MAGPOW, Hunan Magic Power Industrial Co., Ltd., China) ile yapıştırıldı (Resim 7).



**Resim 7.** Trimleme işlemi yapılmış dublikat day modeli ve Bakır tellerin dublikat daylara sabitlenmesi işlemi

Bakır teller ile dublikat dayların kron kısımları arasında elektriksel temasın sağlanması için tellerin izolasyonlu kısımları yaklaşık olarak 1 mm açıkta bırakıldı. Dublikat day modellerinde elektroşekillendirme işleminin gerçekleştirilmesi için day modeller bir fırça yardımıyla gümüş lak (Gramm Technik GmbH, Germany) ile kaplandı ve bu kaplama işlemi bakır telin açıkta kalan yüzeyine de uygulandı. Yüzeye sürülen gümüş lakın kuruması için 2 saat beklendi. Elektroşekillendirme işlemi için daylar cihazın yükleme kafasına yerleştirildi ve yerleştirilirken dayların birbirlerine 1 cm'den yakın olmamasına dikkat edildi (Resim 8).

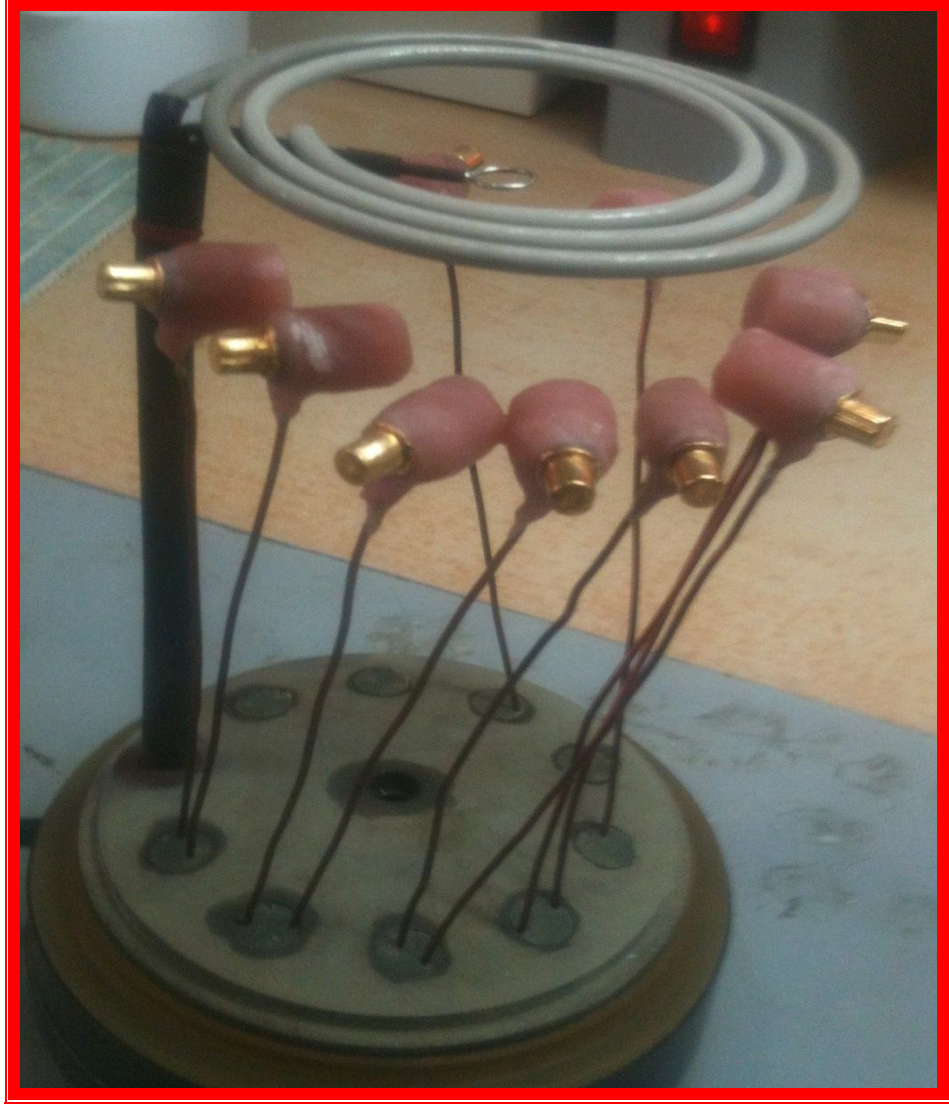




**Resim 8.** Cihazın elektroşekillendirme işlemi için ayarlanması ve dayların cihazın yükleme kafasına yerleştirilmesi

Kullanılacak solüsyon ve aktivatör miktarı GAMMAT (Gramm Technik GmbH, Germany) teknik kriterlerine göre hesaplandı. Her bir day için koping kalınlığı 0,2 mm olacak şekilde hesaplanan miktardaki elektrolit solüsyonu (ECOLYT SG 100, Gramm Technik GmbH, Germany) ve aktivatör (ACTIVATOR SG 100, Gramm Technik GmbH, Germany) GAMMAT (Gramm Technik GmbH, Germany) elektroşekillendirme cihazının solüsyon haznesine dolduruldu. Dayların bulunduğu yükleme kafası solüsyon içerisine yerleştirilerek elektroşekillendirme işlemine geçildi. İşlemin başlamasından 6 saat sonra elektroşekillendirme işlemi tamamlandı ve altyapılar temizlenmek için cihazdan çıkarıldı (Resim 9).





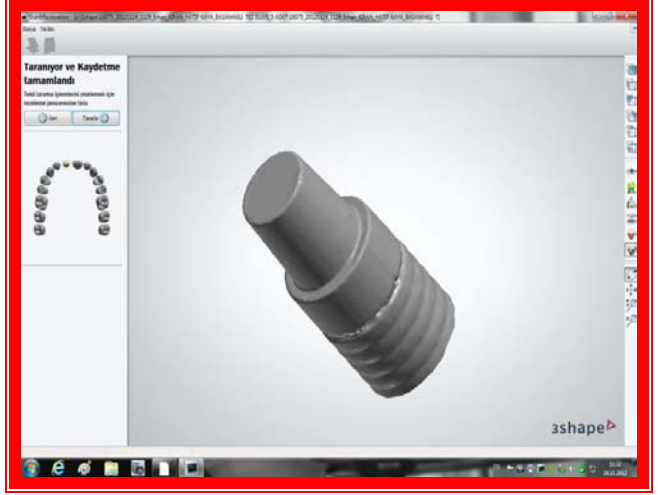
**Resim 9.** Elektroşekillendirme işlemi tamamlandıktan sonraki kopinglerin görüntüsü

### **3.3 Laser Sinter Co-Cr Kopinglerin Hazırlanması**

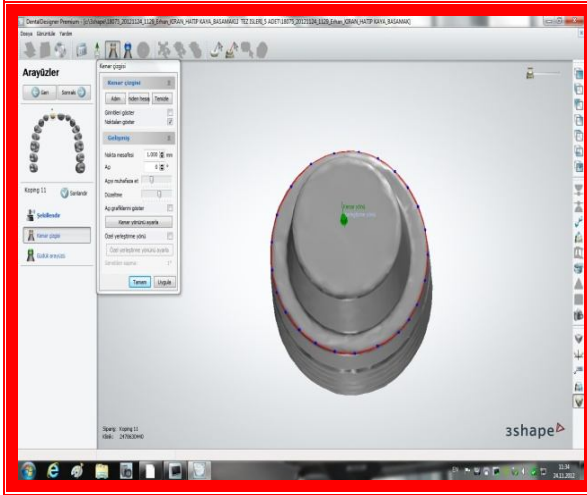
Paslanmaz çelik day modeller D700 Scanner (3Shape ,Copenhagen, K Denmark ) cihazı ile taranarak modelin ölçüsü 1/1 oranında bilgisayar ortamına geçirilerek modelaj işlemine hazır hale getirildi (Resim 10-15).



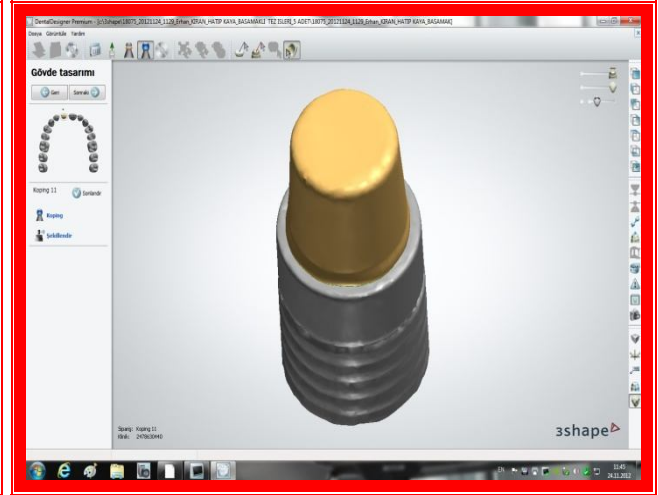
**Resim 10.** 3SHAPE D700 Scanner Cihazı



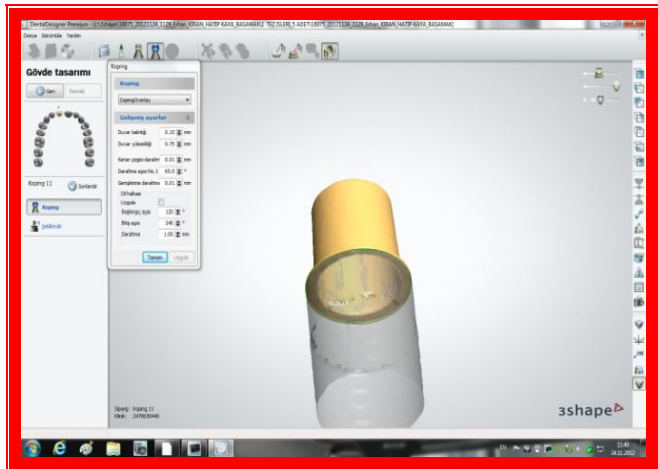
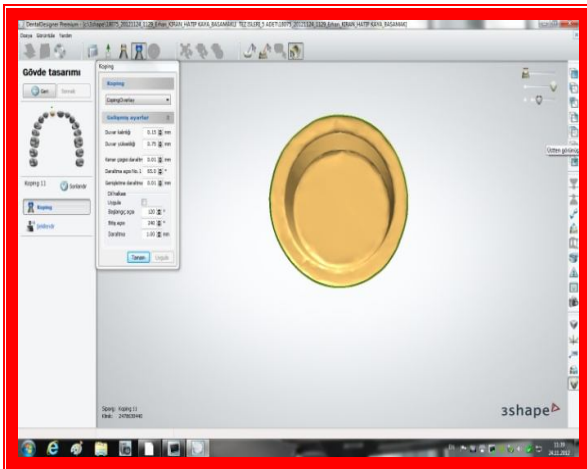
**Resim 11.** Modelin ilk taranmış hali



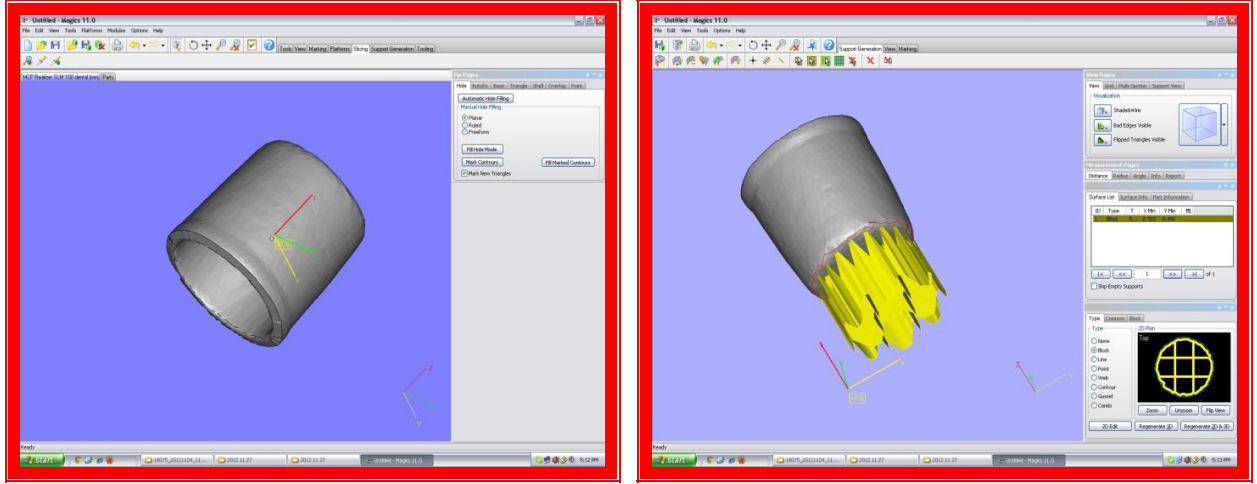
**Resim 12.** Kole bölgesinin oluşturulması



**Resim 13.** Modelaj başlangıç safhası



**Resim 14.** Modelaj işlemi son hali



**Resim 15.** Hata tarama işleminin uygulanması ve Titanyum plakaya bağlantıların oluşturulması



**Resim 16.** Realizer SLM 100 Lazer Sinterleme Cihazı





**Resim 17.** Titanyum plakaya dizayn işlemi

Realizer SLM 100 model cihazında yapılan işlemler;

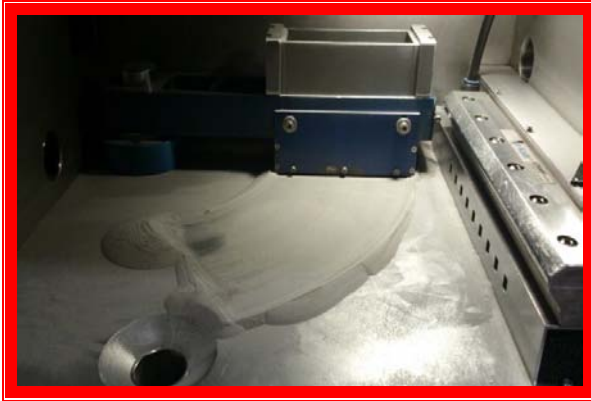
1. Yapılacak iş önce titanyum plakaya modelaj olarak yerleştirildi (Resim 17).
2. Toz metal serici kola dolduruldu ve sızdırmaz kabinin kapağı kapatıldı (Resim 18).
3. Kabin içerisindeki oksijen % 0,001 olana kadar vakum işlemi yapıldı ve yine kabin içine 12 bar basınçla argon gazı uygulandı.
4. Hazır hale gelen cihaza start komutu verildi (Resim 19).
5. Laser sintereleme cihazında titanyum plak üzerine 20 µm toz metali serptirilmekte ve ilk katman için laser ışınları yardımı ile toz metal ergitilmek sureti ile model katman katman oluşturuldu (Resim 20-22).



**Resim 18.** Co-Cr Toz metalin serici bölüme doldurulması işlemi



**Resim 19.** Sızdırmaz kabin kapağının kapatılıp makinenin işlem için hazır duruma getirilmesi



**Resim 20.** Çalışma esnasındaki görünüm



**Resim 21.** Sinterleme işlemi bittikten sonraki görünüm



**Resim 22.** Lazer Sinter Co-Cr kopinglerin titantum plaka üzerindeki görünümü



### 3.4. Lazer sinter Co-Cr üzeri altın kaplı kopinglerin hazırlanması

Lazer sinterleme yöntemiyle elde edilen Co-Cr kopinglerin üzerine altın kaplanması için, bakır teller ile kopingler arasında elektriksel temasın sağlanması amacıyla tellerin izolasyonlu kısımları yaklaşık olarak 1 mm açıkta bırakıldı. Kopinglere elektrokaplama işleminin gerçekleştirilmesi için koping yüzeylerine bir fırça yardımıyla gümüş lak (Gramm Technik GmbH, Germany) sürüldü ve bu kaplama işlemi bakır telin açıkta kalan yüzeyine de uygulandı. Yüzeye sürülen gümüş lakın kuruması için 2 saat beklendi. Elektrokaplama işlemi için kopingler cihazın yükleme kafasına yerleştirildi ve yerleştirilirken kopinglerin birbirlerine 1 cm'den yakın olmamasına dikkat edildi (Resim 23).



**Resim 23.** Elektrokaplama işlemi için Lazer sinter Co-Cr kopinglerin cihazın yükleme kafasına yerleştirilmesi

Her bir koping için altın kaplama kalınlığı 5  $\mu\text{m}$  olacak şekilde hesaplanan miktarda elektrolit solüsyonu (ECOLYT SG 100, Gramm Technik GmbH, Germany) ve aktivatör (ACTIVATOR SG 100, Gramm Technik GmbH, Germany) GAMMAT (Gramm Technik GmbH, Germany) cihazının solüsyon haznesine dolduruldu. Kopinglerin bulunduğu yükleme kafası solüsyon içerisine yerleştirilerek elektrokaplama işlemine geçildi ve kopinglerin altın kaplama işlemi tamamlanmış oldu.



**Resim 24.** Elde edilen Galvano kopingler, Lazer sinter Co-Cr kopingler ve Lazer sinter Co-Cr üzeri altın kaplı kopingler

### **3.5 Kopinglerin Marjinal Uyumlarının Ölçülmesi**

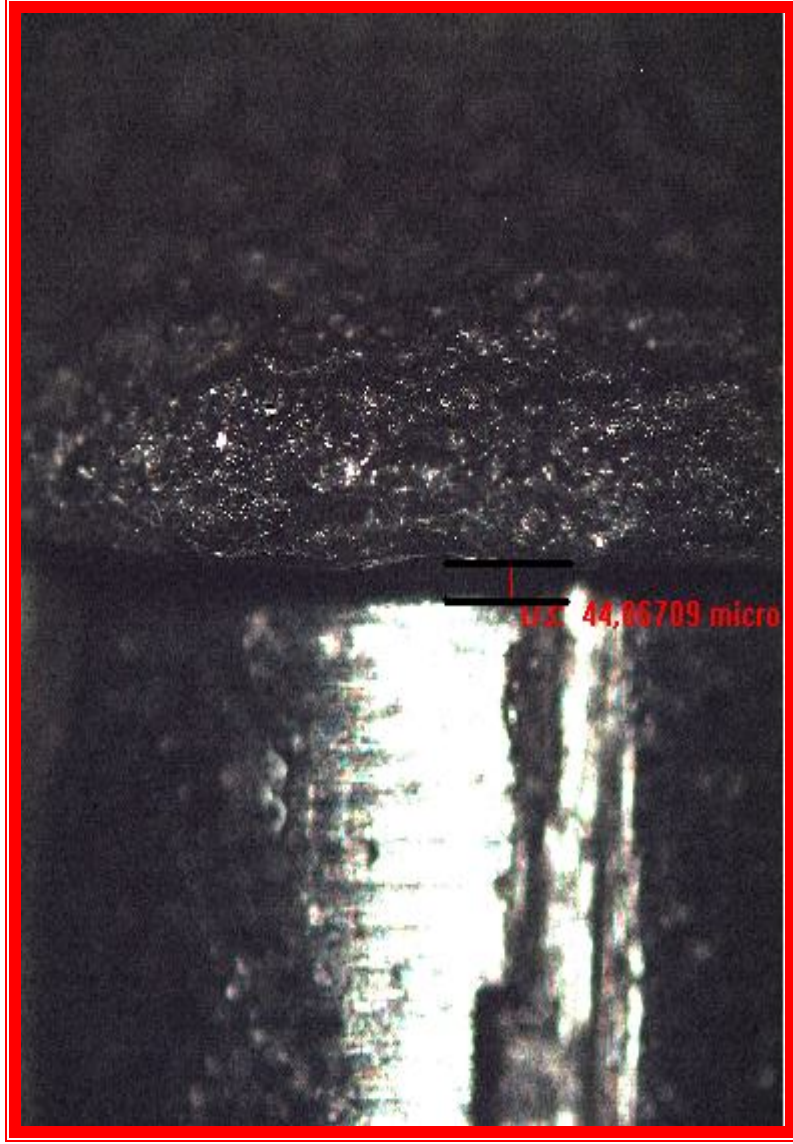
Ölçümler paslanmaz çelik day model üzerinde bulunan toplam 10 adet referans noktasından gerçekleştirildi. Ölçümleme öncesi kopinglerin ölçümler sırasında olası hareketlerinin engellenmesi amacıyla tek patlı geçici siman ile yapıştırma işlemi gerçekleştirildi. Geçici yapıştırma işlemi ile kopingler yapıştırılırken simanın az miktarda olmasına ve basamak bölgesine taşmamasına dikkat edildi. Modellerin basamak bölgesindeki marjinal uyumlarının ölçümleri için Erciyes Üniversitesi Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezinde(ERÜ TAUM) bulunan Leica DMLM marka stereomikroskop kullanıldı (Resim 25).



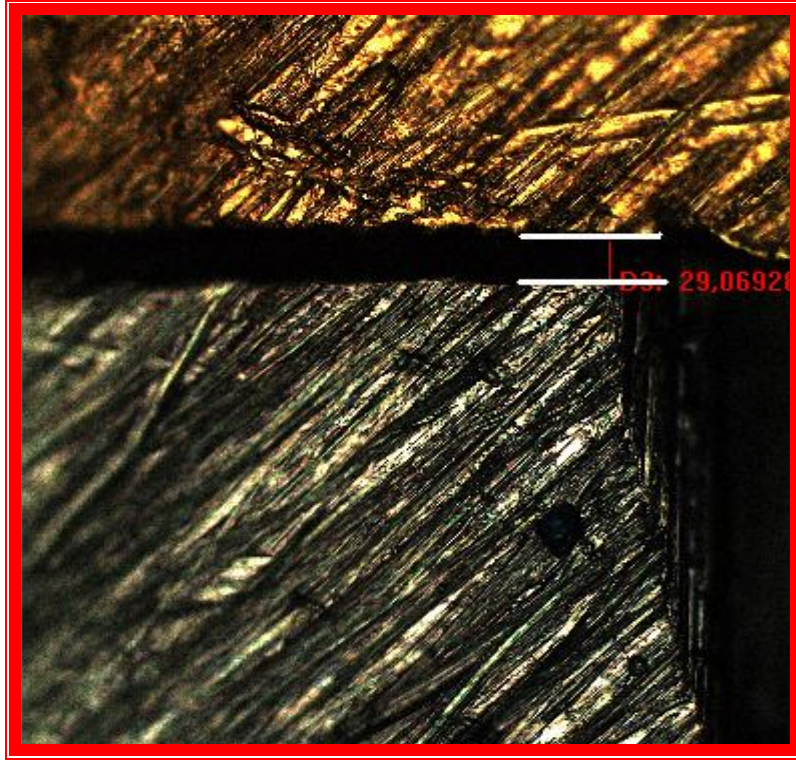
**Resim 25.** Stereomikroskop ünitesi

Stereomikroskop ünitesinde 20X objektif kullanılarak referans noktalarının görüntüleri bilgisayar ortamına taşındı. Stereomikroskop cihazının kalibre edilmesi için boyutu SEM cihazı ile teyit edilmiş 63,5  $\mu\text{m}$  kalibrasyon meshi kullanıldı. Alınan görüntülerde ölçümleme paslanmaz çelik day modeller üzerindeki çentiklerin sağ ve sol bölgesinden koping sınırlarına kadar dikey aralığın ölçülmesi şeklinde gerçekleştirildi.

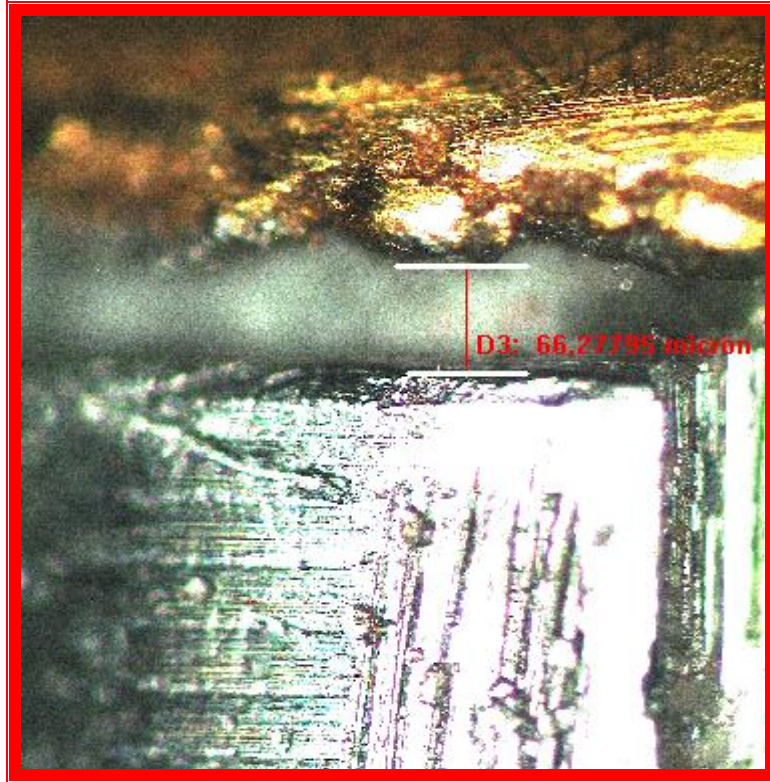




**Resim 26.** Lazer sinter Co-Cr kopingin x10 objektif büyütme ile stereomikroskop görüntüsü



**Resim 27.** Galvano kopingin x20 objektif büyütme ile stereomikroskop görüntüsü



**Resim 28.** Lazer sinter Co-Cr üzeri altın kaplı kopinglerin x20 objektif büyütme ile stereomikroskop görüntüsü

Daimi simantasyon öncesi ölçümler gerçekleştirildikten sonra kopingler Cam iyonomer siman (Meron, VOCO GmbH, GERMANY) ile 100 Newton basınç altında ve sertleşme süresi 5 dakika olacak şekilde yapıştırıldı. Kopinglerin simantasyon işlemi dinamik kuvvet uygulama cihazına (Algol Instrument Co. Hsin-Chuang, Taipei, Taiwan) yerleştirilerek gerçekleştirildi (Resim 29).



**Resim 29.** Dinamik kuvvet uygulama cihazı

Simantasyon işlemleri sonrası kopinglerin marjinal aralık mesafesi tekrar stereomikroskop cihazı ile ölçüldü.

### **3.6 Kopinglere termal siklüs işlemi uygulanması**

Simantasyon işlemi sonrası yapılan ölçümlerden sonra modeller distile su içerisinde 24 saat oda sıcaklığında bekletildi. Termal siklüs işlemi için, her grupta 10 adet koping olacak



şekilde 9 ana gruba ayrılan kopingler termal sıklüs cihazına yerleştirildi. Termal sıklüs cihazına 5000 döngü ve banyo sıcaklıkları ise 5<sup>0</sup> C ve 55<sup>0</sup> C olacak şekilde gerekli ayarlamalar yapıldı.



**Resim 30.** Termal sıklüs cihazının işlem için programlanması

Termal sıklüs uygulaması sırasında özellikle sıcak su banyosundaki buharlaşmadan dolayı oluşabilecek su kayıpları için işlem sırasında gerekli su miktarları ilave edildi. Su ilavesi işlemi sırasında banyo sıcaklıklarının değişmemesine dikkat edildi ve su ilaveleri az miktarlarda gerçekleştirildi (Resim 30-31).



**Resim 31.** Çalışmamızda kullandığımız termal sıklüs cihazı

### 3.7 Kopinglere baskı kuvveti işlemi uygulanması

Termal siklus işlemi sonrası kopinglere baskı kuvveti olarak ortalama ağız içi çiğneme kuvveti eşdeğeri sayılan 700 N değerinde kuvvet uygulandı. Kuvvet işlemini mekanik testler için geliştirilmiş olan Instron üniversal test cihazında (Testometric, Rohdale, UK) gerçekleştirildi (Resim 32).



**Resim 32.** Çalışmamızda kullandığımız Instron Universal test cihazı

### **3.8 İstatistiksel Analiz**

Sürekli değişkenlere ait tanımlayıcı istatistikler ortalama ve standart sapma (SD) değerleri ile gösterildi. Verilerin normal dağımı varsayımı Kolmogorov-Smirnov testi ile test edildi.

Üç grup ortalamaları Tekrarlamalı Tek Yönlü Varyans Analizi (ANOVA) ile test edildi. Farklı bulunan gruplar, farklılığın hangi gruptan kaynaklandığını bulmak için Post Hoc testi olan Bonferroni testi ile analiz edildi.

Hipotezler çift yönlü olup,  $p < 0.05$  ise istatistiksel olarak anlamlı sonuç kabul edildi. İstatistiksel analizler SPSS 15.0 for Windows (SPSS Inc., Chicago, IL, USA) paket programı kullanılarak yapıldı.

## 4.BULGULAR

### 4.1 Kopinglerin marjinal aralık ölçüm sonuçları

Simantasyon işlemi öncesi, sonrası ve termal siklus ile baskı kuvveti sonrası galvano kopinglerin, lazer sinterleme yöntemi ile elde edilmiş olan Co-Cr kopinglerin ve lazer sinterleme yöntemi ile elde edilmiş Co-Cr üzerine altın kaplanan kopinglerin ölçümlerinin ortalama değerleri tablo 4’de gösterilmektedir.

	SİMANTASYON ÖNCESİ (I)	SİMANTASYON SONRASI(II)	TERMAL SIKLUS ve BASKI KUVVETİ SONRASI(III)	ANOVA (P)	BONFERRONİ (P)
Galvano Chamfer	24,468 ± 5,828	35,108 ± 6,524	33,953±7,222	0.012	I-II: <0.001 I-III: <0.001
Galvano Derin Chamfer	25,588 ± 6,191	35,646 ± 6,764	34,590±6,856	0.023	I-II: <0.001 I-III: <0.001
Galvano Bıçak sırtı	13,0466 ± 45,256	55,537 ± 12,690	54,838±11,282	0.001	I-II: <0.001 I-III: <0.001
Lazer sinter Chamfer	60,448 ± 8,878	69,334 ± 9,036	67,911±10,221	0.025	I-II= 0.001 I-III= 0.001
Lazer sinter Derin Chamfer	60,430 ± 10,674	69,708 ±10,087	68,078±11,882	0.032	I-II: <0.001 I-III: <0.001
Lazer sinter Bıçak sırtı	66,490 ± 11,055	75,415 ± 10,453	72,869±10,991	0.045	I-II= 0.032 I-III= 0.041
Lazer Sinter Altın kaplama Chamfer	59,602 ± 8,119	69,793 ± 9,987	68,430±9,998	0.032	I-II: <0.001 I-III: <0.001
Lazer Sinter Altın kaplama Derin Chamfer	58,905 ± 6,902	70,908 ± 9,475	69,402±10,211	0.001	I-II: <0.001 I-III: <0.001
Lazer Sinter Altın kaplama Bıçak sırtı	68,049 ± 10,432	77,473 ± 9,952	76,412±10,222	0.028	I-II: <0.001 I-III: <0.001

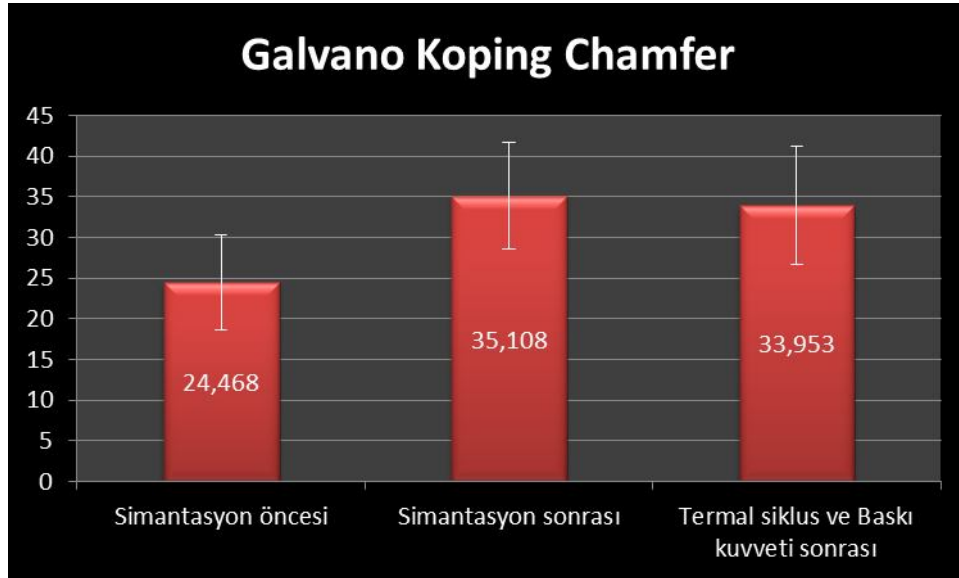
**Tablo 4.** Kopinglerin marjinal aralık ölçüm değerleri tablosu

(P<0.05 değerleri gruplar arasında önemli farklılığın olduğunu göstermektedir)

Simantasyon öncesi yapılan aralık ölçümlerinde en düşük değeri galvano kopinglerden Chamfer tip basamak preparasyonuna sahip galvano kopingler gösterdi ( $24,468 \pm 5,828 \mu\text{m}$ ). Lazer sinterleme ile elde edilen Co-Cr kopinglerden en düşük marjinal aralık ölçümleri Derin Chamfer basamak preparasyonuna sahip kopinglerde elde edildi ( $60,430 \pm 10,674 \mu\text{m}$ ). Lazer sinterleme yöntemi ile elde edilmiş Co-Cr üzerine altın kaplanan kopinglerin simantasyon öncesinde yapılan ölçümlerinde ise en düşük marjinal aralık değerleri Derin Chamfer basamak preparasyonuna sahip kopinglerde elde edildi ( $58,905 \pm 6,902 \mu\text{m}$ ). Simantasyon öncesi yapılan ölçümlerde Bıçak sırtı basamak preparasyonuna sahip kopinglerde ise marjinal aralık değerleri Chamfer ve Derin Chamfer basamak preparasyonuna sahip kopinglere göre daha yüksek bulundu.

#### 4.1.1 Kopinglerin marjinal aralık ölçüm sonuçlarının istatistiksel olarak değerlendirilmesi

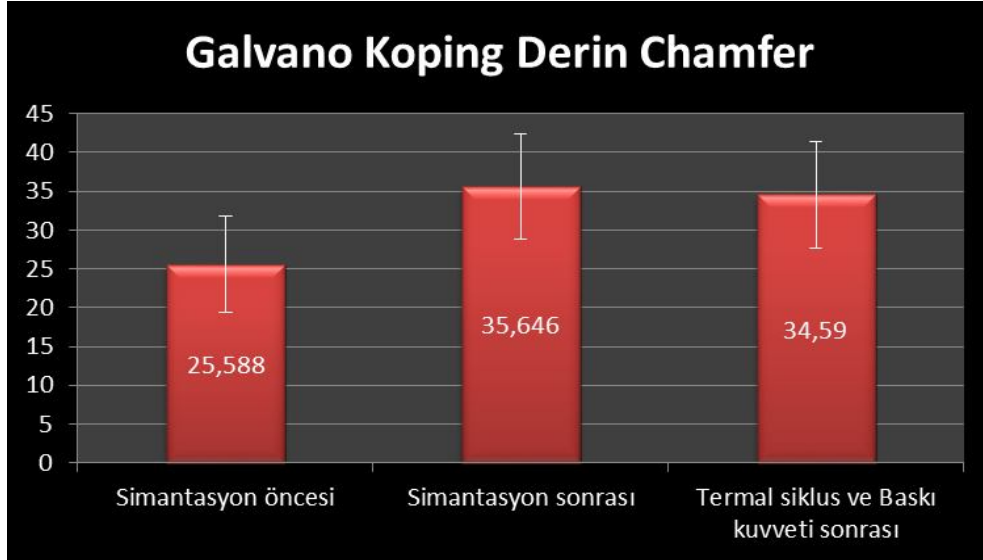
Galvano kopinglerden Chamfer basamak preparasyonu grubunda simantasyon öncesi ve sonrası yapılan marjinal aralık ölçümlerinde ( $p < 0.001$ ) fark önemli bulundu (Grafik 1).



**Grafik 1.** Chamfer basamak preparasyonuna sahip galvano kopinglerin simantasyon öncesi, sonrası ve Termal siklus ve Baskı kuvveti işlemleri sonrası ortalama marjinal aralık ölçüm değerleri

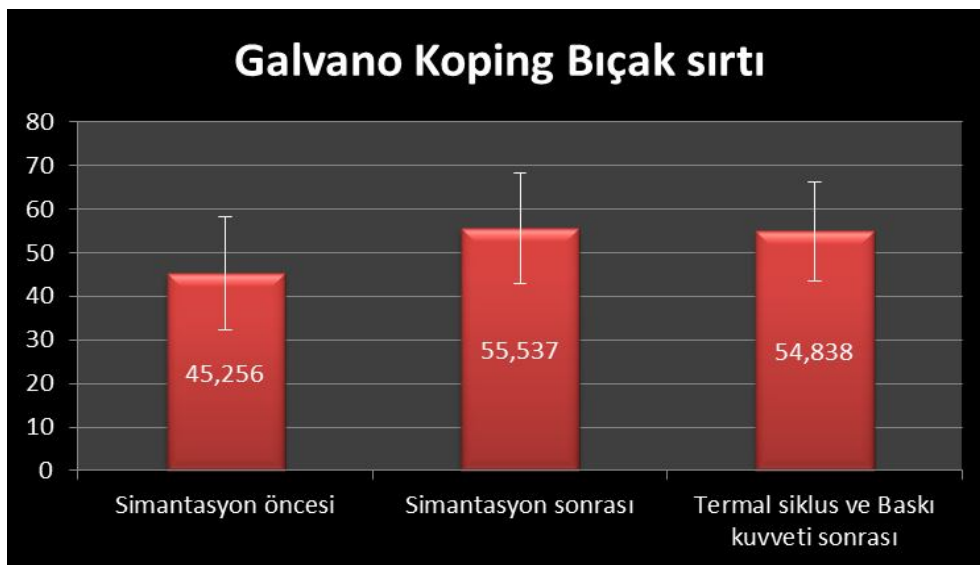


Galvano kopinglerden Derin Chamfer basamak preparasyonu grubunda simantasyon öncesi ve sonrası yapılan marjinal aralık ölçümlerinde ( $p<0.001$ ) fark önemli bulundu (Grafik 2).



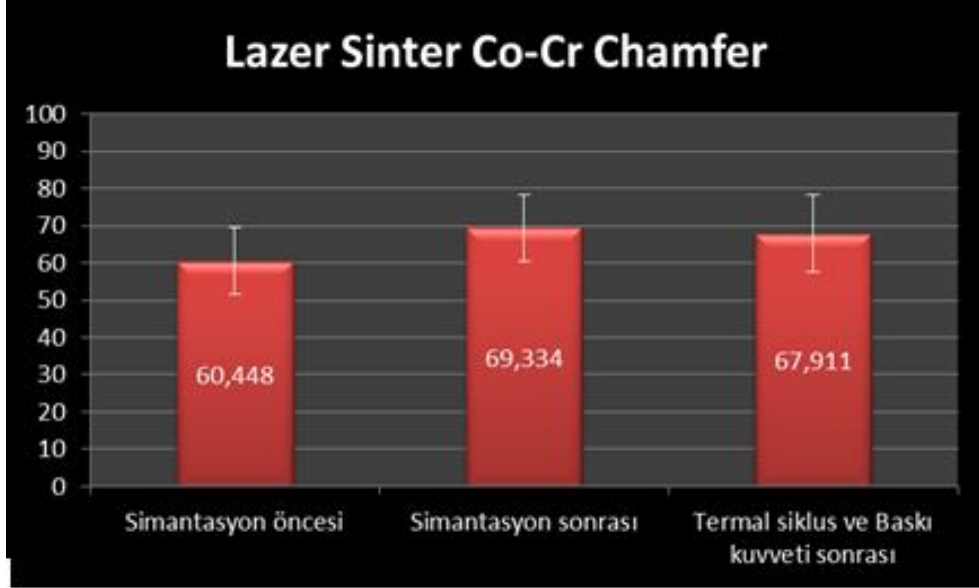
**Grafik 2.** Derin Chamfer basamak preparasyonuna sahip galvano kopinglerin simantasyon öncesi, sonrası ve Termal siklus ve Baskı kuvveti işlemleri sonrası ortalama marjinal aralık ölçüm değerleri

Galvano kopinglerden Bıçak sırtı basamak preparasyonu grubunda simantasyon öncesi ve sonrası yapılan marjinal aralık ölçümlerinde ( $p<0.001$ ) fark önemli bulundu (Grafik 3).



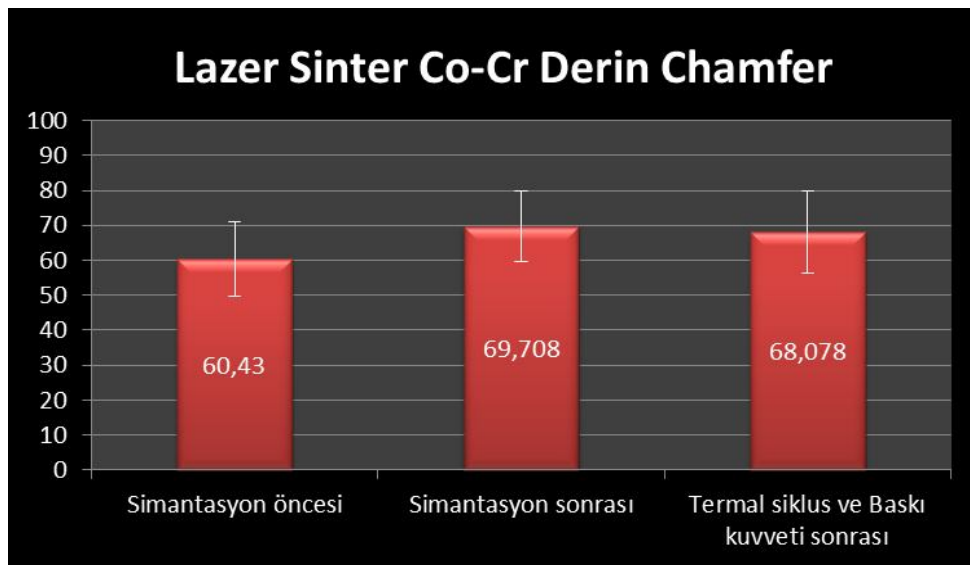
**Grafik 3.** Bıçak sırtı basamak preparasyonuna sahip galvano kopinglerin simantasyon öncesi, sonrası ve Termal siklus ve Baskı kuvveti işlemleri sonrası ortalama marjinal aralık ölçüm değerleri

Lazer Sinter Co-Cr kopinglerden Chamfer basamak preparasyonu grubunda simantasyon öncesi ve sonrası yapılan marjinal aralık ölçümlerinde ( $p=0.030$ ) fark önemli bulundu (Grafik 4).



**Grafik 4.** Chamfer basamak preparasyonuna sahip lazer sinter Co-Cr kopinglerin simantasyon öncesi, sonrası ve Termal siklus ve Baskı kuvveti işlemleri sonrası ortalama marjinal aralık ölçüm değerleri

Lazer Sinter Co-Cr kopinglerden Derin Chamfer basamak preparasyonu grubunda simantasyon öncesi ve sonrası yapılan marjinal aralık ölçümlerinde ( $p<0.001$ ) fark önemli bulundu (Grafik 5).



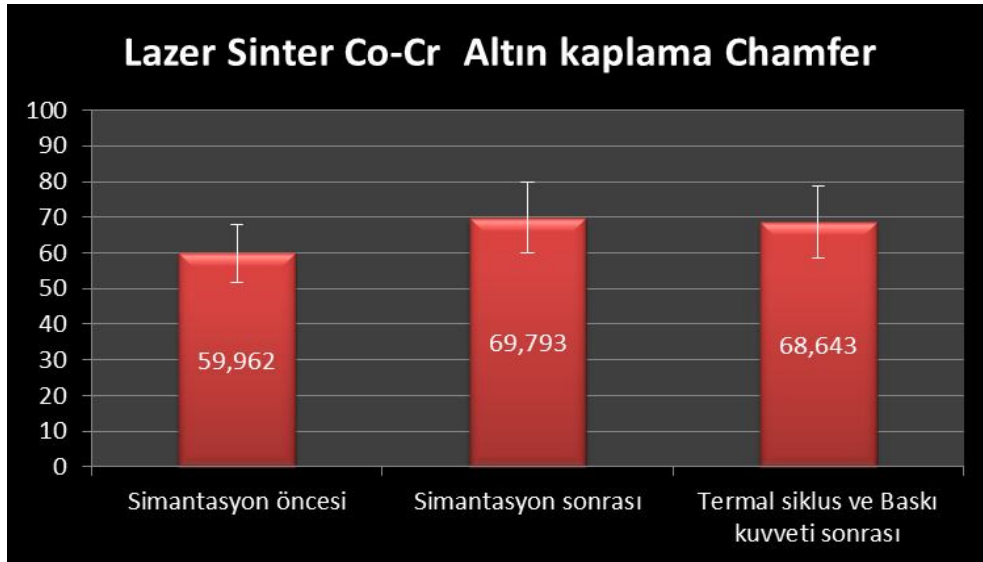
**Grafik 5.** Derin Chamfer basamak preparasyonuna sahip lazer sinter Co-Cr kopinglerin simantasyon öncesi, sonrası ve Termal siklus ve Baskı kuvveti işlemleri sonrası ortalama marjinal aralık ölçüm değerleri

Lazer Sinter Co-Cr kopinglerden Bıçak sırtı basamak preparasyonu grubunda simantasyon öncesi ve sonrası yapılan marjinal aralık ölçümlerinde ( $p=0.032$ ) fark önemli bulundu (Grafik 6).



**Grafik 6.** Bıçak sırtı basamak preparasyonuna sahip lazer sinter Co-Cr kopinglerin simantasyon öncesi, sonrası ve Termal siklus ve Baskı kuvveti işlemleri sonrası ortalama marjinal aralık ölçüm değerleri

Lazer sinterleme yöntemi ile elde edilmiş Co-Cr üzerine altın kaplanan Chamfer basamak preparasyonuna sahip kopinglerin simantasyon öncesinde ve sonrası yapılan marjinal aralık ölçümlerinde ( $p<0.001$ ) fark önemli bulundu (Grafik 7).



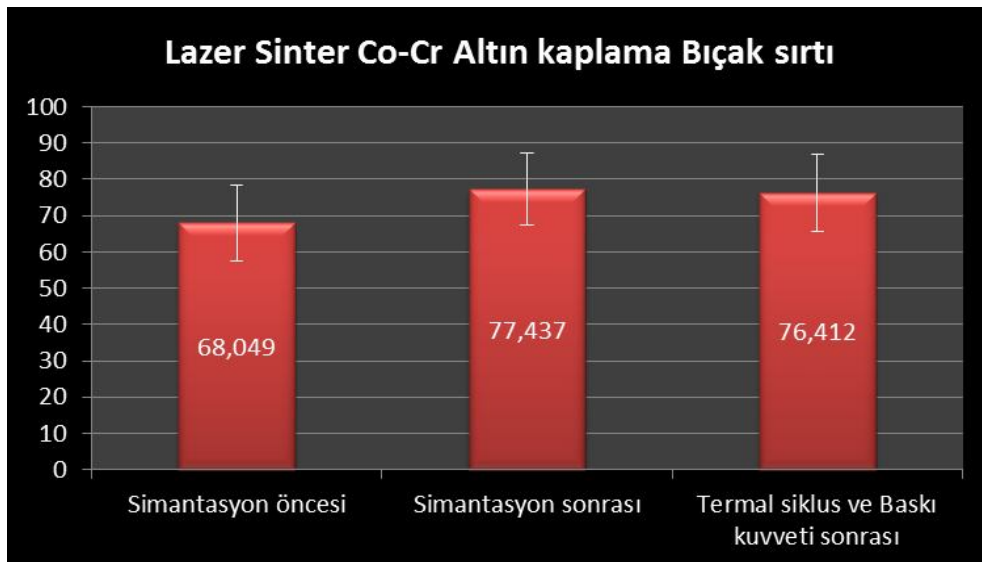
**Grafik 7.** Chamfer basamak preparasyonuna sahip lazer sinter Co-Cr üzeri altın kaplama kopinglerin simantasyon öncesi, sonrası ve Termal siklus ve Baskı kuvveti işlemleri sonrası ortalama marjinal aralık ölçüm değerleri

Lazer sinterleme yöntemi ile elde edilmiş Co-Cr üzerine altın kaplanan Derin Chamfer basamak preparasyonuna sahip kopinglerin simantasyon öncesinde ve sonrası yapılan marjinal aralık ölçümlerinde ( $p<0.001$ ) fark önemli bulundu (Grafik 8).



**Grafik 8.** Derin Chamfer basamak preparasyonuna sahip lazer sinter Co-Cr üzeri altın kaplama kopinglerin simantasyon öncesi, sonrası ve Termal siklus ve Baskı kuvveti işlemleri sonrası ortalama marjinal aralık ölçüm değerleri

Lazer sinterleme yöntemi ile elde edilmiş Co-Cr üzerine altın kaplanan Bıçak sırtı basamak preparasyonuna sahip kopinglerin simantasyon öncesinde ve sonrası yapılan marjinal aralık ölçümlerinde ( $p<0.001$ ) fark önemli bulundu (Grafik 9).

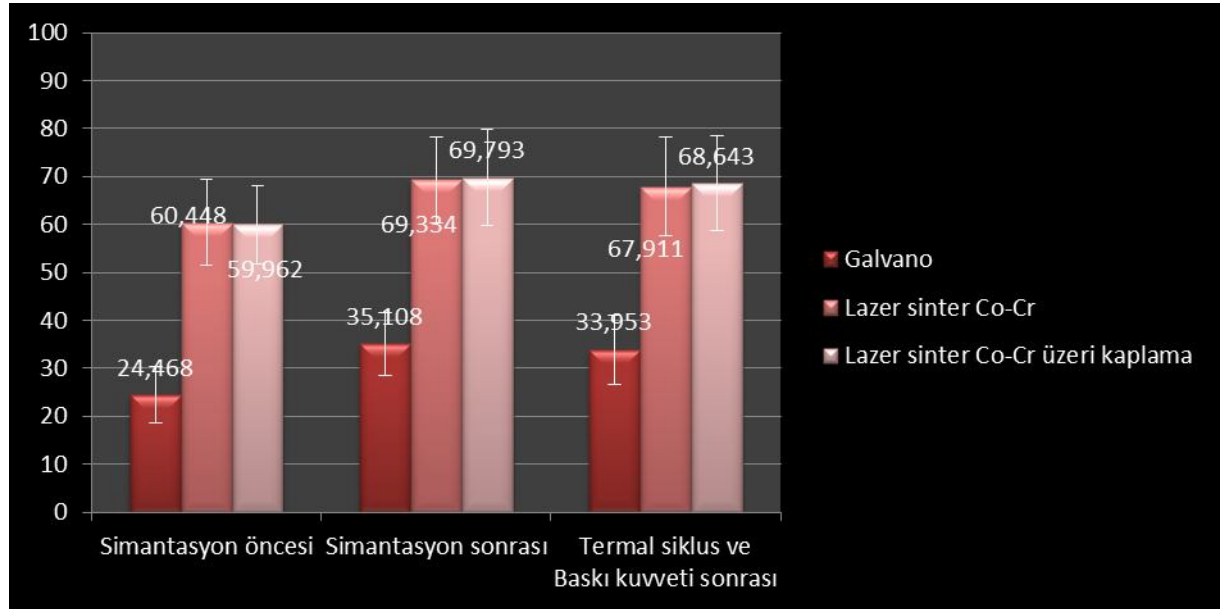


**Grafik 9.** Bıçak sırtı basamak preparasyonuna sahip lazer sinter Co-Cr üzeri altın kaplama kopinglerin simantasyon öncesi, sonrası ve Termal siklus ve Baskı kuvveti işlemleri sonrası ortalama marjinal aralık ölçüm değerleri

Tüm gruplarda simantasyon sonrası ve termal siklus ve baskı kuvveti uygulanması sonrası yapılan marjinal aralık ölçüm değerlerinde istatistiksel olarak önemli fark bulunmadı ( $p > 0.05$ )

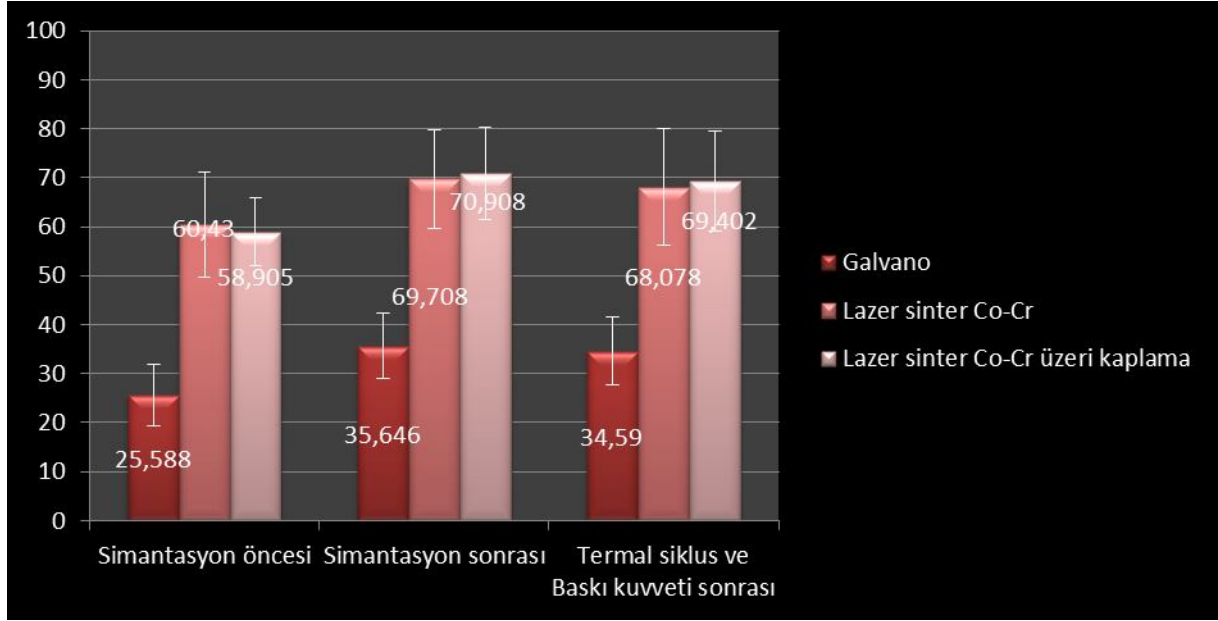
#### 4.1.2 Alt yapı materyallerinin basamak preparasyon tipine göre marjinal aralık ölçüm sonuçlarının istatistiksel olarak değerlendirilmesi

Chamfer basamak preparasyonuna sahip Galvano kopingler ile Lazer sinter Co-Cr ve Lazer sinter Co-Cr üzeri altın kaplanan kopinglere göre yapılan marjinal aralık ölçüm değerleri istatistiksel olarak anlamlı bulundu ( $p < 0,001$ ). Chamfer basamak preparasyonuna sahip Lazer sinter Co-Cr ve Lazer sinter Co-Cr üzeri altın kaplanan kopinglerin simantasyon öncesi ( $p = 0.678$ ), simantasyon sonrası ( $p = 0,841$ ) ve termal siklus ve baskı kuvveti uygulandıktan sonra yapılan marjinal aralık ölçüm değerleri istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı (Grafik 10).



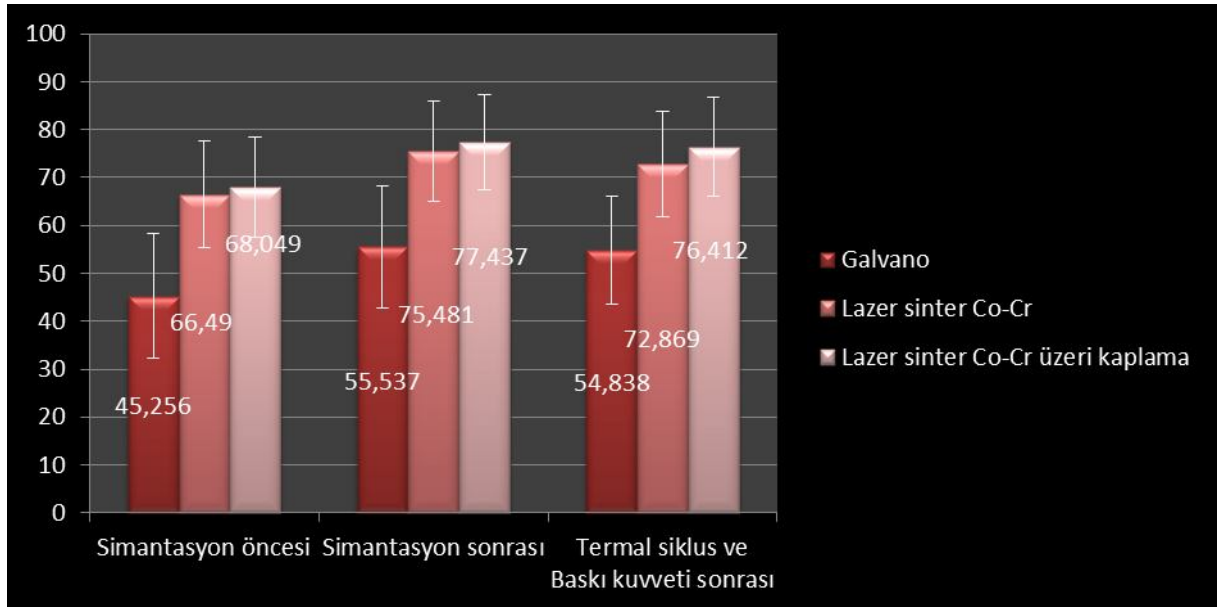
**Grafik 10.** Chamfer basamak preparasyonu marjinal aralık ölçüm değerleri karşılaştırma

Derin Chamfer basamak preparasyonuna sahip galvano kopingler ile Lazer sinter Co-Cr ve Lazer sinter Co-Cr üzeri altın kaplanan kopinglere göre yapılan marjinal aralık ölçüm değerleri istatistiksel olarak anlamlı bulundu ( $p < 0,001$ ). Derin Chamfer basamak preparasyonuna sahip Lazer sinter Co-Cr ve Lazer sinter Co-Cr üzeri altın kaplanan kopinglere göre simantasyon öncesi ( $p = 0.529$ ), simantasyon sonrası ( $p = 0.711$ ) ve termal siklus ve baskı kuvveti uygulandıktan sonra yapılan marjinal aralık ölçüm değerleri istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı (Grafik 11).



**Grafik 11.** Derin Chamfer basamak preparasyonu marjinal aralık ölçüm değerleri karşılaştırma

Bıçak sırtı basamak preparasyonuna sahip galvano kopingler ile Lazer sinter Co-Cr ve Lazer sinter Co-Cr üzeri altın kaplanan kopinglere göre yapılan marjinal aralık ölçüm değerleri istatistiksel olarak anlamlı bulundu ( $p < 0,001$ ). Bıçak sırtı basamak preparasyonuna sahip Lazer sinter Co-Cr ve Lazer sinter Co-Cr üzeri altın kaplanan kopinglere göre simantasyon öncesi ( $p = 0,312$ ), simantasyon sonrası ( $p = 0,385$ ) ve termal siklus ve baskı kuvveti uygulandıktan sonra yapılan marjinal aralık ölçüm değerleri istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı (Grafik 12).

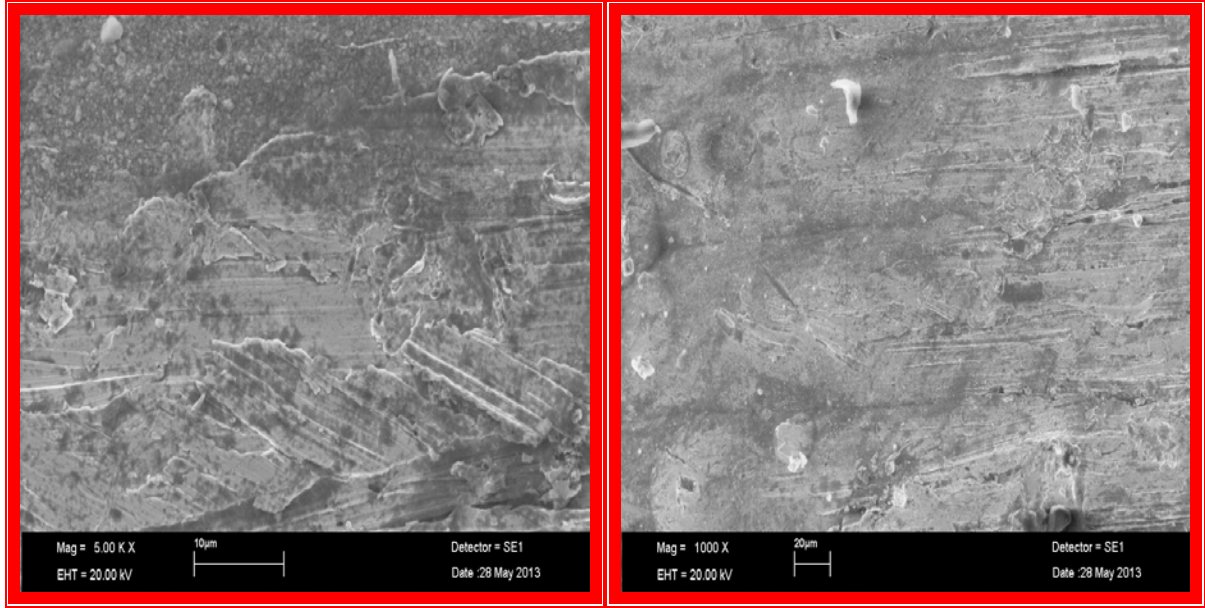


**Grafik 12.** Bıçak sırtı basamak preparasyonu marjinal aralık ölçüm değerleri karşılaştırma



## 4.2 Kopiglerin yüzey özelliklerinin değerlendirilmesi

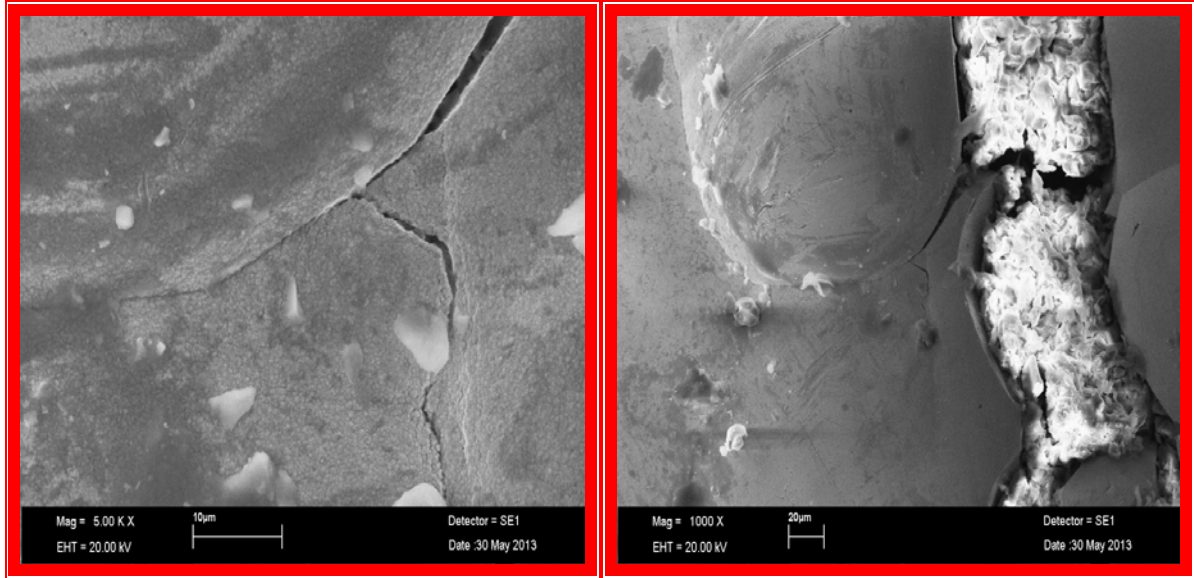
### 4.2.1 Galvano Kopiglerin işlem öncesi ve sonrası yüzey görüntüleri



a)

b)

**Resim 33.** Galvano koping yüzeyinin işlem öncesi x5000 (a) ve x1000 (b) görüntüleri



a)

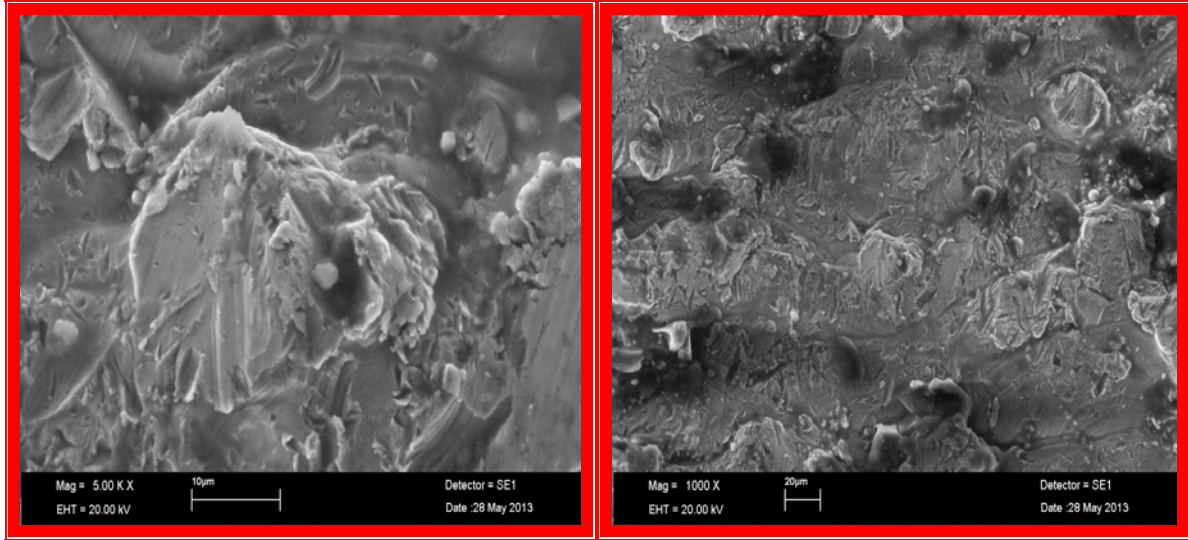
b)

**Resim 34.** Galvano koping yüzeyinin işlem sonrası x5000 (a) ve x1000 (b) görüntüleri

Galvano kopinglerin Termal siklus ve Baskı kuvveti sonrası alınan SEM görüntülerinde parlak beyaz kısım Cam İyonomer Siman olup koyu siyah kısımlar ise simantasyon işlemi sırasında oluşan hava boşluklarını göstermektedir. Koyu gri kısım ise Galvano koping yüzeyi temsil etmektedir. Görüntüdeki çatlak hattının simandaki hava boşluğunu takip ederek tane sınırından koping yüzeyine doğru yaklaşık  $45^{\circ}$ 'lik açı oluşturarak

ilerlediği görülmektedir. Çatlak hattının yaklaşık  $45^{\circ}$ 'lik açı oluşturması, yapının mekanik davranışının sünek (malzemenin kopmadan önce plastik şekil değiştirme eğilimi) malzeme tipine uygun olduğunu göstermektedir (Resim 34).

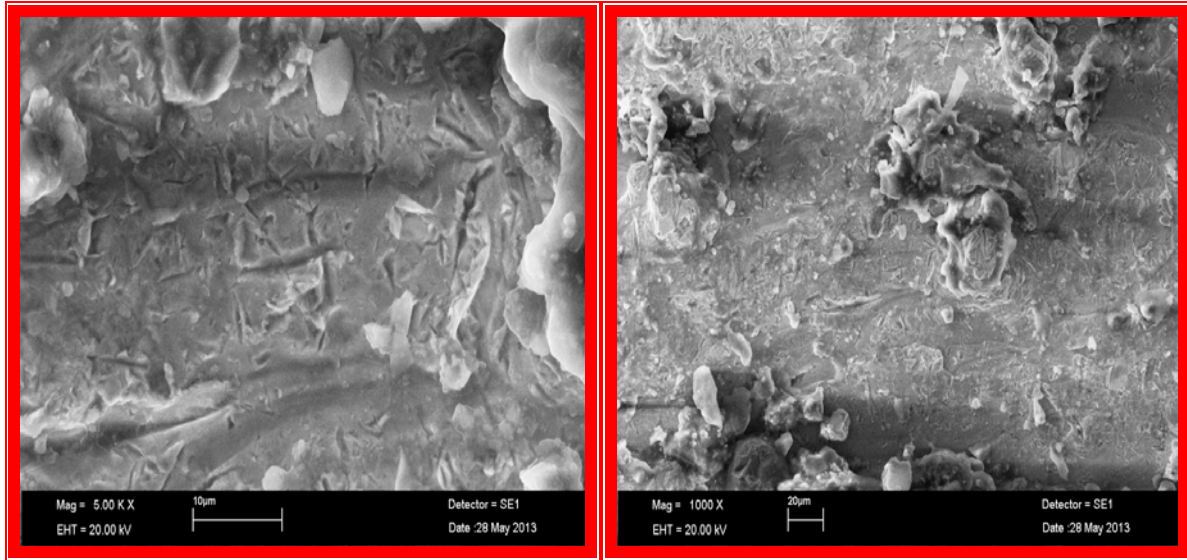
#### 4.2.2 Lazer Sinter Co-Cr kopinglerin işlem öncesi ve sonrası yüzey görüntüleri



a)

b)

**Resim 35.** Lazer sinter Co-Cr koping yüzeyinin işlem öncesi x5000 (a) ve x1000 (b) görüntüleri



a)

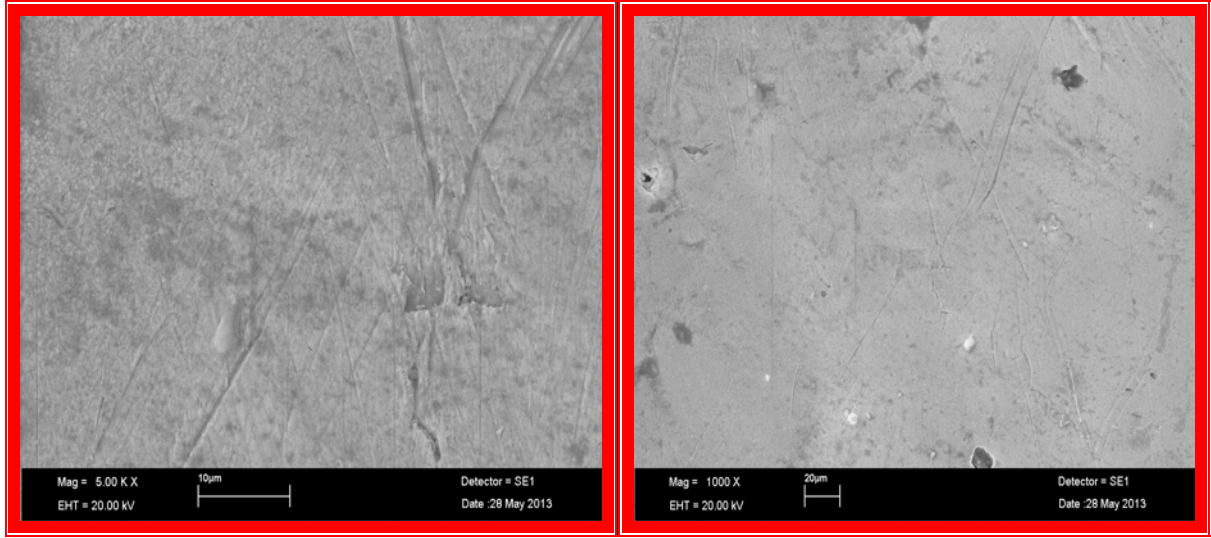
b)

**Resim 36.** Lazer sinter Co-Cr koping yüzeyinin işlem sonrası x5000 (a) ve x1000 (b) görüntüleri

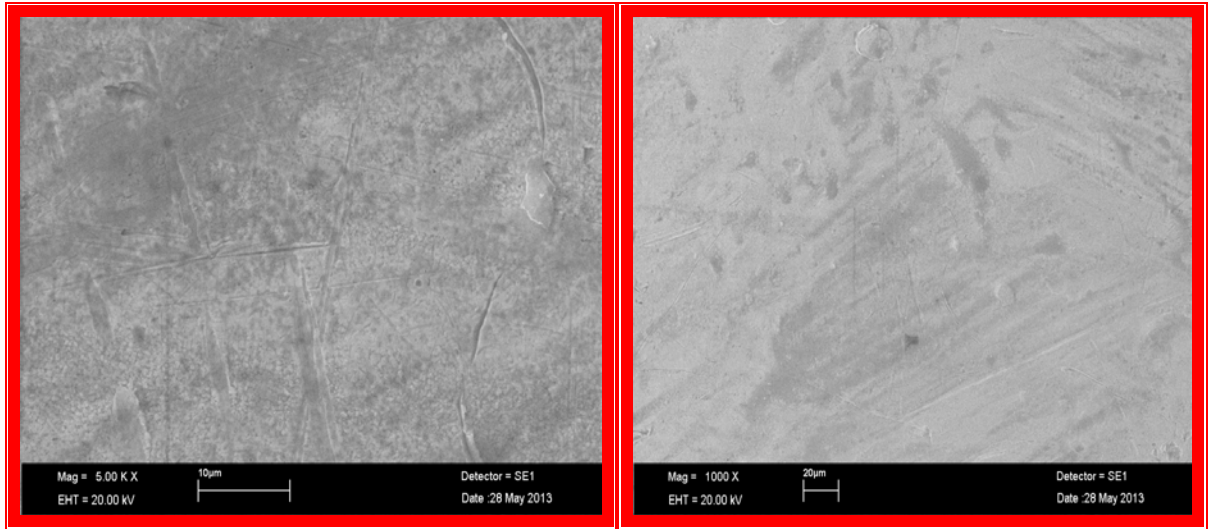
Lazer sinter Co-Cr koping yüzeylerinin Termal siklus ve Baskı kuvveti öncesi ve sonrası alınan yüzey görüntülerinde oldukça pürüzlü bir yapı görüldü. Termal siklus ve Baskı kuvveti uygulanması sonrası yüzeyde herhangi bir çatlak hattı görülmedi (Resim 35-36)



#### 4.2.3 Lazer Sinter Co-Cr üzeri Altın kaplama kopinglerin işlem öncesi ve sonrası yüzey görüntüleri



a) b)  
**Resim 37.** Lazer sinter Co-Cr üzeri Altın kaplama koping yüzeyinin işlem öncesi x5000 (a) ve x1000 (b) görüntüleri



a) b)  
**Resim 38.** Lazer sinter Co-Cr üzeri Altın kaplama koping yüzeyinin işlem sonrası x5000 (a) ve x1000 (b) görüntüleri

Lazer sinter Co-Cr üzeri Altın kaplama kopinglerin Termal siklus ve Baskı kuvveti öncesi ve sonrası alınan SEM görüntülerinde gayet pürüzsüz yüzeylere sahip olduğu görülmüştür. Termal siklus ve baskı kuvveti uygulanması sonrası Lazer sinter Co-Cr üzeri Altın kaplama kopinglerin yüzeylerinde herhangi bir çatlak hattı görülmedi (Resim 37-38).

## 5.TARTIŞMA

---

Diş hekimliğinde kullanılan biyomateryaller başlıca metaller, seramikler, polimerler ve kompozit materyaller olarak sınıflandırılırlar. Dental biyomateryallerde aranan başlıca ortak özellikler hastanın ağız sağlığına, fonksiyonlarına ve estetiğine katkı sunmalarıdır <sup>(103)</sup>. Dental materyaller bu görevleri gerçekleştirirken ağız dokuları ile biyouyumlu olmalı, diş-dişeti doğal görünümünü etkilememeli, mine ve dentin yapılarına uygunluk göstermelidirler <sup>(7)</sup>.

Protetik restorasyonlarda kullanılan materyaller çoğunlukla dental laboratuvarlarda üretilen ve kron-köprü restorasyonları, hareketli parsiyel ve total protez yapımında kullanılan metal alaşımlar, akrilikler rezinler-polimerler ve seramiklerdir <sup>(103)</sup>.

Diş hekimliğinde kullanılan alaşımlardan; biyolojik olarak uyumlu, korozyona ve lekelenmeye dirençli olması, estetik restorasyonların rengini etkilememesi ve porselen ile iyi bir bağlantı kurması beklenmektedir <sup>(104)</sup>.

Özellikle metal alaşımlardan Ni-Cr esaslı soy olmayan metal alaşımlar, fiyatlarının ekonomik olması ve yüksek mekanik dirençleri nedeniyle diş hekimliğinde sıklıkla kullanılmaktadır. Ni-Cr alaşımlarda kullanılan Nikelin allerjen etkisinin olduğu ve bu alaşımlarda kullanılan berilyumun ise karsinojen olduğu bildirilmektedir. Yapılan araştırmalarda dental alaşımlarda kullanılan nikelin, hastalarda alerjiye neden olduğu, berilyumun ise teknisyenlere oral yol ve deri teması sonucu toksik etkilerinin olduğu görülmüştür. Bundan dolayı protetik restorasyonların altyapısında sıklıkla kullanılan Ni içerikli alaşımların biyouyumlulukları ve güvenilirlikleri açısından sorgulanmaları devam etmektedir <sup>(6,9,105,106)</sup>.

Allerjik tepkilerin oluşması immün sistemin aracılık etmesi sayesinde gerçekleşir. Yabancı maddelere maruz kalan vücudun kendini koruması ve tepki vermesi şeklinde tanımlanabilen allerji diş hekimliğinde ise; kullanılan materyallere karşı ve daha çok temas yüzeyinde kontakt dermatit tarzı tip IV reaksiyon ve tip I atopik allerji şeklinde gözlemlenir. Ağız içerisinde kullanılan Nikel ve alaşımların iyon salınımları sonucu allerjik reaksiyonlar görülebilir <sup>(6,9,107,108)</sup>. Ayrıca ağız pH'nın Nikel alaşımların iyon salınımına etkisinin olduğunu göstermiş ve ağız pH'nın düşük olması da elemental iyon salınımını arttırmıştır <sup>(109)</sup>.

Nikel alaşımları ile ilgili yapılan çalışmalarda ağız içi dokularında daha çok kontakt dermatit ve hipersensitif reaksiyonlara neden olduğu belirtilmiştir <sup>(110,111,112)</sup>. Dişetlerinde ise eritem, ödem, hiperplazi, vezikül ve hiperplazi şeklinde çeşitli reaksiyonlar görülebilmektedir

(107). Reaksiyonların oluşmasında mekanik iritasyonlar, deri kesikleri, sıcaklık artışları ve temas süresi etkili faktörlerden sayılmaktadır (108). Nikel alaşımların düşük dozda ve uzun dönem iyon salınımları sonucunda monosit ve oral mukoza hücrelerine yan etkilerinin olduğu belirlenmiştir (113).

Nikel alaşımları ile ilgili yapılan allerji çalışmalarında bayanların Nikele karşı duyarlılıkları erkeklere göre daha yüksek çıkmış (114) ve bu oran erkeklerde % 0,9 iken bayanlarda bu oran % 9 bulunmuştur (115). 12-16 yaş arasındaki çocuklarda Nikele karşı duyarlılık ile ilgili yapılan bir klinik çalışmada duyarlılık oranı ise %8,6 bulunmuştur (116). Yapılan başka bir çalışmada ise genel popülasyonun Nikele karşı duyarlılığı % 10'a yakın bulunmuş ve kadınlarda duyarlılık oranının erkeklere göre 5 kat daha yüksek olduğu bildirilmiştir(117).

Nikel ile ilgili görülen allerjik durumlarda ağız içi ve çevresinde papiller döküntüler, stomatit, metalik tat, tat kaybı, uyuşma, yanma hissi, anguler chelitis, dil bölgesinde ağrı ve plak olmaksızın şiddetli dişeti iltihabı gibi birtakım semptomlar görülür (108,110). Dermatologlar tarafından hastanın Nikele karşı alerjisinin olup olmadığını öğrenmek için en sık kullanılan ve güvenilir bir yöntem olan Patch testi uygulanmaktadır (9,118,119). Patch testinde test materyali kullanıma hazır bantlar içinde olacak şekilde doğrudan deriye yapıştırılır. Hastanın derisine sabit olacak şekilde yerleştirilen bantlar 48 saat boyunca kalır ve test alanı işaretlenir, sonuçları 2-3 gün sonra tekrar değerlendirilir (120,121).

Dental restorasyonlarda allerjik potansiyele sahip birçok metal alaşımı kullanılmasına rağmen oral mukozanın deriden daha az reaktif olması nedeniyle ağız içi görülen reaksiyonlar az olmaktadır. Mukozal allerjilerin az görülmesinde; tükürüğün yıkayıcı ve allerjenleri uzaklaştırıcı etkisi, oral mukoza kan dolaşımının allerjenleri ortamdaki uzaklaştırması, metal partiküllerinin kemotaksis, fagositoz ve immün sistem üzerinde baskılayıcı etkisi sayılabilir (9,122).

Nikel alaşımları ile ilgili görülebilen allerjik ve toksik etkilerden dolayı diş hekiminin böyle bir durumda hastaya farklı alternatifler sunması beklenir (123). Protetik olarak bu alternatifler arasında Kobalt alaşımları ve Altın alaşımları kullanılmaktadır (8,12,13,46). Yaptığımız çalışmada geleneksel yöntemlere alternatif olarak uygulanan Lazer Sinter Co-Cr, Lazer Sinter Co-Cr üzeri altın kaplama ve Galvano kopingler tercih edildi.

Altın, diş hekimliğinde kullanılan en eski restoratif materyallerdendir ve ilk uygulamalarında estetikten ziyade çiğneme fonksiyonuna katkı sağlaması ön planda olmuştur. Estetik beklentilerin artması sonucu diş hekimliğinde kullanılan Altın ve alaşımları ile ilgili yeni teknikler geliştirilmiştir. Özellikle Elektroşekillendirme sistemi ile %99.9-%99.99

oranında saf altın kopinglerin elde edilmesi ve üzerine porselen yapının işlenebilmesi ile birlikte estetik olarak başarılı restorasyonlar elde edilmiştir. Elektroşekillendirme sistemi, altın alaşımları ile kıyaslandığında üretim kolaylığı vardır ve daha düşük maliyetlere sahiptirler. Ayrıca elektroşekillendirme sistemi, geleneksel yöntem ile altyapı üretilirken kullanılan ölçü alma, day elde etme, revetmana alma ve döküm aşamalarını elimine eder <sup>(7,32)</sup>.

Elektroşekillendirme ile elde edilen altın kopingler metal-seramik restorasyonlar ile kıyaslandığında estetiğinin daha iyi olması, biyouyumlu olması, marjinal sınırların daha uyumlu olması ve destek dışteki preparasyon miktarının daha az olması gibi önemli avantajlara sahiptirler <sup>(15,124)</sup>. Bu avantajlarına ek olarak altın kaplı yüzeylerin daha pürüzsüz olduğu ve bundan dolayı bakteri tutulumunun azaldığı yapılan araştırmalarda tespit edilmiştir. Çölgeçen ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada, Ni-Cr alaşımından hazırlanan modellere elektrolitik olarak altın kaplama yapılmış ve bu kaplanan modellerin bakteri tutulumu ve yüzey pürüzlülüğü incelenmiştir. Araştırmacılar altın kaplı yüzeylerde hem yüzey pürüzlülüğünün hem de S. Mutans adezyon miktarının belirgin şekilde azaldığını tespit etmişlerdir. Elde ettikleri bulgulara göre yüzeye uygulanacak altın kaplamanın diş çürüğü ve periodontal hastalıkların önlenmesinde klinik yarar sağlayacağını bildirmişlerdir <sup>(72)</sup>.

Weisthaupt ve arkadaşlarının galvano-seramik ve metal-seramik restorasyonların periodontal dokulara olan etkilerini inceledikleri araştırmalarında, 24 ay sonunda yapılan klinik ve periodontal muayene sonucunda galvano-seramik restorasyonların periodontal dokular ile daha uyumlu olduğunu ve daha az enflamatuar cevap geliştirdiğini bildirmişlerdir <sup>(16)</sup>.

Naumann ve arkadaşlarının galvano-seramik ve metal-seramik kronların 5 yıllık klinik takip sonuçlarına göre klinik başarılarını inceledikleri çalışmalarında, gruplar arası önemli bir fark bulunmamış ve galvano-seramik restorasyonların alternatif olarak kullanılabileceği bildirilmiştir <sup>(12)</sup>.

Zhang ve arkadaşları tarafından yapılan galvano-seramik kron-köprülerin 3 yıllık klinik takipleri çalışmasının sonucunda, galvano-seramik kron-köprü restorasyonlarında mükemmel marjinal uyum olduğu bulunmuştur <sup>(8)</sup>.

Shiratsuchi ve arkadaşları tarafından yapılan ve 3 farklı marjinal sonlanma dizaynına sahip (Shoulder, Rounded shoulder ve Derin chamfer) elektroforming metal kronlar ile elektroforming metal seramik kronların marjinal aralık değerlerinin karşılaştırdığı çalışmada, Derin chamfer preparasyona sahip kopinglerin marjinal aralıkları daha iyi bulunmuştur <sup>(125)</sup>.

Kokubo ve arkadaşlarının galvano-seramik kronların klinik değerlendirmesi ile ilgili yaptıkları araştırmada, 127 galvano-seramik kronun 30-43 ay sonra yapılan klinik

değerlendirmelerinde başarı oranı %96,1 olarak bulunmuş ve premolar ve molar bölgelerde başarısızlığın görüldüğü bildirilmiştir <sup>(124)</sup>.

Krieg, galvano-seramik kronların post operatif uzun dönem değerlendirmelerinde başarısızlık oranını % 2,4 olarak bildirmiş ve posterior bölge galvano-seramik kronlarda başarısızlık oranının yüksek olduğunu açıklamıştır <sup>(126)</sup>.

Erpenstein ve arkadaşları tarafından yapılan galvano-seramik kronların ve cam seramik kronların uzun dönem (7 yıl) klinik değerlendirilmesi ile ilgili çalışmada, galvano-seramik kronların başarı oranı cam seramik kronlara göre daha yüksek bulunmuş ve bu oran anterior bölgede %92( $\pm 8.5$ ), posterior bölgede ise 96.5% ( $\pm 3.4$ ) olarak bildirilmiştir<sup>(115)</sup>.

Holmes ve arkadaşlarının geleneksel yöntemlerle yapılan metal-seramik kronlar ile galvano kronların marjinal uyumlarını karşılaştırdıkları çalışmada, galvano kronların marjinal uyumları (36  $\mu\text{m}$ ), geleneksel yöntemlerle elde edilen metal-seramik restorasyonlardan (64  $\mu\text{m}$ ) daha iyi bulunmuştur <sup>(17)</sup>.

Yang ve arkadaşlarının galvano kronlar ile metal-seramik kronların marjinal uyumlarının değerlendirilmesi ile ilgili yaptıkları çalışmada, galvano kopinglerin (45  $\mu\text{m}$ ) seramik işlenmeden önce ve sonra ölçümleri yapılmış ve galvano kronların (51  $\mu\text{m}$ ) marjinal aralığında artış bulunurken, metal seramik kronların (74  $\mu\text{m}$ ) galvano kronlardan daha yüksek marjinal aralığa sahip olduğunu bildirmişlerdir<sup>(15)</sup>.

Sönmez tarafından yapılan çalışmada elektrokaplama sistemi ile elde edilmiş kopingler ile geleneksel döküm yöntemi ile elde edilen kopinglerin marjinal açıklıkları karşılaştırıldığında, altın kopinglerde (27.3  $\mu\text{m} \pm 3.70$ ), Ni-Cr kopinglerden (65.2  $\mu\text{m} \pm 12.30$ ) çok daha az kenar açıklığı olduğu bildirilmiştir <sup>(19)</sup>.

Dişhekimliği alanında yapılan çalışmalar sadece elektroşekillendirme sistemi ile kalmamış ve bilgisayar destekli tasarım ve üretim (CAD/CAM) amaçlı çalışmalar 1980'lerde başlamıştır. 1984 yılında Fransa'dan Francois Duret tarafından tek üyeli restorasyonlar elde edilmiş ve bu sistem Duret olarak dişhekimliğine girmiştir. Bu sistemin yüksek maliyeti ve komplike yapısı sonucu farklı sistemler geliştirilmiştir <sup>(30)</sup>.

CAD/CAM sistemlerinin gelişmesi diş hekimleri ve teknisyenler açısından da birçok kolaylığı beraberinde getirmiştir. İşlemlerin kısa sürmesi, hata potansiyellerinin oldukça azalması, indirekt restorasyonlardan kaynaklanabilecek çapraz kontaminasyonların önüne geçilmiştir <sup>(52)</sup>. Son yıllarda klinik uygulamalarda sıklıkla tercih edilen bu sistem, teknisyen kaynaklı laboratuvar aşamalarında oluşabilecek hataları azaltması nedeniyle bu çalışmada kullanıldı.

CAD/CAM sistemleri ile elde edilen restorasyonların marjinal aralıkları, geleneksel yöntemlerle elde edilen metal seramik restorasyonlardan daha iyidir ve klinik olarak kabul edilen 80-100 µm altında bir değere sahiptir <sup>(53,127,128,129)</sup>. Shorky ve arkadaşlarının geleneksel döküm yöntemi ile elde edilen ve CAD/CAM ile elde edilen titanyum altyapıları karşılaştırdıkları çalışmalarında, CAD/CAM ile elde edilen altyapıların marjinal aralık değerlerinin (24.1 µm) geleneksel yöntem ile elde edilen altyapılara göre (81.5 µm) daha düşük olduğu bulunmuştur <sup>(130)</sup>. Bindl ve arkadaşları tarafından yapılan CAD/CAM ve geleneksel yöntemlerle elde edilen tam seramik kronların altyapılarının marjinal ve internal uyumlarının değerlendirildiği çalışmada, marjinal aralık miktarı Procera sisteminde en düşük değerde bulunmuştur (17 µm) <sup>(131)</sup>.

CAD/CAM restorasyonları ile edilen altyapıların kron uyumunu inceleyen çalışmalar genellikle marjinal uyumları ölçme ile sınırlıdır <sup>(132)</sup>. Örtörp ve arkadaşları farklı yöntemlerle elde edilen Co-Cr altyapıların uyumlarının karşılaştırdıkları çalışmalarında, en iyi uyumun Lazer sinter yöntemi ile elde edilen Co-Cr altyapılarda (60 µm ) olduğunu, geleneksel yöntemlerle elde edilen Co-Cr altyapıların ise siman aralık miktarlarının daha yüksek olduğunu (89 µm) bildirmişlerdir <sup>(133)</sup>.

Uçar ve arkadaşlarının lazer sinter ve geleneksel yöntemlerle elde edilen Co-Cr kronların internal uyumlarını karşılaştırdıkları çalışmalarında, Lazer Sinter yöntemiyle elde edilen Co-Cr kronların internal uyumları 62,6 µm, geleneksel yöntemlerle elde edilenlerin ise 50,6 µm olduğu bildirilmiştir. Çalışmada geleneksel yöntemlerle elde edilen restorasyonlara göre lazer sinter yöntemindeki altyapı yüzeyleri daha pürüzlü olduğundan dolayı metal seramik bağlantısının olumlu yönde arttırdığı bildirilmiştir <sup>(71)</sup>.

CAD/CAM sistemleri ile elde edilen restorasyonların marjinal uyumlarının başarısında chamfer veya bevel bulunan basamak kısımlarının doğru olarak okunması, intraoral kamera ve milling ünitesinin netliği gibi faktörler önemli rol oynar <sup>(134-135)</sup>.

Yöndem ve arkadaşlarının geleneksel döküm tekniği kullanılarak yapılan Co-Cr altyapılar ile CAD/CAM tekniği kullanılarak elde edilen Co-Cr altyapıların marjinal aralıklarını karşılaştırdıkları çalışmalarında, CAD/CAM ile üretilmiş Co-Cr altyapıların marjinal aralık ölçümleri (10,72+1 µm) geleneksel döküm tekniği kullanılarak elde edilen Co-Cr altyapılara göre (49,36+8,76 µm) daha iyi bulunmuştur <sup>(136)</sup>.

Marjinal uyumların değerlendirilmesi amacıyla yapılan çalışmalarda paslanmaz çelik day, epoksi rezin modeller, akrilik rezin modeller, çekilmiş insan dişleri kullanılmaktadır <sup>(18,71,133,137,138)</sup>. Beschnidt ve arkadaşlarının marjinal uyum ile ilgili yaptıkları çalışmada, çekilmiş insan santral dişleri kullanılmıştır ve insan dişlerinin geniş bir varyasyon

gösterdiğini, boyutsal ve anatomik farklılıklarının olduğunu ve çekim sonrası saklama koşullarının farklılıklar göstermesi nedeniyle bu dişlerde standardizasyonu sağlamanın zor olduğunu bildirmişlerdir<sup>(139)</sup>.

Çalışmamızda restorasyonların altyapılarının elektroşekillendirme ve CAD/CAM ile üretiminde standardizasyonunun sağlanabilmesi için paslanmaz çelik day modeller kullanıldı. Yapılan çalışmalarda üretilen çelik day modelleri sayısı değişkenlik göstermektedir<sup>(18,125,140,141)</sup>. Örnek sayısının az olması istatistiksel sonuçları etkileyebileceğinden çalışmamızda her gruptan 10 adet paslanmaz çelik day olacak şekilde toplam 90 paslanmaz çelik day kullanıldı<sup>(140,141,142,143,144)</sup>.

Restorasyonun uzun dönem klinik başarısında marjinal uyumunun iyi olması oldukça önemlidir. Marjinal aralığın fazla olması destek dişlerde mikrosızıntılar sonucu çürüklere, periodontal problemlere ve dolayısıyla destek dişin kaybına sebebiyet vermektedir<sup>(2,15)</sup>. Klinik olarak kabul edilen farklı marjinal aralık miktarları belirtilmiştir. Bazı araştırmacılar 50-100 µm arasındaki marjinal uyumu geçerli saymaktadırlar<sup>(145,146,147)</sup>. Ancak yapılan bazı çalışmalarda 120 µm kadar olan açıklıkların da klinik olarak kabul edilebilir olduğu bildirilmektedir<sup>(73,74,75,76,77,148)</sup>.

Marjinal uyumu etkileyen birçok faktör bulunmaktadır. Bu faktörler; preparasyonun şekli ve boyutu, basamak sonlandırılış tipleri, kullanılan simanın viskozitesi, ortamın nemli olması, ortam sıcaklığı, fiziko-kimyasal etkileşimler, kopinglerin tasarımı ve kron tipleridir<sup>(75,78)</sup>. Buso ve arkadaşlarına göre marjinal aralığın değişmesinden birtakım faktörler sorumludur. Bu faktörler başlıca; uygulanan laboratuvar aşamaları, marjinal sonlanma şekli, kullanılan ölçü materyalleri ve yöntemleri, uygulanan siman çeşitleri, simantasyon esnasında uygulanan basıncın değeri vb. gibi faktörler sayılabilir<sup>(149)</sup>.

Marjinal uyum ile ilgili yapılan çalışmalarda farklı taper açıları kullanılmakta olup<sup>(136,138,140,150,151)</sup> çalışmamızda kullanacağımız paslanmaz çelik day modellerinin taper açısı 6° olacak şekilde elde edildi<sup>(15,152)</sup>. Marjinal sonlanma şekli için kullanılan basamak tipleri; Chamfer, Derin chamfer (Heavy chamfer), Shoulder, İç açısı yuvarlatılmış shoulder (Radial shoulder), Bizotajlı shoulder ve Bıçak sırtı (Knife-edge) şeklinde sıralanmaktadır<sup>(1,153,154)</sup>.

Marjinal uyumu değerlendirmeye çalışan araştırmacılar basamak tipine ve kullanılan altyapı materyalinin çeşidine göre araştırmalar yapmışlardır. Marjinal uyumun ölçülmesinde farklı basamak genişlikleri ve basamak tipleri kullanılmaktadır<sup>(18,125,133,152,155,156,157)</sup>.

Buso ve arkadaşları chamfer ve yuvarlatılmış shoulder preparasyona sahip kopinglerin seramik uygulama öncesi ve sonrası marjinal uyumlarının değerlendirilmesi ile ilgili yaptıkları çalışmada, iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını

bildirmişlerdir. Chamfer preparasyonuna sahip kopinglerin marjinal aralık değerleri (22,582/29,774 µm) ile yuvarlatılmış shoulder preparasyonuna sahip kopinglerin marjinal aralık değerlerinin (23,020/26,779 µm) porselen uygulaması işlemi sonrasında arttığını bildirmişlerdir<sup>(18)</sup>.

Shiratsuchi ve arkadaşları tarafından yapılan ve 3 farklı marjinal sonlanma şekline sahip (Shoulder, Rounded shoulder ve Derin chamfer) elektroforming metal kronlar ile elektroforming metal-seramik kronların marjinal aralık değerlerini karşılaştırdıkları çalışmada Derin chamfer preparasyona sahip kopinglerin marjinal aralıkları daha düşük değerler kaydettiği bildirilmiştir<sup>(125)</sup>.

Polansky ve arkadaşlarının farklı seramik kron sistemlerinin simantasyon sonrasında marjinal aralığını ölçen çalışmalarında marjinal aralık değerlerini sırasıyla; Procera sistemi (47,3 µm) , galvano-seramik sistem (68,5 µm) , metal-seramik (77,5 µm) , In Ceram (98,1 µm), Empres (109,3 µm) ve Vita Mark II (142,3 µm) bulmuşlardır<sup>(20)</sup>.

Buso tarafından yapılan çalışmada Shoulder ve Chamfer preparasyona sahip galvano kopinglerin marjinal uyumları değerlendirilmiş ve Shoulder tip basamak preparasyonuna sahip kopinglerin uyumları (26,779 µm), Chamfer tip basamak preparasyonuna sahip galvano kopinglere göre (29,774 µm) daha düşük bulunmuştur<sup>(149)</sup>.

Shoulder basamak tipi diğer basamak tipleri ile kıyaslandığında daha fazla diş dokusunun kaldırılmasını gerektirir<sup>(1,15)</sup>. Yapılan araştırmalarda chamfer bitiş çizgisinin en az gerilim oluşturduğu gözlemlenmiş ve bundan dolayı alttaki siman ile ilgili başarısızlığa uğrama ihtimali de düşük bulunmuştur<sup>(1,3,24,68)</sup>.

Bıçak sırtı basamak tipi ince ve sivri uçla sonlanan bir fissür frezle oluşturulduğu için klinik olarak çalışma kolaylığı sağlar ancak alınan ölçüden elde edilen model üzerinde restorasyon bitim sınırlarının net olarak gösterilememesi sakınca oluşturmaktadır<sup>(1,3)</sup>.

Reich ve arkadaşları; Bıçak sırtı ve Chamfer basamak preparasyonuna sahip, iki farklı kalınlıkta zirkonyum kopingin kırılma dayanımlarını inceledikleri araştırmada Bıçak sırtı preparasyonunu, Chamfer preparasyonuna alternatif olarak kullanılabileceğini ileri sürmüştür<sup>(143)</sup>. Tsuchihira ve arkadaşları yapmış oldukları çalışmada Bıçak sırtı ve Chamfer basamak preparasyonuna sahip dişlerden aljinat ve silikon esaslı ölçü maddesi kullanılarak elde edilen modellerin marjinal adaptasyonu incelenmiş, çıkan sonuca göre aljinat ölçü maddesi ile elde edilen modellerde Chamfer preparasyonunun uyumu daha iyi görülmüş olup silikon esaslı ölçü maddesi ile elde edilen modellerde ise Bıçak sırtı ve Chamfer preparasyonları arasında önemli bir fark bulunmamıştır<sup>(158)</sup>.



Doktora tezi çalışması öncesi Diş hekimlerine yönelik yaptığımız anket çalışmasında anterior ve posterior diş preparasyonlarında kullandıkları basamak tipleri ile ilgili sorulan sorularda ankete katılanlar; anterior diş preparasyonlarında %18 Shoulder, %38 Chamfer ve % 54 oranında Bıçak sırtı basamak tipini kullandıklarını belirtmişlerdir. Posterior diş preparasyonlarında kullandıkları basamak çeşidi ile ilgili sorulan soruya ise; %13 Shoulder, %24 Chamfer ve %63 oranında Bıçak sırtı basamak tipini kullandıklarını belirtmişlerdir. Anket çalışmamızda da çıktığı üzere klinik kullanımının yüksek olduğunu düşündüğümüzden dolayı Bıçak sırtı basamak preparasyonu çalışmamızda basamak çeşidi olarak tercih edilmiştir.

Paslanmaz çelik day modellerimizde basamak genişliği 1 mm ve marjinal sonlanma şekli olarak Chamfer <sup>(18,128,131,140,142,143,155)</sup>, Derin Chamfer <sup>(125,132,141,156)</sup> kullanıldı. Bıçak sırtı <sup>(131,158,159)</sup> tipi marjinal sonlanma şekline sahip paslanmaz çelik day modellerinde ise basamak oluşturulmadı.

Marjinal ölçüm ile ilgili farklı yöntemler kullanılmaktadır. Dikey ve yatay yönde yapılan ölçümler mevcuttur <sup>(73,81,82,83,84)</sup>. Restorasyonun apikal yöndeki bitim sınırı ile dişin basamak yüzeyi arasındaki dikey yöndeki mesafenin miktarı restorasyonun uyumunu belirler. Ayrıca restorasyonun bitim sınırının yatay yöndeki mesafesi ile diş yüzeyi arasındaki mesafe ise periodontal hastalıklar ile yakından ilişkili olarak basamak formlarının taşkınlık miktarını ortaya koymaktadır <sup>(160)</sup>. Çalışmamızda da bu nedenle marjinal uyumun karşılaştırılmasında, simantasyon öncesi, simantasyon sonrası ve termal siklüs işlemleri sonrasında dikey yöndeki aralık miktarları incelendi.

Marjinal uyumun kontrol edilmesinde direkt yöntem, kesit alma, ölçü alma, sondla ve gözle değerlendirme gibi yöntemler kullanılmaktadır <sup>(86,87,88,89)</sup>. Kesilerek yapılan ölçümler madde kaybına neden olabileceğinden, çalışmamızda ölçümler direkt yöntem ile gerçekleştirildi. Ayrıca direkt yöntem ile marjinal uyumun ölçülmesi işlemi kolay, hızlı ve güvenilir bir yöntem olduğundan çalışmamızda direkt yöntem kullanıldı <sup>(86,87,88,89)</sup>.

Marjinal uyumun değerlendirilmesinde kullanılan yöntemler ile yapılan ölçümlerlerde en çok SEM (Scanning Electron Microscope) ve ışık mikroskopu veya stereomikroskop kullanılmaktadır. Işık mikroskopu ile ölçüm yapabilmek için değerlendirilecek bölgelerin aynı düzlem üzerinde olmaları gerekmektedir. Mikroskop ile yapılan ölçümler de sıklıkla marjinal aralık ölçümlerinde kullanılır ve güçlü imaj büyütmesi sayesinde oldukça hassas ölçümler gerçekleştirilir <sup>(77,86,90,91)</sup>. Çalışmamızda marjinal aralık ölçümleri Stereomikroskop cihazında gerçekleştirildi. Ayrıca stereomikroskoba bağlı

dijital kamera ile tüm bulgular bilgisayar ortamına taşınıp görüntü analiz programı yardımıyla ölçümler gerçekleştirilmiştir.

Marjinal aralığın incelenmesi amacıyla yapılan çalışmalarda ölçüm noktalarının sayısı konusunda ortaya konabilmiş bir standart yoktur. Paslanmaz çelik day modeller üzerinde ölçümlendirmeler yapılırken araştırmacılar farklı sayıda referans noktaları belirlemişlerdir. Bazı araştırmacılar modeller üzerinde labial, lingual, distal ve mesial bölgelerin orta noktalarından gerçekleştirmişlerdir <sup>(125,128,161,162)</sup>. Bir takım araştırmacılar ise modeller üzerinde belirli aralıklarla belirlenen referans noktalarında ölçümler gerçekleştirmişlerdir <sup>(20,133,148)</sup>. Bazı araştırmacılar ise rastgele seçilen noktalardan ölçümler yapmışlardır <sup>(15,140,144,157)</sup>.

Yang ve arkadaşları Galvano kronların marjinal uyumlarını değerlendirdikleri çalışmalarında model üzerinde rastgele seçilen 50 nokta üzerinde ölçümlerini gerçekleştirmişlerdir <sup>(15)</sup>. Bindl ve arkadaşları CAD/CAM ve geleneksel yöntemlerle elde edilen tam seramik kronların altyapılarının marjinal ve internal uyumlarının değerlendirildiği çalışmalarında internal uyumun değerlendirilmesi amacıyla 11 referans noktası belirlemişler ve marjinal aralık ölçümünde ise 8 referans noktası kullanmışlardır <sup>(131)</sup>. Buso ve arkadaşları farklı tip basamak preparasyonuna sahip galvano kopinglerin marjinal uyumlarını değerlendirdikleri çalışmalarında ölçümler için 8 referans noktası belirlemişlerdir <sup>(149)</sup>. Shiratsuchi ve arkadaşları, farklı basamak dizaynına sahip elektroforming metal kronlar ile elektroforming metal seramik kronların marjinal aralık değerlerini karşılaştırdıkları çalışmada ölçümleri 60 noktadan gerçekleştirmişlerdir <sup>(125)</sup>.

Polansky ve arkadaşları yaptıkları farklı seramik kron sistemlerinin marjinal aralığını ölçen çalışmalarında marjinal aralık değerlerini 50 referans noktasından gerçekleştirmişlerdir <sup>(20)</sup>. Gonzalo ve arkadaşları zirkonyum ve metal seramik posterior köprülerin simantasyon öncesi ve simantasyon sonrası marjinal aralık ölçümleri ile ilgili yaptıkları in vitro çalışmada labial ve lingual yüzde toplam 30 noktadan ölçümleri gerçekleştirmişlerdir <sup>(128)</sup>. Wu ve arkadaşları ise, titanyum ve döküm metal kopinglerin marjinal adaptasyonlarını karşılaştırdıkları çalışmalarında marjinal aralık ölçümleri için iki nokta arası ortalama 400 µm mesafe olacak şekilde 50 noktadan ölçümleri gerçekleştirmişlerdir <sup>(157)</sup>. Yeo ve arkadaşları tam seramik sistemlerin marjinal uyumlarını değerlendirdikleri çalışmalarında rastgele seçilen ve iki nokta arası ortalama 400 µm aralıklarla toplam 50 noktadan ölçüm yapmışlardır <sup>(148)</sup>.

Örtorp ve arkadaşları farklı yöntemler ile elde edilen Co-Cr altyapıların uyumlarının karşılaştırıldığı çalışmalarında ölçümler için 11 referans noktası kullanmışlardır <sup>(133)</sup>. Beschnidt ve arkadaşları ise, farklı tam seramik sistemlerin ağız simülatörü ile uygulanan

kuvvetler sonucu marjinal aralıkları ile ilgili oluşabilecek değişiklikleri inceleyen çalışmalarında her modelden 2500-3000 arası ölçüm gerçekleştirmişlerdir <sup>(139)</sup>.

Hilgert ve arkadaşları farklı basamak preparasyonuna sahip seramik kronların adaptasyonlarını değerlendirdikleri çalışmalarında 4 diametrik referans noktası seçmişlerdir ve her noktadan 3 ölçüm olacak şekilde 12 ölçüm gerçekleştirmişlerdir <sup>(156)</sup>. Quante ve arkadaşları lazer melting teknolojisi ile elde ettikleri metal seramik kronların marjinal ve internal uyumlarını değerlendirdikleri çalışmalarında ölçümler için 10 referans noktası kullanmışlardır <sup>(163)</sup>.

Biz de çalışmamızda standardizasyonu sağlamak için modellerin basamak bölgesinde CNC cihazı ile eşit aralıklarla 10 referans noktası işaretledik. Çalışmamızda simantasyon öncesi, sonrası ve termal siklus işlemleri sonrasında modeller üzerinde işaretlenmiş referans noktaları baz alınarak her işlemde 10'ar ölçüm olacak şekilde toplam 30'ar ölçüm gerçekleştirildi ve olası hataları engellemek için ölçümler aynı kişi tarafından gerçekleştirildi.

Marjinal uyum ölçüm çalışmalarında kronların simantasyonunun yapılıp yapılmaması ile ilgili farklı çalışmalar mevcut olup birçok araştırmacı kron simantasyonu öncesi ve sonrası ölçümler gerçekleştirmişlerdir <sup>(128,140,141,142)</sup>. Simantasyon öncesi yapılan ölçümlerde kronların hareketinin engellenmesi ve ölçümlerin doğru yapılabilmesi amacıyla geçici bir siman maddesi ile kısmi olarak sabitlenmişlerdir. Geçici simantasyon yapılırken simanın çok az miktarda olması ve kromda yükseklik yapmayacak şekilde kullanılması tavsiye edilmiştir. Bunun yanında simantasyon işlemi gerçekleştirilmeden doğrudan ölçüm yapan araştırmacılarda mevcuttur <sup>(15,136,148,157,164)</sup>.

Çalışmamızda da stereomikroskopta marjinal aralık ölçümü yapılırken kopinglerin olası hareketlerin önlenmesi için paslanmaz çelik day modeller tek patlı geçici bir siman ile yapıştırıldı. Geçici yapıştırma işleminde simanın az miktarda olmasına ve basamak bölgesine taşmamasına dikkat edildi.

Yapılan araştırmalarda, kullanılan simanların genelde çinkofosfat, polikarboksilat, cam iyonomer ve rezin siman şeklindedir <sup>(165,166,167)</sup>. Araştırmalarda çinkofosfat siman film kalınlığının ortalama 25µm olduğu için bunu kapsayan açıklıklar kabul edilebilir bulunmuştur <sup>(168)</sup>. Kern yaptığı çalışmada çinkofosfat siman ve cam iyonomer siman ile yapılan simantasyon sonrası ölçümlerde siman film kalınlığının marjinal aralıkta 15-55 µm arasında bir artışa sebebiyet verdiğini bildirmiştir <sup>(169)</sup>.

Gonzalo ve arkadaşları Zirkonyum ve metal seramik posterior köprülerin simantasyon öncesi ve simantasyon sonrası marjinal aralık ölçümleri ile ilgili yaptıkları in vitro çalışmada

siman çeşidi olarak cam iyonmer simanı kullanmışlardır ve siman film kalınlığını 3-10 mikrometre arası bulmuşlardır<sup>(128)</sup>.

Beschmidt yapmış olduğu çalışmada simantasyon öncesi ve sonrası restorasyonların marjinal uyumu değerlendirmelerinde bazı restorasyonlardaki marjinal aralık artış miktarının 33 µm'ye kadar ulaştığını bulmuştur<sup>(139)</sup>.

Marjinal aralığın simantasyon öncesi ve sonrası değişimi ile ilgili yapılan çalışmalarda simantasyon sonrası marjinal aralığın arttığı bildirilmiştir<sup>(91,128,139,151,169,170)</sup>.

Simantasyon işleminin yapılması farklı araştırmacılar tarafından çeşitli yöntemler ve simanlar kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Bazı araştırmacılar simantasyon işlemini parmak basıncı ile gerçekleştirirken bir çok araştırmacıda belirli bir newton basınç altında belirli süreler boyunca kuvvet uygulayarak gerçekleştirmişlerdir<sup>(20,128,133,141,152,161,171,172,173)</sup>.

Simantasyon sırasında uygulanan kuvvetlerde değişiklikler protetik restorasyonların siman film kalınlığını etkilemektedir. Siman film kalınlığında oluşabilecek değişiklikler ise restorasyonun tutuculuğunda, direncinde ve marjinal aralığında değişimlere yol açar<sup>(139,174,175)</sup>.

Yu ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada simantasyon esnasında uygulanan basınç değişikliklerinden dolayı siman film tabakasının değiştiği bildirilmiştir<sup>(175)</sup>. Piemjai ve arkadaşları yaptıkları çalışmada, uygulanan simantasyon kuvvetinin kronların marjinal uyumlarını arttırdığını ancak kronların retansiyonlarında önemli bir değişiklik yapmadığını ve uygulanan 300 N basıncın en iyi marjinal uyuma sahip olduklarını bildirmişlerdir<sup>(176)</sup>. Black ve arkadaşları tarafından yapılan hekimlerin simantasyon esnasında parmak basıncını kullanarak uyguladıkları kuvveti inceleyen araştırmalarında başlangıç kuvveti olarak 60 N seviyelerinde iken devam eden sürelerde ise 20-30 N' a kadar düştüğü bildirilmiştir<sup>(177)</sup>.

Wilson'un yaptığı çalışmada 2.5 N, 12.5N ve 25 N kuvvet ile simantasyon işlemi yapılan kronların marjinal aralık ölçümleri yapılmış ve kuvvet arttıkça marjinal aralanmada düşüş gözlenmiştir. Ayrıca uygulanan kuvvet miktarı arttıkça kronlarda deformasyonlar olabileceğini bildirmiştir<sup>(178)</sup>. Yazıcıoğlu'nun yaptığı uygulanan kuvvetin siman film kalınlığına etkilerini inceleyen çalışmasında, vertikal kuvvet arttıkça film kalınlığı azalmış ve simanlar film kalınlıkları yönünden değerlendirdiğinde ise cam iyonmer siman en ince siman film tabakasına sahip iken sonrasında ise sırasıyla polikarboksilat siman, çinko fosfat siman, en kalın siman film tabakasına ise dual simanın sahip olduğunu bildirmiştir<sup>(179)</sup>.

Biz de çalışmamızı bu araştırmaların ışığı altında, simantasyon işlemi 100 Newton basınç altında ve sertleşme süresi 5 dakika olacak şekilde Cam İyonmer Siman kullanarak gerçekleştirdik.

Ağız ortamındaki oluşabilecek ısı ve pH değişiklikleri dental restoratif materyalleri etkilemektedir. Çiğneme ve solunum fonksiyonu esnasında ağız içerisinde sürekli ısı değişimi gözlenir. Solunum fonksiyonu esnasında ortamda bulunan havanın sıcaklığı, nemi ve hızı ağız içi ısısında ani değişikliklere neden olabilir. Isı değişiklikleri sonucu dental restoratif materyallerde büzülme ve genleşmeler sonucu restorasyonlardaki marjinal aralanmalar artmakta ve mikrosızıntılara sebebiyet vermektedir <sup>(180-181)</sup>.

Dental materyalleri yormak ve yaşlandırmak amacıyla termal siklus uygulaması yapılmaktadır. Termal siklus işleminde meydana gelen ani sıcaklık değişimi sebebiyle materyalin yüzeyinde büzülme gerçekleşmeye çalışır ancak materyalin hacminden dolayı bu engellenir ve yüzeyde, materyale zarar verici gerilim stresleri oluşur. Literatürlerde uygulanan termal siklus sayısı ile ilgili bir standart geliştirilememiştir. Yapılan termal siklus sayısı 1 ile 1.000.000 arasında değişmektedir. Ortalama 500 ile 10.000 siklus arası yapılan uygulamalar anlamlı olarak kabul edilmektedir. Günlük ortalama 20-50 siklus arası sıcaklık değişimi olduğu düşünüldüğünde 10.000 siklus uygulanmasının 1 yıla denk geleceği bildirilmiştir <sup>(93)</sup>. Termal siklus işleminde uygulanan banyo sıcaklıkları, daldırma süreleri ve transfer zamanı ile ilgili farklılıklar görülmektedir. Çalışmamızda termal siklus uygulamasını su sıcaklıkları 5 ve 55 C<sup>0</sup>, siklus sayısını 5.000 devir ve banyolarda bekletme süresini ise 30 saniye olacak şekilde gerçekleştirdik <sup>(94,95,96)</sup>.

Ağız içi çiğneme kuvvetini inceleyen araştırmacılar bu kuvvetleri 20 ile 1031 N arasında bulmuşlardır. Bu oran, kesici dişlerde 155 ile 222 N, molar dişlerde ise 830 N'a kadar çıkabilmektedir <sup>(182-183)</sup> ve ortalama 700 N olarak bildirilmiştir <sup>(99,100,101)</sup>. Çiğneme kuvvetlerinin çoğu baskı şeklindedir <sup>(168)</sup>. Çalışmamızda baskı kuvveti olarak ortalama ağız içi çiğneme kuvveti sayılan 700 N değerinde kuvvet uyguladık.

## 6. SONUÇ ve ÖNERİLER

---

Çalışmamızda farklı marjinal sonlanma şekillerine sahip Galvano kopinglerin, Lazer Sinterleme ile elde edilen Co-Cr kopinglerin ve Lazer sinter Co-Cr üzeri Altın kaplama işlemi yapılan kopinglerin simantasyon öncesi, simantasyon sonrası ve termal siklus ve baskı kuvveti sonrası marjinal aralık ölçümleri karşılaştırılıp yüzey özellikleri incelenmiştir. Elde edilen sonuçlar şu şekildedir:

1. Marjinal aralık miktarları en düşük galvano kopinglerde bulunmuştur. Galvano kopinglerde ise en düşük marjinal aralık simantasyon öncesi, simantasyon sonrası ve termal siklus ve baskı kuvveti sonrası Chamfer basamak preparasyonuna sahip kopinglerde bulundu.

2. Tüm gruplar içerisinde simantasyon öncesi, simantasyon sonrası ve termal siklus ve baskı kuvveti sonrası yapılan marjinal aralık ölçüm değerlerinde Bıçak sırtı basamak preparasyonuna sahip kopinglerin aralık miktarları en yüksek yüksek bulundu.

3. Lazer Sinterleme ile elde edilen Co-Cr kopinglerin ve Lazer sinter Co-Cr üzeri Altın kaplama işlemi yapılan kopinglerin marjinal aralık ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı.

4. Grupların simantasyon öncesi, simantasyon sonrası ve termal siklus ve baskı kuvveti sonrası marjinal aralık değerleri klinik olarak kabul edilebilir düzeydedir.

5. Lazer Sinterleme ile elde edilen Co-Cr kopinglerin yüzey özellikleri SEM ile incelendiğinde daha pürüzlü bir yapı gözlemlendi. Galvano kopinglerin ve Lazer sinter Co-Cr üzeri Altın kaplama işlemi yapılan kopinglerin yüzey özellikleri SEM ile incelendiğinde gayet pürüzsüz yüzeylere sahip olduğu görülmüştür.

6. Galvano kopinglere uyguladığımız 700 N baskı kuvveti altında yüzeylerinde çatlakların oluştuğu görüldü. Lazer Sinterleme ile elde edilen Co-Cr kopingler ile Lazer sinter Co-Cr üzeri Altın kaplama işlemi yapılan kopinglerin baskı kuvveti sonucu yüzeylerinde herhangi bir deformasyon görülmedi.

Galvano kronların marjinal uyumlarının iyi olması, biyouyumluluğunun yüksek olması ve dişeti bölgesinde doğal bir görünüm oluşturmaları önemli avantajlarındandır. Yüksek çigneme kuvvetlerinde deforme olmaları ise başlıca dezavantajları arasındadır. Bu dezavantaj göz önüne alınarak Lazer sinter Co-Cr üzeri Altın kaplama işlemi ile daha dayanıklı ve biyouyumlu altyapıların elde edilmesi alternatif olarak düşünülebilir. Ancak Lazer sinter Co-Cr üzeri Altın kaplamanın diş hekimliğinde kullanımı ile ilgili ilave destekleyici çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

## 7. KAYNAKLAR

---

1. Shillingburg H.T., Hobo S., Whitsett L.D., Brackett S.E. Fundamentals of fixed prosthodontics. Third Edition, (1997) Quintessence Publishing Co. Inc., London.
2. Jacobs MS, Windeler AS. An investigation of dental luting cement solubility as a function of the marginal gap. J Prosthet Dent 1991;65:436-42.
3. Zaimoglu A, Can G (2011) Sabit protezler, A Ü Dişhek Fak Yayınları, Ankara.
4. Elshahawy, W., Watanabe, I., Koike, M. Elemental ion release from four different fixed prosthodontic materials. Dental Materials 2009;25:976-981.
5. Çömlekoğlu E.M., Dündar M., Güngör A.M., ve ark. Dişhekimliğinde Alerji: Döküm Alaşımları, Polimerler ve Seramikler. EÜ Dişhek Fak Derg 2008; 29:81-92.
6. Wataha C.J., Biocompatibility of dental casting alloys: a review. J Prosthet Dent 2000;83:223-234.
7. Rudolf R., Anzel I., Dragoslav S., 'Dental materials- Challenge and usage of the latest inventions' Metalurgija 2008;14:135-142.
8. Zhang X., Sun F., Clinical follow-up of ceramic bridges with auro-galvanofforming primary coping and Ni-Cr pontic for restoration of dentition defects. Chinese Medical Journal 2009;122(24):3007-3010.
9. Setcos J.C., Mahani A.B., Silvio L.D., Mjör I.A., Wilson N.H. The safety of nickel containing dental alloys. Dental materials 2006;22:1163-1168.
10. Wataha, J.C., Lockwood, P.E., Messer R.L.W., Lewis J.B., Mettenburg D.J. 'Brushing – induced surface roughness of Nickel-Palladium and gold based dental casting alloys'. J Prosthet Dent 2008;99:455-460.
11. Rubo, J.H., Pegoraro, L.F., Marolato, F., Rubo M.H.M. 'The effect of tin-electroplating on the bond of four dental alloys to resin cement: An in vitro study'. J Prosthet Dent 1998;80:27-31.
12. Naumann M., Ernst J., Reich S., Weisthaupt P., Beuer F. 'Galvano-vs. metal-ceramic crowns: up to 5-year results of a randomised split-mouth study'. Clinical oral investigations, 2011, 15(5): 657-660.
13. Eroğlu, Z., Gürbulak, A.G. Galvano seramik ve Metal seramik üç üyeli köprü protezlerinin kırılma dirençlerinin incelenmesi. Sağlık Bilimleri Dergisi 2011;20(2):92-98.
14. Vence B S, Electroforming technology for galvanoceramic restorations, J Prosthet Dent. 1997:444-49.

15. Yang J.H., Han S.H., Sun H.L., 'Marginal fit of the auro galvano crown system made using the electroforming technique' J Korean Acad Prosthodont : 2004;42(6):679-683.
16. Weisthaupt, P., Bernimoulin J.P., Lange K.P., Rothe S., Naumann M., Hagewald S. 'Clinical and imflammatory effect of galvano-ceramic and metal-ceramic crowns on periodontal tissues' Journal of Oral Rehabilitation 2007;34:941-947.
17. Holmes J.R., Pilcher E.S., Rivers J.A., Stewart R.M. 'Marginal fit of electroformed ceramometal crowns'. J Prosthodont 1996;5(2):111-4.
18. Buso L., Hilgert E., Neisser M.P., Bottino M.A. "Marginal fit of electroformed copings before and after the coction of the porcelain." Braz J Oral Sci. 2004;3(8):409-413.
19. Sönmez, A. 'Galvano Kronlarda Marjinal Adaptasyonun ve Porselen Bağlantısının İn-vitro İncelenmesi ve Ni-Cr Alaşımlarla Karşılaştırılması' , Doktora Tezi, Başkent Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 2008.
20. Polansky R., Heschl A., Arnetzl G., Haas M., Wegscheider W. 'Comparision of the marginal fit of different all-ceramic and metal-ceramic crown system: an in vitro study' J. Stomat. Occ. Med. 2010;3:106-110.
21. Baydaş S. Kron-Köprü Protezleri, Atatürk Üniversitesi, Erzurum, 2005.
22. Goodacre, C.J., Bernal, G., Rungcharassaeng, K., Kan J.Y. Clinical complications in fixed prosthodontics. J Prosthet Dent 2003;90:31-41.
23. Beydemir B., Dalkız M. Dişhekimliğinde Laboratuvar Uygulamaları, Ankara: GATA Basımevi 2003.
24. Farah JW, Craig RG: Finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. J Dent Res 1974;53:859-866.
25. Gelbier S. '125 years of developments in dentistry, 1880–2005 Part 3: Dental equipment and materials'. British Dental Journal, 2005;199(8):536-539.
26. Roberts H.W., Berzins D.W., Moore B.K., Charlton D.G. 'Metal-Ceramic Alloys in Dentistry: A Review'. Journal of Prosthodontics, 2009;18(2):188-194.
27. Bayraktar G. 'Diş hekimliğinde kullanılan döküm makinaları' Atatürk Üni. Diş Hek Fak 1997;7(2):102-104.
28. Schulein T.M., 'Significant events in the history of operative dentistry'. J Hist Dent, 2005; 53(2):63-72.
29. Miyazaki T., Hotta Y., Kunii J., Kuriyama S., Tamaki Y. 'A review of dental CAD-CAM: Current status and future perspectives from 20 years of experience'. Dental materials 2009;28(1):44-56.



- 30.Liu PR. 'A panorama of dental CAD/CAM restorative systems'. *Compendium Contin Educ Dent* 2005;26(7):507-512.
- 31.Hickel R., Dasch W., Mehl A., Kremers L. 'CAD/CAM –Fillings of the future?' *Int. Dental Journal* 1997;47(5):247-258.
- 32.Knosp H., Holliday R.J., Corti C.W., Gold in dentistry: Alloys, uses and performance. *Gold bulletin* 2003;36(3):93-102.
- 33.Kohl P.A., 'Electrodeposition of gold' , *Modern electroplating*, fifth edition. 2010:115-30.
- 34.Donaldson J. A. 'The use of gold in dentistry'. *Gold bulletin*, 1980;13(3):117-124.
- 35.Hart T., Watson A., 'Electroforming', *Metal Finishing* 2000;98(1):388-399.
- 36.Rogers O.W., Armstrong B.W., 'Electroforming a gold matrix for indirect inlays'.*J Prosthet Dent* 1961;11:959-66.
- 37.Wirz, J., Hoffmann, A. (Eds.). (2000). *Electroforming in restorative dentistry: New dimensions in biologically based prostheses*. Quintessence Publishing Company.
- 38.Stewart RM. 'Electroforming as an alternative to full ceramic restorations and cast substructures'. *Trends Tech Contemp Dent Lab* 1994;11:42-7.
- 39.Vrijhoef M.M., Spanauf H.J., Renggli H.H., Wismann H., Somers G.A. 'Electroforming as an alternative to casting: a preliminary report'. *Rest Dent* 1985;I :143-6.
- 40.Rogers OW. 'The electroformed gold matrix inlay technique'. *Aust Dent j* 1970;15:316-23.
- 41.Rogers OW. 'The dental application of electroformed pure gold. III. An investigation into an alternative ceramic bonding system for base metal alloys'. *Aust Dent J* 1980;25:205-8.
- 42.Vrijhoef M.M., Spanauf H.J., Renggli H.H., Wismann H., Somers G.A. 'Electroforming as an alternative to casting: a preliminary report'. *Rest Dent* 1985;I :143-6.
- 43.Setz J., Diehl J., Weber H. 'The marginal fit of cemented galvanoceramic crowns', *Int J Prosthodont* 1989;2:61-4.
- 44.Kurtulmuş S., Aydın K. Tekrarlanan Döküm İşleminin Dental Alaşımların Mekanik Özelliklerine Etkisi, *Cumhuriyet Dent Journal* 2008;11(2):126-133.
- 45.O'Brien W.,J. 'Dental Materials Third Edition' 2002, Quintessence Publishing Co, Inc.
- 46.Wataha JC, Messer RL. 'Casting alloys'. *Dent Clin North Am* 2004;48:499-512.
- 47.Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L. *DişHekimliğinde Maddeler Bilgisi*, Ankara: AÜ Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, 1993.
- 48.Wang L., D'Alpino P.H.P., Lopes L.G., Pereira J.C. 'Mechanical Properties of Dental Restorative Materials: Relative Contribution of Laboratory Tests'. *J Appl Oral Sci* 2003; 11(3):162-7.

49. İnan M.: Cisimlerin Mukavemeti, 7. Baskı, İstanbul (1996) İTÜ Vakfı Yayınları.
50. Omurtag M.H.: Mukavemet, Cilt 2, (2005), Birsen Yayınevi.
51. Weisberg A.M., 'Gold Plating' Metal finishing 2000;98(1):248-262.
52. Karaalioglu O.F., Duymuş Z.Y., Diş hekimliğinde uygulanan CAD/CAM sistemleri. Atatürk Üni. Diş Hek Fak Derg. 2008;18(1):25-32.
53. Reich S., Wichmann M., Nkenke E., Proeschel P. 'Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems'. Eur J Oral Sci 2005; 113: 174-179.
54. Mantri S.S., Bhasin A.S. 'CAD/CAM in dental restorations: An overview', Annals and Essences of Dent. Journal 2010;2(3):123-128.
55. Yöndem İ., Aykent F. Bilgisayar desteği ile hazırlanan dental seramikler(CAD/CAM). Hacettepe Diş Hek Fak Derg. 2008;32(3):79-86.
56. May K.B., Russel M.M., Razzoog M.E., Lang B.R. 'Precision of fit: the Procera All Ceram crowns'. J.Prosthet Dent. 1998;80:394-404.
57. [http://www.pannon-laser.hu/\\_en/dentacad\\_rendszer\\_en.html](http://www.pannon-laser.hu/_en/dentacad_rendszer_en.html)
58. Yüksel E, Zaimoğlu A. Hızlı prototip üretim teknolojileri ve Diş hekimliğinde kullanımı: Olgu sunumu. Cumhuriyet Dent Journal 2011;14(3):225-229.
59. Santos E.C., Shiomi M., Osakada K., Laoui T. 'Rapid manufacturing of metal components by laser forming'. International Journal of Machine Tools & Manufacture 2006;46:1459-1468.
60. Liu Q., Leu M.C., Schmitt S.M. 'Rapid prototyping in dentistry: technology and application'. Int J Adv Manuf Technol 2006;29:317-335.
61. Gebhardt A., Schmidt F.M., Hötter J.S., Sokalla W., Sokalla P. 'Additive manufacturing by selective laser melting the realizer dekstop machine and its application for the dental industry'. Physics Procedia 2010;5:543-549.
62. Chan D.C.N., Frazier K.B., Tse L.A., Rosen D.W. 'Application of rapid prototyping to operative dentistry curriculum'. Journal of Dental Education 2004;68(1):64-68.
63. Xiang N., Xin X.Z., Chen J., Wei B. 'Metal-ceramic bond strength of Co-Cr alloy fabricated by selective laser melting'. Journal of Dentistry 2012;1-5.
64. Dykema RW, Goodacre CJ, Phillips RW; Johnston's Modern Practice in Crown and Bridge Prosthodontics, ed 4. Philadelphia, WB Saunders Co, 1986, p 24.
65. Shillingburg HT, Hobo S, Fisher DW. 'Preparations for Cast Gold Restorations'. Chicago, Quintessence Publ Co. 1974, p16.

66. Tylman SD, Malone WFP. *Tylman's Theory and Practice of Fixed Prosthodontics*. ed 7. St Louis, CVMosbyCo, 1978. p 103.
67. Rosenstiel E: The retention of inlays and crowns as a function of geometrical form. *Sr Dent J* 1957;103:388-394.
68. El-Ebrashi MK, Craig RG, Peyton FA: Experimental stress analysis of dental restorations. Part III. The concept of the geometry of proximal margins. *J Prosthet Dent* 1969;22:333-345.
69. Reeves WG: Restorative margin placement and periodontal health. *J Prosthet Dent* 1991; 66:733-736.
70. Edelhoff D., Özcan M. 'To what extent does the longevity of fixed dental prostheses depend on the function of the cement? Working Group 4 materials: cementation'. *Clinical oral implants research*, 2007;18(3):193-204.
71. Uçar, Y., Akova T., Akyıl M.S., Brantley W.A. "Internal fit evaluation of crowns prepared using a new dental crown fabrication technique: laser-sintered Co-Cr crowns." *J Prosthet Dent*. 2009; 102(4):253-259.
72. Çölgeçen, Ö., Kesim B., Abay S., Topal E.S. 'Dental nikel krom alaşımına uygulanan altın kaplamanın yüzey pürüzlülüğü ve bakteri adezyonuna etkilerinin incelenmesi' *Sağlık bilimleri dergisi* 2011;217-226.
73. Baig M.R., Tan K.B.C., Nickholls J.I. 'Evaluation of the marginal fit of a zirconia ceramic computer-aided machined (CAM) crown system'. *J. Prosthet Dent*. 2010;217-227.
74. White SN, Sorensen JA, Kang SK, Caputo AA. Microleakage of a new crown and fixed partial denture luting agent. *J Prosthet Dent* 1992;67:156-61.
75. Albert, F.E., 'Marginal Adaptation and Microleakage of Procem Allceram Copings- an in vitro study'. *National Library Canada* 2001;20-22.
76. McLean JW, von Fraunhofer JA. 'The estimation of cement film thickness by an in vivo technique'. *Br Dent J* 1971;131:107-11.
77. Ushiwata O., Moraes J.V. 'Method for marginal measurements of restorations: Accessory device for toolmakers microscope'. *J Prosthet Dent*, 2000;83,:362-366.
78. Wu J.C., Lai L.C., Sheets C.G., Earthman J. Newcomb R. 'A comparison of the marginal adaptation of cathode-arc vapor-deposited titanium and cast base metal copings'. *J Prosthet Dent* 2011;105:403-409.
79. Laurent M., Scheer P., Dejou J., Laborde G. 'Clinical evaluation of the marginal fit of cast crowns-validation of the silicone replica method'. *Journal oral Rehabilitation* 2008;35:116-122.

80. White SN, Yu Z, Tom J, Sangsurasak S. 'In vivo marginal adaptation of cast crowns luted with different cements'. *J Prosthet Dent*. 1995;74:25–32.
81. Karlsson S. 'The fit of Procera titanium crowns. An in vitro and clinical study'. *Acta Odontol Scand* 1993;51:129-34.
82. Sailer I, Pjetursson BE, Zwahlen M, Hammerle CH. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: Fixed dental prostheses. *Clin Oral Implants Res* 2007;18:86-96.
83. Hunter AJ, Hunter AR. 'Gingival margins for crowns: a review and discussion. Part 2. Discrepancies and configurations'. *J Prosthet Dent* 1990;64:636–42.
84. Tsitrou E.A., Northeast S.E., Noort R.V. 'Evaluation of the marginal fit of three margin designs of resin composite crowns using CAD/CAM'. *Journal of Dentistry* 2007;35:68-73.
85. Limkangwalmongkol P., Kee E., Chiche G.J., Blatz M.B. 'Comparison of Marginal Fit between All-Porcelain Margin versus Alumina-Supported Margin on Procera Alumina Crowns'. *Journal of Prosthodontics* 2009;18:162–166.
86. Holmes, R.J., Bayne, S.C., Holland, G.A., Sulik W.D. 'Considerations in measurements of marginal fit'. *J Prosthet Dent*. 1989;62;405-8.
87. Karataşlı, Ö. 'Bilgisayar Ortamında ve Manuel Olarak Dizayn Edilmiş Zirkonya Esaslı Alt Yapılar ile Metal Döküm Alt Yapıların Marjinal Uyumlarının karşılaştırılması' Doktora Tezi, Yeditepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 2009.
88. Ushivata O., Moraes JV. 'Method for marginal measurement of restorations : accessory device for toolmakers microscope'. *J Prosthet Dent*. 2000;83(3):362-366.
89. Sorensen JA. 'A standardized method for determination of crown margin fidelity'. *J Prosthet Dent* 1990;64:18-24.
90. Alkumru, H., Hullah, W.R., Marquis, P.M., Wilson, H.J. 'Factors affecting the fit of porcelain jacket crowns'. *British Dental Journal*, 1988;164:39-42.
91. Pera, P., Gilodi, S., Bassi, F., Carossa, S. 'In vitro marginal adaptation of alumina porcelain ceramic crowns'. *J Prosthet Dent*. 1994;72:585-90.
92. Türkün L.Ş., Ergücü Z. 'Estetik restoratif materyallerin mikrosızıntı çalışmalarında kullanılan geç ve yöntemlerin karşılaştırılması' *GÜ Diş Hek Fak Derg* 2004;21(2);143-151.
93. Gale MS, Darvell BW, Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations *J Dent*, 1999;27:89- 99 .
94. Rossomando KJ, Wendt SL. Thermocycling and dwell times in microleakage evaluation for bonded restorations. *Dent Mater*, 1995;11:47–51.

- 95.Litkowski LJ, Swierczewski M. Root surface marginal microleakage of composites: comparison of cavosurface finishes. *Oper Dent*, 1991;16:13–16.
- 96.Von Steyern P., Ebbesson S., Holmgren J., Haag P., Nilner K. "Fracture strength of two oxide ceramic crown systems after cyclic pre-loading and thermocycling." *Journal of Oral Rehabilitation* 2006;33(9):682-689.
- 97.Vásquez V., Özcan M., Nishioka R., Souza R., Mesquita A., Pavanelli C. 'Mechanical and thermal cycling effects on the flexural strength of glass ceramics fused to titanium'. *Dent Mater J*. 2008;27(1):7-15.
- 98.Lee S.Y., Wang C.C., Chen D.C., Lai Y.L. 'Retentive and compressive strengths of modified zinc oxide–eugenol cements'. *Journal of dentistry*, 2000;28(1):69-75.
- 99.Gibbs C.H., Anusavice K.J., Young H.M., Jones J.S., Esquivel-Upshaw J.F. 'Maximum clenching force of patients with moderate loss of posterior tooth support: a pilot study'. *J Prosthet Dent*. 2002;88(5):498-502.
- 100.Okiyama S., Ikebe K., Nokubi, T. 'Association between masticatory performance and maximal occlusal force in young men'. *Journal of oral rehabilitation*, 2003;30(3): 278-282.
- 101.Braun S., Bantleon H.P., Hnat W., Freudenthaler J.W., Marcotte M.R., Johnson B.E. 'A study of bite force, part 1. relationship to various physical characteristics'. *Angle Orthodontist* 1995;65:367-72.
- 102.Kelly J.R. 'Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations'. *J Prosthet Dent*. 1999;81(6): 652-661.
103. Youssef S. Al Jabbari and Spiros Zinelis (2012). Applications of Current Technologies for Nondestructive Testing of Dental Biomaterials, *Nondestructive Testing Methods and New Applications*, Dr. Mohammad Omar (Ed.), 53-72.
- 104.Dalkız M., Beydemir B., Gökçe H.S., 'Değişik materyallerden yapılan sabit kronların dişeti sağlığına etkileri' *Gülhane Tıp Dergisi* 2002;44(4):378-385.
- 105.Moneret V.D.A., Burne D., Sainte-Laudy J.,Beaudouin E.,Croizier A. 'Allergy to nickel in dental alloys'. *Allerg Immunol* 2004;36(8):311-2.
- 106.Paulino S.M., Leal M.B., Pagnano V.O., Bezzon O.L. 'The castability of pure titanium compared with Ni-Cr and Ni-Cr-Be alloys'. *J Prosthet Dent*. 2007;98:445-54.
- 107.Schmalz G, Garhammer P. 'Biological interactions of dental alloys with oral tissues'. *Dent Mater* 2002;18:396-406.
- 108.Rahilly G, Price N. 'Current products and practice, nickel allergy and orthodontics'. *J Orthod*. 2003;30(2):171-174.

109. Geis-Gerstorfer J, Passler K. 'Studies on the influence of be content on the corrosion behavior and mechanical properties of Ni-25 Cr-10 Mo alloys'. *Dent Mater* 1993;9:177-81.
110. Counts A.L., Miller M.A., Khakhria M.L., Strange S. 'Nickel Allergy Associated with a Transpalatal Arch Appliance'. *Journal of Orofacial Orthopedics*. 2002;63:509-15.
111. Namikoshi T., Yoshimatsu T., Suga K., Fuji H., Yasuda K. 'The prevalence of sensitivity to constituents of dental alloys'. *J. Oral Rehabil* 1990;17:377-81.
112. Peltonen L. 'Nickel sensitivity in the general population'. *Contact Dermatitis* 1979;5:27-32.
113. Noda M, Wataha JC, Lockwood PE, Wolkman K.R., Kaga M., Sano H. 'Low-dose, long-term exposures of dental material components alter human monocyte metabolism'. *J Biomed Mater Res* 2002;62:237-43.
114. Nielsen NH, Menne T. 'Nickel sensitization and ear piercing in an unselected Danish population'. *Contact Dermatitis* 1993;29:16-21.
115. Erpenstein H., Borchard R., Kerschbaum T., 'Long-term clinical results of galvano-ceramic and glass-ceramic individual crowns'. *J Prosthet Dent*. 2000;83.5:530-534.
116. Mortz, C.G., Lauritsen J.M., Bindsley-Jensen C., Andersen K.E. 'Nickel Sensitization in Adolescents and Association with Ear Piercing, Use of Dental Braces and Hand Eczema'. *Acta Derm Venereol* 2002;82:359-364.
117. Fors R, Persson M, Bergstrom E, Stenlund H., Stymne B., Stenberg B. 'Nickel allergy—prevalence in a population of Swedish youths from patch test and questionnaire data'. *Contact Dermatitis* 2008;58:80-7.
118. Al-Sheikh OA, Gad el-Rab MO. 'Allergic contact dermatitis: clinical features and profile of sensitizing allergens in Riyadh, Saudi Arabia'. *Int J Dermatol*. 1996;35(7):493-497.
119. Koch P., Bahmer F.A., "Oral lesions and symptoms related to metals used in dental restorations: a clinical, allergological, and histologic study." *Journal of the American Academy of Dermatology* (1999): 422.
120. Brockow K., Romano A., Blanca M., Ring J., Pichler W., Demoly P. 'General considerations for skin test procedures in the diagnosis of drug hypersensitivity' *Allergy* 2002;57:45-51.
121. Uter W.J.C., Geier J., Schnuch A., 'Good clinical practice in patch testing: readings beyond day 2 are necessary: a confirmatory analysis'. *American Journal of Contact Dermatitis*, 1996;7(4):231-237.
122. Haberman A, Pratt M, Storrs F. 'Contact dermatitis from beryllium in dental alloys'. *Contact Dermatitis* 1993;28:157-62.

- 123.Makwana R.G. 'Biocompatibility of nickel containing dental alloys: A review of literature' *Journal of Dental Sciences* Volume: 2 Issue:1.
- 124.Kokubo, Y., Tsumita M., Ohkubo C., Sakurai S., Fukushima S. 'Clinical evaluation of porcelain fused to electroformed gold copings: Preliminary results after 30-43 months' *Prosthodont Res Pract* 2007;6:50-56.
- 125.Shiratsuchi H., Komine F., Kakehashi Y., Matsumura H. 'Influence of finish line design on marginal adaptation of electroformed metal-ceramic crowns'. *J Prosthet Dent.* 2006;95(3): 237-242.
- 126.Krieg G. 'First long-term result of galvanoceramic crowns modum AGC: a 9-year study' *Quintessence* 1994;46:783-788.
- 127.Holmes JR, Sulik WD, Bayne SC. Marginal fit of castable ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 1992;67:594-9.
- 128.Gonzalo, E., Suárez, M. J., Serrano, B., & Lozano, J. F. 'A comparison of the marginal vertical discrepancies of zirconium and metal ceramic posterior fixed dental prostheses before and after cementation'. *J Prosthet Dent.* 2009;102(6):378-384.
- 129.Persson A.S., Andersson M., Oden A., Sandborgh-Englund G. 'Computer aided analysis of digitized dental stone replicas by dental CAD/CAM technology'. *Dental Materials*, 2008; 24(8): 1123-1130.
- 130.Shorky, T.E., Attia M., Mosleh I., Elhosary M., Hamza T., Shen C. 'Effect of metal selection and porcelain firing on the marginal accuracy of titanium-based metal ceramic restorations.' *J Prosthet Dent* 2010;103:45-52.
- 131.Bindl A., Mörmann W.H. 'Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations' *Journal of Oral Rehabilitation* 2005;32:441-447.
- 132.Bindl A, Mörmann W.H. 'Clinical and SEM evaluation of allceramic chair-side CAD/CAM-generated partial crowns'. *Eur J Oral Sci* 2003;111:163-169.
- 133.Örtorp A., Jönsson D., Mouhsen, A., Vult von Steyern P. 'The fit of cobalt-chromium three-unit fixed dental prostheses fabricated with four different techniques: A comparative in vitro study'. *Dental Materials*, 2011;27(4): 356-363.
- 134.Denissen HW, Van der Zel JM, Van Waas MAJ. Measurement of the margins of partial-coverage tooth preparations for CAD/CAM. *Int J Prosthodont* 1999;12:395-400.
- 135.Martin N., Jedyakiewicz N.M. 'Clinical Performance of Cerec ceramic inlays: A systematic Review' *Dent Mat* 1999;15(1):54-61.
- 136.Yöndem İ., Öztürk A.N., Aykent F., Yücel M.T. 'Yapım tekniklerinin farklı metal altyapıların marjinal uyumu üzerine etkisi' *SÜ Dişhek Fak Derg*, 2011;20:108-112.

- 137.Oruç, S., Tulunoğlu, İ. Fit of titanium and a base metal alloy metal-ceramic crown. *J Prosthet Dent.* 2000;83(3):314-318.
- 138.Beuer F.,Aggstaller H.,Richter J.,Edelhoff D.,Gernet W. , Influence of preparation angle on marginal and internal fit of CAD/CAM fabricated zirconia crown copings . , *Quintessence Int.* , 2009;40:243-250.
- 139.Beschnidt S.M., Strub J.R. ‘Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth’. *Journal of oral rehabilitation,* 1999;26(7):582-593.
- 140.Cho, L., Choi, J., Yi, Y. J., & Park, C. J. ‘Effect of finish line variants on marginal accuracy and fracture strength of ceramic optimized polymer/fiber-reinforced composite crowns’. *J Prosthet Dent.* 2004; 91(6):554-560.
- 141.Quintas, A. F., Oliveira, F., & Bottino, M. A. ‘ Vertical marginal discrepancy of ceramic copings with different ceramic materials, finish lines, and luting agents: an in vitro evaluation’. *J Prosthet Dent.* 2004; 92(3):250-257.
- 142.Ehrenberg D., Weiner G.I., Weiner S. ‘Long-term effects of storage and thermal cycling on the marginal adaptation of provisional resin crowns: a pilot study’. *J Prosthet Dent.* 2006; 95(3):230-236.
- 143.Reich, S., Petschelt, A., Lohbauer, U. ‘The effect of finish line preparation and layer thickness on the failure load and fractography of ZrO copings’. *J Prosthet Dent.* 2008;99(5): 369-376.
- 144.Groten M., Axmann D., Pröbster L., Weber H. ‘Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in vitro testing’. *J Prosthet Dent.* 2000;83(1):40-49.
- 145.Andersson M, Carlsson L, Persson M, Bergman B. ‘Accuracy of machine milling and spark erosion with a CAD/CAM system’. *J Prosthet Dent* 1996;76:187-93.
- 146.Bindl A, Mörmann WH. ‘Fit of all-ceramic posterior fixed partial denture frameworks in vitro’. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2007;27:567-75.
- 147.Att W., Komine F., Gerds T., Strub J.R. ‘Marginal adaptation of three different zirconium dioxide three-unit fixed dental prostheses’. *J Prosthet Dent.* 2009;101(4):239-247.
- 148.Yeo S.I. , Yang JH., Lee J.B. In vitro marginal fit of three all ceramic crown systems. *J Prosthet Dent.* 2003;90:459-464.
- 149.Busó, L., Neisser M.P., Bottino M.A. ‘Evaluation of the marginal fit of electroformed copings in function of the cervical preparation’ *Cienc Odontol Bras* 2004;7(1):14-20.



150. Ayad, M. F., Johnston, W. M., Rosenstiel, S. F. 'Influence of tooth preparation taper and cement type on recementation strength of complete metal crowns'. *J Prosthet Dent.* 2009;102(6):354-361.
151. Quintas, A. F., Oliveira, F., & Bottino, M. A. 'Vertical marginal discrepancy of ceramic copings with different ceramic materials, finish lines, and luting agents: an in vitro evaluation'. *J Prosthet Dent.* 2004;92(3):250-257.
152. Attia, A., Kern, M. 'Influence of cyclic loading and luting agents on the fracture load of two all-ceramic crown systems'. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2004;92(6):551
153. Chatterjee, Ul. 'Margin designs for esthetic restoration: An overview'. *Journal of Advanced Oral Research*, 2012, 3.1.
154. Biskop K., Briggs P., Kelleher M. 'Margin design for porcelain fused to metal restorations which extend onto the root'. *British dental journal*, 1996;180(5):177-184.
155. Wöstmann B., Blöger B., Gouentenoudis M., Balkenhol M., Ferger P. "Influence of margin design on the fit of high-precious alloy restorations in patients." *Journal of dentistry* 2005;33(7):611-618.
156. Hilgert E., Buso L., Neisser M.P., Bottino M.A. 'Evaluation of marginal adaptation of ceramic crowns depending on the marginal design and the addition of ceramic' *Braz J Oral Sci.* 2004;3(11):619-623.
157. Wu J.C., Lai L.C., Sheets C.G., Earthman J., Newcomb R. 'A comparison of the marginal adaptation of cathode-arc vapor-deposited titanium and cast base metal copings'. *J Prosthet Dent* 2011;105:403-409.
158. Tsuchihira K. 'A clinical evaluation of the agar alginate combined impression: dimensional accuracy of dies by new master crown technique'. *J Med Dent Sci*, 2003;50: 231-238.
159. Çömlekoğlu M., Dündar M., Özcan M., Güngör, M., Gökçe, B., Artunç C. 'Influence of cervical finish line type on the marginal adaptation of zirconia ceramic crowns'. *Operative Dentistry*, 2009;34(5):586-592.
160. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Spiekermann H, Anusavice KJ. 'Marginal fit of alumina based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system'. *Oper Dent.* 2001;26:367-374.
161. Ayad M.F. 'Compositional stability and marginal accuracy of complete cast crowns made with as-received and recast type III gold alloy' *J Prosthet Dent.* 2002;87:162-6.
162. Naveen H., Pillai L.K., Porwal A., Nadiger R.K., Guttal S.S. 'Effect of porcelain-firing cycles and surface finishing on the marginal discrepancy of titanium copings' *Journal of prosthodontics* 2011; 20:101-105.

- 163.Quante K., Ludwig K., Kern M. 'Marginal and internal fit of metal-ceramic crowns fabricated with a new laser melting technology'. *Dental Materials*, 2008; 24(10): 1311-1315.
- 164.Balkaya M.C., Çınar A., Pamuk S. 'Influence of firing cycles on the margin distortion of 3 all-ceramic crown systems'. *J Prosthet Dent* .2005;93:346-455.
- 165.Jacques L.B., Ferrari M., Cardoso P.E., 'Microleakage and resin cement film thickness of luted all-ceramic and gold electroformed porcelain-fused-to-metal crowns'. *The journal of adhesive dentistry*, 2003;5(2):145.
- 166.Chung K., Duh J., 'Properties of glass-ceramic materials for fixed partial denture construction'. *Journal of oral rehabilitation*, 1996;23(9):590-598.
- 167.Gu, X.H., Kern M. 'Marginal discrepancies and leakage of all-ceramic crowns: influence of luting agents and aging conditions'. *The International journal of prosthodontics*, 2003;16(2):109.
- 168.Jacobs M.S., Windeler A.S. 'An investigation of dental luting cement solubility as a function of the marginal gap'. *J Prosthet Dent*. 1991;65(3):436-442.
- 169.Kern M., Schaller H.G., Strub J.R., 'Marginal fit of restorations before and after cementation in vivo'. *The International journal of prosthodontics*, 1993;6(6):585-591.
- 170.Wolfart S., Wegner S.M., Al-Halabi A., Kern M. 'Clinical evaluation of marginal fit of a new experimental all-ceramic system before and after cementation'. *The International Journal of Prosthodontics*, 2003;16(6):587.
- 171.Stappert, C.F., Chitmongkolsuk S., Silva N.R., Att W., Strub J.R. 'Effect of mouth-motion fatigue and thermal cycling on the marginal accuracy of partial coverage restorations made of various dental materials' *Dental Materials* 2008; 24:1248-1257.
- 172.Oyagüe, R.C., Sanchez-Turrion A., Lopez Lozano J.F., Suarez Garcia M.J. "Vertical discrepancy and microleakage of laser-sintered and vacuum-cast implant-supported structures luted with different cement types" *Journal of dentistry* 2012;40:123-130.
- 173.Zortuk M., Demetoğlu G.A., Bolpaça P. 'Farklı kuvvetler ile simante edilen IPS E.Max seramik disklerin makaslama bağlantı dirençlerinin karşılaştırılması' *Dicle Dişhekimliği Dergisi* 2009;10(1);5-9.
- 174.Goracci C, Cury AH, Cantoro A, Papacchini F, Tay FR, Ferrari M. Microtensile bond strength and interfacial properties of self-etching and self-adhesive resin cement. *J Adhes Dent* 2006;8:327-335.
- 175.Yu Z, Strutz JM, Kipnis V, White SN. Effect of dynamic loading methods on cement film thickness in vitro. *J Prosthodont* 1995;4:251-55.

- 176.Piemjai M. 'Effect of seating force, margin design, and cement on marginal seal and retention of complete metal crowns'. The International journal of prosthodontics, 2001;14(5): 412.
- 177.Black S, Amoore JN. Measurement of forces applied during the clinical cementation of dental crown. *Physiol Meas* 1993;14:387-92
- 178.Wilson P.R. 'Low force cementation'. *Journal of Dentistry*, 1996;24(4):269-273.
- 179.Yazıcıoğlu, H. 'Yapıştırma kuvvetinin siman film kalınlığına etkisi' Atatürk Üniv.Diş Hek.Fak.Derg. 1996;6(2):40-43.
- 180.Geis-Gerstorfer J. 'In vitro corrosion measurements of dental alloys'. *Journal of Dentistry*, 1994;22(4):247-251.
- 181.Şengün A., Öztürk B., Ülker M., ve ark. 'Farklı sayıda termal siklus uygulamasının bir kompozit rezinin marjinal sızıntısı üzerine etkisi'GÜ Dişhek Fak Derg 2005;22(3):163-168.
- 182.Tortopidis D., Lyons M.F., Baxendale R.H., Gilmour W.H. 'The variability of bite force measurement between sessions, in different positions within the dental arch'. *Journal of oral rehabilitation*, 1998;25(9):681-686.
- 183.Ferrario V.F., Sforza C., Zanotti G., Tartaglia G.M. 'Maximal bite forces in healthy young adults as predicted by surface electromyography'. *Journal of dentistry*, 2004;32(6): 451-457.

## ÖZGEÇMİŞ

---

07.02.1986 tarihinde Elazığ ili Sivrice ilçesi Görgülü köyünde doğdum. İlkokul öğrenimimi Görgülü ilkokulunda, Ortaokul öğrenimimi Baskil Yatılı Bölge Okulunda, Lise öğrenimimi ise Elazığ Balakgazi lisesinde 2002 yılında tamamladım. Aynı yıl Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'ni kazandım. 2007 yılında mezun oldum. 2008 yılında Sağlık Bakanlığı Elazığ Ağız ve Diş Sağlığı Merkezi'ne atamam gerçekleştirildi. 2009 yılı Eylül ayında Dicle Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü'nün açmış olduğu Doktora sınavını kazanarak Protetik Diş Tedavisi Ana bilim Dalı'nda doktora eğitimime başladım.