



**T.C.**

**SIVAS CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ**

**DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**İMLANT DESTEKLİ SABİT VİDALI PROTEZLERDE,  
TEK PARÇA ÜRETİLEN ALT YAPININ PASİF UYUMU  
ÜZERİNE, TEKRARLAYAN FIRINLAMA İŞLEMLERİNİN  
ETKİLERİNİN ARAŞTIRILMASI**

**Musa Aykut ALTINTAŞ  
UZMANLIK TEZİ**

**SİVAS  
2019**





**T.C.**

**SIVAS CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ**

**DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**İMLANT DESTEKLİ SABİT VİDALI PROTEZLERDE,  
TEK PARÇA ÜRETİLEN ALT YAPININ PASİF UYUMU  
ÜZERİNE, TEKRARLAYAN FIRINLAMA İŞLEMLERİNİN  
ETKİLERİNİN ARAŞTIRILMASI**

**Musa Aykut ALTINTAŞ**

**UZMANLIK TEZİ**

**Prof. Dr. Hakan AKIN**

**DANIŞMAN ÖĞRETİM ÜYESİ**

**SIVAS  
2019**

### ONAY SAYFASI

Bu tez, Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırlanmış ve jürimiz tarafından Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda uzmanlık tezi olarak kabul edilmiştir.

AD-SOYAD

İMZA

Başkan Prof. Dr. Hakan AKIN



Üye Prof. Dr. Özgür İNAN



Üye Prof. Dr. Övül KÜMBÜLOĞLU

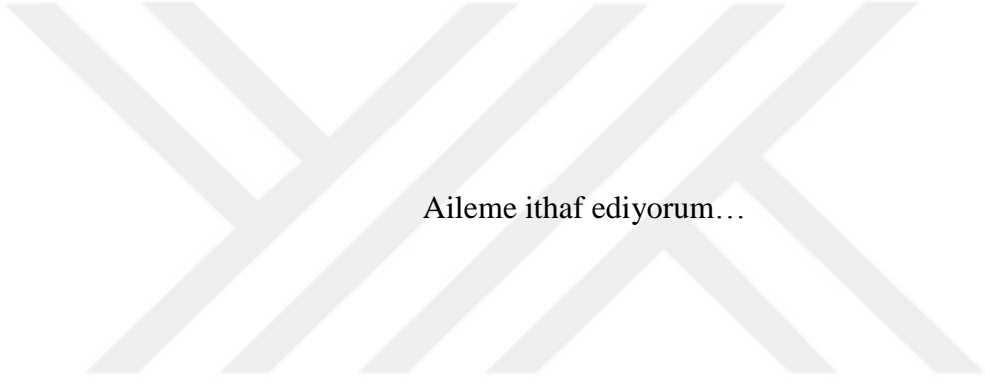


Bu tez çalışması, 29/03/2019 tarihinde Fakülte Yönetim Kurulu Kararı ile belirlenen ve yukarıda imzaları bulunan jüri üyeleri tarafından kabul edilmiştir.

Prof. Dr. İhsan HUBBEZOĞLU

Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı





Aileme ithaf ediyorum...

## TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca her konuda bana destek olan ve hakkını ödeyemeyeceğim, değerli hocam, danışmanım Sayın Prof. Dr. Hakan AKIN' a emeklerinden dolayı teşekkürü bir borç bilirim.

Eğitim süresince desteklerini benden esirgemeyen, değerli bölüm hocam Dr. Öğr. Üyesi M. Emre COŞKUN' a,

Tez çalışmalarına olan katkılarından dolayı sevgili asistan arkadaşlarıma,

Destekleri, yardımları ve hoş sohbetleri için başta Zekeriya DUMAN olmak üzere tüm fakülte ve bölüm personeline,

Verilerin değerlendirilmesinde, bana zaman ayırıp yardımcı olan, saygı değer hocam Dr. Öğr. Üyesi Ziyne ÇINAR' a,

Tez çalışmamda kullanmış olduğum taramalı elektron mikroskobu kullanımındaki ve araştırmalarındaki yardımlarından dolayı Öğr. Gör. Halil İbrahim ÇETİNTAŞ'a, çok teşekkür ederim.

Gösterdikleri fedakârlılıkla bugünlere gelmemi sağlayan ve emeklerini benden esirgemeyen, bana doğru kararlar vermemde hep yardımcı olan sevgili annem Esma ALTINTAŞ ile sevgili babam Hacı ALTINTAŞ' a, hayat boyu sırtımı yasladığım ve her zaman yanımda olan abim Sertan ALTINTAŞ' a ve çok kıymetli ablam Duygu ALTINTAŞ ŞENTÜRK' e sonsuz teşekkürü bir borç bilirim.

Hayatıma girdiği ilk andan itibaren desteğini benden hiçbir zaman esirgemeyen ve her zaman yanımda olduğunu hissettiren çok sevgili biricik eşim Beyza ALTINTAŞ' a teşekkürü bir borç bilirim.

Bu tez, Cumhuriyet Üniversitesi Senatosu'nun 18.02.2015 tarihli ve 4/4 sayılı kararı ile kabul edilen Sağlık Bilimleri Enstitüsü Lisansüstü Tez Yazım Kılavuzuna göre hazırlanmıştır.

Bu tez çalışması DİŞ-196 numaralı proje kapsamında Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Başkanlığı (CUBAP) tarafından desteklenerek yapılmıştır.

## ÖZET

### İMLANT DESTEKLİ SABİT VİDALI PROTEZLERDE, TEK PARÇA ÜRETİLEN ALT YAPININ PASİF UYUMU ÜZERİNE, TEKRARLAYAN FIRINLAMA İŞLEMLERİNİN ETKİLERİNİN ARAŞTIRILMASI

Musa Aykut ALTINTAŞ

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

SİVAS  
2019, 81 Sayfa

Çok sayıda implant tarafından desteklenen tek parça olarak planlanan sabit protezlerde, pasif uyumun elde edilmesi oldukça önemlidir. Altyapı elde edildikten sonra üzerine diş renginde olmasını sağlayan feldspatik porselen pişirilir. Glazür adı verilen parlatma işlemi de hesaba katıldığında protez hastaya teslim edilecek duruma gelene kadar birkaç kez fırınlama işlemine maruz kalır. Çalışmamızda, tek parça olarak planlanan implant destekli sabit protezlerde, lazer sinterleme yöntemi ile elde edilen altyapıların pasif uyumlarına, tekrarlayan fırınlama işlemlerinin etkileri araştırıldı. Özel olarak hazırlanan, rezin esaslı akrilik alt çenede, mental foramenler arasına 4 mm çapında 10 mm uzunluğunda, 5 adet implant yerleştirildi. Modelden ağız içi tarayıcı kullanılarak alınan ölçüler dijital ortama aktarıldı. Bu model üzerinde tasarlanan, 10 adet tek parça vida tutuculu metal altyapı, Co-Cr tozu kullanılarak DMLS yöntemiyle elde edildi. Multi-unit dayanaklarda işaretlenen noktalarla altyapının marjinal bitim sınırı arasındaki mesafe, her aşamada taramalı elektron mikroskobu kullanılarak ölçülüp not edildi. Modeldeki 5 dayanakla protezin bukkal marjinal sınırında 1 ölçüm alındı. Her protezden 5 ölçüm, 10 numunedan toplam 50 ölçüm elde edildi. Marjinal aralık değerleri incelendiğinde; en düşük değerler metal altyapı elde edildikten hemen sonra ( $165,29 \pm 12,95 \mu\text{m}$ ) bulunurken, glazür uygulandıktan sonra ise en yüksek değerler ( $228,35 \pm 17,87 \mu\text{m}$ ) tespit edildi.

**Anahtar Kelimeler:** İmplant, Sabit Protez, Pasif Uyum, Lazer Sinterleme, Dijital Ölçü



## ABSTRACT

### INVESTIGATION OF THE EFFECTS OF REPETITIVE FIRING PROCESS ON THE PASSIVE FIT OF THE ONE PIECE SCREW RETAINED IMPLANT SUPPORTED FIXED PROSTHESIS

Musa Aykut ALTINTAŞ

Department of Prosthetic Dentistry

SİVAS

2019, 81 Pages

Achieving passive fit for one piece fixed prosthesis which is supported by many implants, is quite important. After producing the substructure, feldspathic porcelain which enables natural teeth color appearance is cooked on the substructure. To take into consideration of glazure process, the prosthesis may exposed the firing process for many times till it can be delivered to the patient. In the present study, the effects of repetitive firing process on the passive fit of the one piece screw retained implant supported fixed prosthesis was investigated. 5 implants which are 4 mm in diameter and 10 mm in length were placed between mental foramens into a special production resin-based mandibula. Impression which was taken by an intraoral scanner transferred to digital media. 10 one-piece screw-retained mental infrastructures were produced by Co-Cr powder with using direct metal laser sintering method. Marked points between multi-unit abutments and the infrastructures marginal ends were measured by using scanning electron microcopy in every step. One measurement from the buccal marginal of 5 abutments were taken. 5 measurements from each prosthesis and a total of 50 measurements were taken from the abutments. When evaluating the marginal gap values; the minimum values ( $162,29 \pm 12,95 \mu\text{m}$ ) were found in metal infrastructure, where as the maximum values ( $228 \pm 17,87 \mu\text{m}$ ) were detected after glazure process.

**Keywords:** Implant, Fixed Prosthesis, Passive Fit, Laser Sintering, Digital Impression

## İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	v
ABSTRACT.....	vi
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	ix
ŞEKİLLER.....	xi
TABLolar .....	xiii
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER .....	4
2.1. DENTAL İMPLANTLAR.....	4
2.1.1. Dental İmplantların Tanımı.....	4
2.1.2. Dental İmplantların Sınıflandırılması .....	4
2.2. İMPLANT DESTEKLİ PROTEZLERDE PLANLAMA.....	6
2.2.1. Tam Dişsizlik Vakaları .....	6
2.2.2. İmplant Destekli Hareketli Protezler.....	6
2.2.3. İmplant Destekli Sabit Protezler .....	7
2.2.4. İmplant Destekli Alt Çene Tam Ark Sabit Protez Restorasyonları İçin Tedavi Seçenekleri .....	7
2.2.5. İmplant Destekli Alt Çene Tam Ark Sabit Klasik Restorasyonlar .....	8
2.2.6. ‘All-On-Four’ Tedavi Sistemi.....	9
2.2.7. Hibrit Protezler.....	12
2.3. DENTAL İMPLANTLARDA BAŞARI KRİTERLERİ .....	13
2.4. METAL SERAMİK RESTORASYONLARDA KULLANILAN METAL ALAŞIMLAR ve ÖZELLİKLERİ.....	13
2.4.1. Metal Seramik Restorasyonlar İçin Kullanılan Alaşımlar .....	15
2.4.2. Kobalt-Krom Alaşımları .....	15
2.4.3. Metal Alaşımların Şekillendirilme Teknikleri .....	15
2.5. İMPLANT DESTEKLİ PROTEZLERDE PASİF UYUM.....	24
2.5.1. Marjinal ve İnternal Uyum.....	24
2.5.2. Marjinal Aralığı Ölçüm Yöntemleri.....	25
2.5.3. İn Vivo Kenar Uyumu İnceleme Yöntemleri.....	25
2.5.4. İn Vitro Kenar Uyumu İnceleme Yöntemleri .....	26
2.5.5. İmplant Destekli Sabit Protezlerde Altyapı Uyumunu Değerlendirme Metotları .....	29

2.5.6. Pasif Uyum Elde Etme Metotları .....	32
3. GEREÇ ve YÖNTEM.....	35
3.1. REZİN ESASLI AKRİLİK ÇENENİN ELDE EDİLMESİ.....	35
3.2. CERRAHİ STENT HAZIRLANMASI .....	35
3.3. İMPLANTLARIN ÇENEYE YERLEŞTİRİLMESİ .....	36
3.4. MODELDEN ÖLÇÜ ALINMASI.....	38
3.5. METAL ALTYAPILARIN TASARLANMASI ve ÜRETİLMESİ.....	40
3.6. METAL ALTYAPILARIN SEM ANALİZİYLE İNCELENMESİ.....	43
3.7. OKSİDASYON İŞLEMİ SAFHASI.....	47
3.8. OPAK PORSELEN UYGULANMASI.....	47
3.9. OPAK SAFHASINDA SEM ANALİZİ İNCELEMESİ .....	48
3.10.DENTİN PORSELENİ UYGULAMASI .....	48
3.11.DENTİN PORSELENİ UYGULANDIKTAN SONRA SEM ANALİZİ İNCELEMESİ .....	49
3.12.GLAZE UYGULAMASI.....	49
3.13.GLAZE İŞLEMİ GERÇEKLEŞTİRİLDİKTEN SONRA SEM ANALİZİ İNCELEMESİ .....	50
4. BULGULAR .....	51
5. TARTIŞMA .....	53
6. SONUÇLAR .....	68
7. KAYNAKLAR .....	69
8. ÖZGEÇMİŞ .....	79
9. EKLER.....	80

## SİMGELER VE KISALTMALAR

Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	Alüminyum Oksit
Au-Pt	Altın-Platinyum
Cad/Cam	Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim
CCM	CAD/CAM Milling
Co-Cr	Kobalt-Krom
DMLS	Direkt Metal Lazer Sinterleme
HU	Hounsfield Ünitesi
IAB	İmplant-Abutment Birleşimi
mm	Milimetre
µm	Milimikron
MPa	Megapaskal
N	Örnek Sayısı
N/cm	Newton/Santimetre
NaCl	Sodyum Klorür
Ni-Cr	Nikel- Krom
Ni-Cr-Be	Nikel-Krom-Berilyum
nm	Nanometre
p	Anlamlılık
rpm	Dakikadaki Devir Sayısı
SEM	Taramalı Elektron Mikroskobu
SLM	Seçici Lazer Sinterleme
SLS	Seçici Lazer Melting
SPSS	Sosyal Bilimler İçin İstatistik Programı
°C	Santigrat Derece

%

Yüzde

3D

3 Boyutlu



## ŞEKİLLER

Şekil 2.1. Zirkonyumdan Üretilen İmplant

Şekil 2.2. Titanyumdan Üretilen İmplant

Şekil 2.3. A. Top Başlı Ataçmanların, B. Locator Ataçmanların, C ve D. Bar Tipi Ataçmanın Ağız İçi Görüntüsü

Şekil 2.4. 'All-On-Four' Konsepti

Şekil 2.5. Hibrit Protez

Şekil 2.6. CAD/CAM 'in Üretim Kısmı

Şekil 2.7. CAD/CAM 'in Tasarım Kısmı

Şekil 2.8. DMLS Yöntemiyle Üretilen Metal Altyapılar

Şekil 2.9. DMLS Cihazının Üretim Haznesi

Şekil 3.1. Rezin Esaslı Akrilik Çene

Şekil 3.2. R2gate Sistemiyle İmplantların Yerlerinin Belirlenmesi

Şekil 3.3. Cerrahi Stent

Şekil 3.4. Rezin Esaslı Akrilik Çeneye Yerleştirilen İmplantlar

Şekil 3.5. Cerrahi Stentin Rezin Esaslı Akrilik Çeneye Sabitlenmesi

Şekil 3.6. Belirlenip Açılan Boşluklara İmplantların Gönderilmesi

Şekil 3.7. İmplantlar Yerleştirildikten Sonra Modelin Görüntüsü

Şekil 3.8. Dijital Ölçü Tekniği İçin Tarama Dayanağı

Şekil 3.9. Dijital Ölçü Tekniği İçin Tarama Dayanağı

Şekil 3.10. Tarama Dayanaklarının İmplantlara Takılması

Şekil 3.11. Dijital Ölçü Tekniğiyle Ana Modelden Ölçü Alınması

Şekil 3.12. Digital Ölçünün Soft Programında Görünümü

Şekil 3.13. Metal Altyapıların Tasarımı

Şekil 3.14. Tasarlanan Metal Altyapıların Dayanak Üzerine Yerleştirilmesi

Şekil 3.15. Metal Altyapıların Okluzalden Görünümü

Şekil 3.16. Ana Modele Dayanakların Yerleştirilmesi

Şekil 3.17. Elde Edilen Metal Altyapılar

Şekil 3.18. Metal Altyapıların Ana Modele Takılması

Şekil 3.19. Metal Altyapıların Dayanaklar Üzerine Yerleştirilmesi

Şekil 3.20. Kenar Uyumunu İncelediğimiz SEM Cihazı

Şekil 3.21. SEM Analizi Esnasında Modele Sabitlenen Aparat

Şekil 3.22. Metal Altyapıların SEM İncelemesi

Şekil 3.23. Opak Porseleni Uygulandıktan Sonra SEM İncelemesi

Şekil 3.24. Dentin Porseleni Uygulandıktan Sonra SEM İncelemesi

Şekil 3.25. Glaze Uygulandıktan Sonra SEM İncelemesi

Şekil 3.26. Uygulamalarda Kullanılan Seramik Fırını

Şekil 3.27. Opak Uygulanmış Protetik Altyapı

Şekil 3.28. Dentin Porseleni Uygulanmış Protetik Altyapı

Şekil 3.29. Glaze Uygulanmış Protetik Yapı

## TABLULAR

Tablo 4.1. Gruplara İlişkin Aralık Ölçümlerinin Karşılaştırılması

Tablo 4.2. Gruplara İlişkin Aralık Ölçümlerinin Dağılımı

Tablo 4.3. Porselen Uygulama Safhalarının Post-Hoc Değerlendirilmesi (Ölçülen Kenar Açıklığı Değerleri İçin)





## 1. GİRİŞ VE AMAÇ

Eksik dişlerin tamamlanması ile ilgili ideal bir tedavi yönteminin geliştirilmesi, diş hekimliğinin uzun dönem hedeflerinden biri olmuştur. Dental implant, genellikle titanyumdan yapılmış ve çene kemiği içerisine cerrahi olarak yerleştirilen vida benzeri biyouyumlu bir parçadır. İmplant, dayanak ve üst yapı farklı dizaynlara sahip olabilir. Bu farklı tasarım ve konseptler ile birlikte teknolojinin de gelişmesiyle, yapılan literatür çalışmalarında implantların uzun dönem yüksek başarı oranları gösterdiği bildirilmiştir. Bu başarının elde edilmesi ve idamesi için en uygun biyomekanik koşullar yerine getirilmelidir.

İmplant çevresinde periodontal ligament bulunmadığından implant üstü protezlerde kuvvetler sırasıyla proteze, implanta ve implant çevresindeki kemiğe iletilmektedir. Bu nedenle, yükün doğrultusu, miktarı, protetik materyal, protez tasarımı, implant materyali, implant tasarımı, implant sayısı, kemik implant ara yüzeyinin mekaniği, kemik tipi ve özellikleri kemiğe iletilen yükleri etkileyen faktörler olarak sıralanabilir.

Protez tasarımı ve materyal seçimi; protetik üst yapılarda, implantlarda veya kemikte meydana gelen stres dağılımını etkilemektedir. Bu stresler implant çevresindeki kemikte yıkım, sonrasında implant kaybına neden olabilmektedir. İmplant üstü protetik yapıların dayanakları harekete zorlamayan bir pasif uyum ile terminal konumuna yerleşmesini sağlamak, implant üstü protetik yapıların uzun dönem başarısını etkileyen önemli etkenlerden biridir. Dental protezlerin laboratuvar üretim aşamalarında uygulanan farklı işlemler neticesinde, protezin pasif uyumunda sorunlarla karşılaşılabilir. İmplant destekli protezlerin yapımındaki her safhanın üst yapıda fiziksel distorsiyonun meydana gelmesinde etkisi vardır. Protez yapım safhalarında oluşan fiziksel distorsiyon uyumsuz bir üst yapıya yol açar. Bu durum, mekanik ve biyolojik komplikasyonların doğmasına neden olur. Vida kırığı, vidanın kaybı, implant kırılmaları ve okluzal bozukluklar gibi protezin pasif uyumunun iyi olmamasından kaynaklanan mekanik komplikasyonlar bildirilmiştir. Biyolojik komplikasyonlar olarak da; uyumsuzluktan dolayı oluşan marjinal bozukluk, istenmeyen yumuşak ve sert doku reaksiyonları ve bunların sonucu olarak plak birikiminde artmalar gözlenmiştir. Pratikte pasif uyumu elde etmek zor olsa da

protetik implant prosedürlerinde genel amaç, uyumsuzluğu minimale indirmeye çalışmak ve meydana gelebilecek komplikasyonların önüne geçmektir.

İmplant üstü sabit protezlerde, simante veya vidalı protezler olmak üzere 2 tip retansiyon şekli kullanılmaktadır. Protezin retansiyonu hangi türde elde edilirse edilsin (vidalanan veya simante edilen), pasif uyum kesin olarak sağlanmalıdır. Protez yerleştirilirken herhangi bir gerilim olmamalıdır. Pasif vida retansiyonlu protezlerin yapımı, siman retansiyonlu protezlerin yapımından daha zordur. Pasif olmayan ve düzgün yerleşmemiş vida retansiyonlu protezler, protetik vida sıkıldığında yerine yerleşirken, üst yapı distorsiyona uğrayabilir. Üst yapının distorsiyona uğraması, kemik tepesinde odaklanmış bir gerilime neden olarak kemik kaybına sebep olabilir. Vida retansiyonlu protezlerde, implant dayanağına daha pasif yerleşme ve okluzal kuvvetlerin daha kontrollü olması, vida idamesinin daha uzun ömürlü olmasını sağlar.

Bundan dolayı, sabit protezlerin yapımında halen en geniş kullanım alanına sahip olan metal-seramik kronlar, zirkonyum kronlar ve tam seramik kronların dayanıklara uyumunun günümüzdeki teknolojik üretim yöntemleriyle geliştirilmesi hedeflenmektedir. Ayrıca üretim tekniklerinin gelişmesi ve bu tekniklerde kullanılan materyal çeşitliliğinin artması da elde edilen altyapıların, istenilen özelliklere yaklaşmasını sağlamıştır. Bunlardan bir tanesi olan Kobalt-Krom (Co-Cr) alaşımların; ucuz olması, biyouyumluluğunun kabul edilebilir olması ve farklı tekniklerle üretilebilmesi bu alaşımların kullanımını avantajlı hale getirmiştir. Bu alaşımlar metal altyapı materyali olarak, geleneksel kayıp mum tekniği ile üretiminin dışında, günümüzde bilgisayar destekli dizayn/bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) tekniği ile de kullanılmaya başlanmıştır. Bu yeni teknikle birlikte iki yeni yöntem ortaya çıkmıştır. Bunlardan biri metal altyapının Co-Cr metal bloktan frezelenerek üretilmesi: CAD/CAM milling (CCM), diğeri ise altyapının direkt metal lazer sinterizasyon (DMLS) yöntemi ile üretilmesidir. Co-Cr metal blokların frezelenmesinden farklı olarak, DMLS yönteminde metal tozları katmanlar şeklinde birleştirilir. Birim zamandaki üretim sayısının artışı ve kolaylığı DMLS'yi daha avantajlı hale getirmektedir. Dijital verilerle restorasyonların hazırlanmasına imkân sağlayan bu yeni sistemler, gelişmiş ülkelerde yaygın olarak kullanılmakta olup; tarayıcı, frezeleme veya lazer sinterizasyon cihazlarının ve bilgisayar yazılımlarına

sahip olmanın yüksek maliyetli olması nedeniyle ülkemizde henüz yeterli düzeyde kullanımı ve araştırması yapılamamaktadır.

Ancak, metal altyapı üzerine istenilen estetiğin sağlanması ve optik özelliklerin taklit edilmesi amacıyla, feldspatik porselen uygulaması yapılır. Üretici firmaların talimatları doğrultusunda, 900-1000°C derece arasında özel porselen fırınları kullanılarak pişirme işlemi yapılır. Glazür adı verilen parlatma işlemi de göz önüne alındığında, protez hastaya teslim edilecek duruma gelene kadar birkaç kez fırınlanmak zorundadır. Fakat literatürde, üretim yöntemi ne olursa olsun, tekrarlayan fırınlamaların pasif uyuma etkisi ile ilgili yeterli sayıda çalışma mevcut değildir.

Çalışmamızda, tek parça olarak planlanan implant destekli protezlerde (klasik sabit veya all-on-four), DMLS yöntemi ile elde edilen altyapıların, pasif uyumlarına tekrarlayan fırınlama işlemlerinin etkilerinin araştırılması amaçlanmıştır.

Çalışmamızda, tekrarlayan fırınlama işlemlerinin, DMLS yöntemi ile elde edilen tek parça okluzal vidalı metal altyapıların pasif uyumları üzerinde olumsuz etkisi yoktur hipotezi test edilmiştir.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. DENTAL İMPLANTLAR

#### 2.1.1. Dental İmplantların Tanımı

İmplantın kelime anlamı; Latince, in= ‘içerisinde’ ve planto= ‘ekme, dikme, yerleştirme’ anlamına gelen sözcüklerin bir araya gelmesinden meydana gelmiştir. İmplantın tıbbi anlamı ise, kaybolan fonksiyonun yeniden kazandırılması hedefiyle, canlı dokularda uygun bir yere yerleştirilen, organik veya inorganik cisim olarak ifade edilebilir (1). Diş hekimliğinde, kaybedilen dişin yerini alan, sabit ve hareketli protetik tedavilere destek olmak hedefiyle, kemik içine veya üzerine yerleştirilen, biyolojik uyumu bulunan biyofonksiyonel apaneylere ‘dental implant’ adı verilmektedir (2). Albrektsson, dental implantları, daimi protezlerin sabitlenmesini sağlayan, çene kemiğine cerrahi olarak yerleştirilen titanyum silindirler olarak ifade eder (3).

#### 2.1.2. Dental İmplantların Sınıflandırılması

Dental implantların sınıflandırılırken proteze verdiği destek, implantın yapımında kullanılan materyal ve implantın kemikle olan ilişkisi dikkate alınır.

##### A. Proteze Verdiği Desteğe Göre

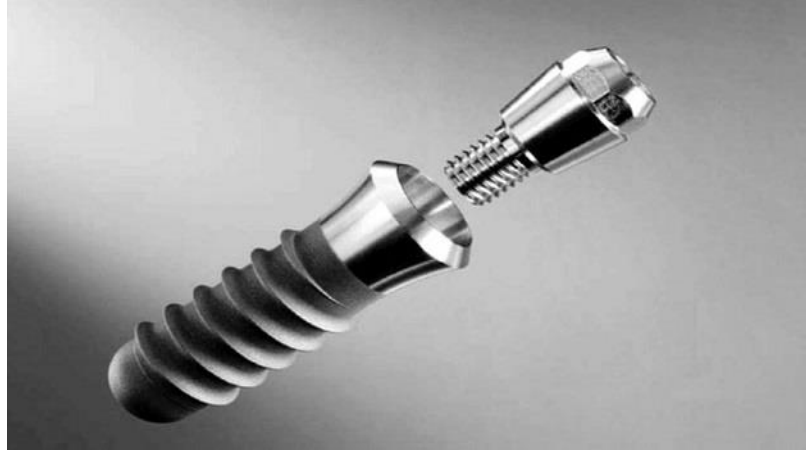
- Doğal diş boyutlarında implant destekli sabit protez (SP1)
- Doğal dişten çok az farklılık gösterecek şekilde hiper konturlu implant destekli sabit protez (SP2)
- Diş ve dişeti restorasyonu birlikte olacak şekilde implant destekli sabit protez (SP3)
- İmplantların hem ön hem de arka bölgede desteklik sağladığı implant tutuculu hareketli protez (HP4)
- İmplantlarının yalnızca ön bölgede desteklik sağladığı implant tutuculu hareketli protez (HP5) (4)

## B. Kullanılan Materyale Göre

- Vitalyum (Co-Cr-Mo alaşımı)
- Titanyum (Bkz. Şekil 2.2)
- Alüminyum Oksit Seramik
- Zirkonyum (Bkz. Şekil 2.1)
- Zirkonyum-Titanyum (Hibrit)
- Tantalyum İmplant (5).



Şekil 2.1. Zirkonyumdan Üretilen İmplant (6)



Şekil 2.2. Titanyumdan Üretilen İmplant (7)

## C. Kemikle Olan İlişkilerine Göre

- Endosteal implant (Kemik içi)
- Subperiosteal implant (Kemik üzeri)
- Transosteal implant ( Kemik boyunca) (8)

## **2.2. İMPLANT DESTEKLİ PROTEZLERDE PLANLAMA**

İmplant tedavisi, tek diş eksikliklerinin de içinde bulunduğu kısmi dişsizlik vakalarından, fonksiyon, fonasyon ve estetik bakımdan üstün, hastanın özgüvenini arttıran, sabit ve hareketli restorasyonların yapımına imkân veren, parsiyel veya tam dişsiz hastalarda uygulanabilen bir tedavi yöntemidir.

### **2.2.1. Tam Dişsizlik Vakaları**

2002 yılında McGill Üniversitesi'nde gerçekleştirilen konsensüs bildiriminde; tam dişsiz hastalara 2 adet endosteal (kemik içi) implantla desteklenen alt tam protezlerin, asgari tedavi alternatifi olarak sunulması belirtilmiştir (9). Tam protezde, implant uygulamasının sonrasında mekanik stabilitenin ve tutuculuğun artışı ve buna bağlı olarak hasta memnuniyetinde de artış görülmesi, ayrıca kemik rezorbsiyonunun da azalması implant tercihini arttıran faktörlerdir.

Hastaların estetik ve fonksiyonel beklentilerinin yanı sıra ekonomik durumu, alveolar kemiğin anatomisi ve çeneler arası ilişkiler de göz önünde bulundurularak, tam dişsiz hastaların implant destekli protezler ile rehabilitasyonunda iki farklı tedavi seçeneği uygulanabilmektedir:

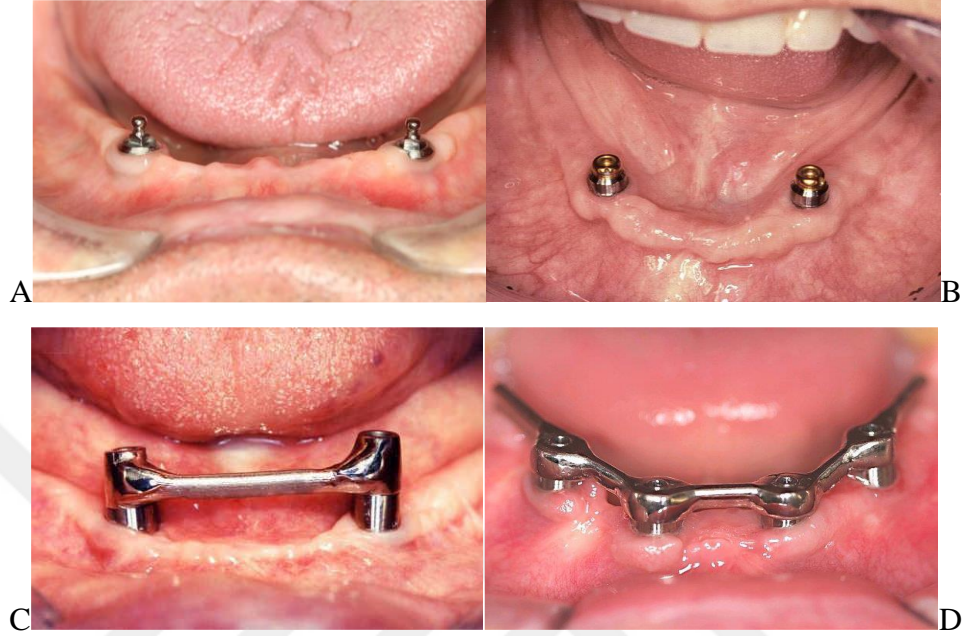
- İmplant destekli hareketli protezler
- İmplant destekli sabit protezler

### **2.2.2. İmplant Destekli Hareketli Protezler**

Genellikle 2-4 adet implant uygulamasını takiben, çeşitli bağlayıcı veya tutucuların stabilizasyonu ve retansiyonu arttırmak hedefiyle, kullanıldığı hareketli protezlerdir. Ball (Bkz. Şekil 2.3. A), bar (Bkz. Şekil 2.3. C ve D), manyetik ve locator (Bkz. Şekil 2.3. B) tutucu sistemleri ile protezin hem vertikal hem de horizontal retansiyonu arttırmak amaçlanır.

İmplant destekli hareketli protezlerde, yumuşak doku da proteze destek olmaktadır. Daha az sayıda implant uygulandığı için ekonomiktir ve tedavi daha kısa sürede gerçekleşmektedir. Estetik ve fonksiyonun sağlanması, dudağın daha iyi desteklenmesi, oral hijyenin daha kolaylıkla sağlanması gibi artıları vardır. Yine de bu tip protezler bir miktar harekete izin verebilirler ve bu hareket hastaları rahatsız

edebilmektedir. Zaman içinde çeşitli nedenlerden dolayı, protezin doku uyumu değişebilmekte, bununla birlikte ısırma kuvveti ve çiğneme etkinliği azalabilmektedir (10, 11). Bu tür protezlerin 7 yılda bir yenilenmesi tavsiye edilmektedir (4).



Şekil 2.3. A. Top Başlı Ataçmanların, B. Locator Ataçmanların, C, D. Bar Tipi Ataçmanın Ağız İçi Görüntüsü (12)

### 2.2.3. İmplant Destekli Sabit Protezler

Tam dişsizliğe sahip hastalar için bir diğer tedavi seçeneği de implant destekli sabit protezlerdir. Sabit protetik tedavi, genellikle 6-8 adet implant yerleştirildikten sonra uygulanabilmektedir. Bu protezler, destek alana ihtiyaç olmaması ve bulantı refleksi oluşturmaması gibi avantajlarıyla daha çok tercih edilmektedirler. Ancak planlamanın hassasiyet gerektirmesi, oral hijyen sağlamada zorluk, cerrahi kısıtlamalar, özellikle aşırı rezorbe kretlerde estetik sağlamadaki güçlük ve maliyet fazlalığı başlıca dezavantajlarıdır (13-18).

### 2.2.4. İmplant Destekli Alt Çene Tam Ark Sabit Protez Restorasyonları İçin Tedavi Seçenekleri

Klasik sabit, 'All-On-Four' ve hibrit protez olarak 3'e ayrılmaktadır.

### 2.2.5. İmplant Destekli Alt Çene Tam Ark Sabit Klasik Restorasyonlar

Tam dişsiz alt çenede hazırlanan klasik sabit restorasyon, tek parça ve birkaç parçadan oluşabilir. Tek parça olarak düşünülen metal destekli klasik sabit protezde, ilk seçeneklerden biri 1967 yılında Branemark tarafından önerilen, mental foramenler arasına yerleştirilen 4-6 implant sonrasında, molar dişleri ise kantilever oluşturularak tamamlanan tedavi planıdır. Genellikle beş implant kullanımı tercih edilmektedir. Bu implantların lokalizasyonları; bir tanesi iki santral dişin tam ortası, iki tanesi mental foramenlerin hemen mesiali, diğer iki tanesi de santral implantla distal implantların tam ortasına gelecek şekilde yerleştirilir. Bu tedavi planında, dayanak noktası alt çenenin mental foramenler arasında belirgin bir bükülme ya da eğilme hareketi göstermemesi nedeniyle, foramenler arasına yerleştirilen ve splintlenen implantların biyomekanik açıdan komplikasyon oluşturmayacağı düşünülmüştür. Bu planlamada kısaltılmış dental ark konsepti kullanılmalıdır. Hazırlanan restorasyon 6 numaralı dişlerde sonlandırılmalı ve okluzal tablası dar olan dişler kullanılarak implantlara gelen yükler azaltılmalıdır. Kanin bölgesine yerleştirilen implantlar, oklüzal kuvvetlerin karşılanmasına ve dengelenmesine önemli katkı sağlamaktadır. Bu yaklaşımda implantların yüklendikleri ilk seneden sonra 5-12 yıl arasında ağızda kalma başarı oranı %80-90 olarak belirtilmiştir (4). Çok parça olarak hazırlanan restorasyon, genellikle 6-8 adet implant tarafından desteklenmelidir. Bu implantların lokalizasyonları ise 2 adet bilateral olarak kaninler, 2 adet bilateral ikinci premolar ve 2 adet bilateral birinci molarların distal bölgesine olmak kaydıyla, en az 6 adet implant yerleştirilmelidir (4). Bu planlamada implant üstü sabit protezin avantajı olarak, birkaç parça halinde olması ve bu nedenle herhangi bir kırık veya olumsuzluk halinde bağımsız parçaların, tamir edilebilmesi ayrıca oklüzal kuvvetlerin daha fazla sayıda implant tarafından karşılanmasıyla implant çevresindeki kemikte gelişen streslerin azalması olarak gösterilebilir. (4, 19).

Kuvvet faktörlerinin arttığı durumlarda, implant sayısı da artırılmalıdır. 8 adet implant düşünüldüğünde, ilave implantlar genellikle bilateral 1. premolar ya da 2. molar yerine yerleştirilir (4).



Tam dişsiz mandibular çenenin protetik tedavisinde, implant çapı ve konumunun seçimini etkileyen bazı etkenler bulunmaktadır. Genellikle, 2 komşu implant gövdesi arasındaki mesafe 3 mm olmalıdır. Yapılan çalışmalarda, implantın yanındaki krestal kemik kaybı miktarının horizontal yönde ölçüldüğünde 1,5 mm olduğu gözlemlenmiştir. Bu nedenle, iki implant birbirine yakın mesafede konumlandırılırsa, vertikal açılı defekt sonucu implantlar arasında horizontal kemik kaybı ortaya çıkar (4).

#### **2.2.6. 'All-On-Four' Tedavi Sistemi**

İmplant diş hekimliğinde, son yıllardaki büyük gelişmelerden biri de atrofik çeneleri olan hastaların protetik tedavisidir. Bu atrofi, horizontal, vertikal ya da her ikisi olarak da görülebilir; yeterli miktarda vertikal kemik olsa bile, alveolar kemik genişliğinin yetersiz olması, 4 mm ya da daha geniş implantlar ile tedaviye olanak vermez. Bu nedenle, son yıllarda birçok teknik, prosedür ve materyal atrofik çenelerin tedavisiyle ilgili sorunları gidermek için ortaya çıkmıştır.

Atrofik dişsiz mandibulada implant yerleşimi sırasında, inferior mandibular sinir engeli karşımıza çıkarken, maksillada maksillar sinüs engeli karşımıza çıkar. Bu nedenlerden dolayı özellikle posterior bölgelerde implant yerleşimi için greftleme ve kemik ogmentasyonu, inferior mandibular sinir lateralizasyonu, kısa implant ve pterigoid ya da zigoma implant kullanımı ya da uzun distal kantilever kullanımı alternatif olmuştur (20).

Fakat kemik ogmentasyon prosedürlerinin istenilen sonucu vermesi için uzun süre gerekmesi, maliyetin yüksekliği, greft materyalinin alerjen etkisi ve komplikasyon riskinin yüksek olması gibi dezavantajları vardır (21). Sinir lateralizasyonunda, iyileşmenin tam olarak gerçekleşmediği ve bu yüzden nöroduyusal problemlere neden olabileceği belirtilmiştir (22). İmplantların daha posteriora yerleştirilemediği durumlarda, uzun distal kantilever kullanılabilir ama hem protezin prognozunu tehlikeye atar hem de vida gevşemesi, implantın ya da protezi oluşturan parçaların mekanik kırıkları ve distal implantların etrafında kemik kaybı riski fazla olabilir (23). Yapılan biyomekanik çalışmalarda, yerleştirilen implant sayısından bağımsız olarak, distal kantilever uzunluğunun istenilen stabiliteyi sağlaması için 7 mm'den fazla olmaması gerektiğini ve uzun kantileverin

en distaldeki implantlara 2 kat daha fazla sıkışma kuvveti uyguladığını belirtmiştir (24, 25). Kısa implantların kullanılabilmesi için, alveol kemik yüksekliğinin en az 6-7 mm olması gereklidir ki bu yüzden ileri derece atrofik mandibula vakalarında alveolar sinirin yüzeyselleştiği durumlarda sinire zarar verme ihtimali göz önünde bulundurularak, kısa implant kullanımı mümkün olmayabilir (26). Ayrıca, bu implantlar yalnızca superior korteksten destek aldığı için uzun implantlara göre daha başarısız olduğu bildirilmiş ve kemik kalitesinin zayıf olduğu bölgelerde önerilmemektedir (27). Pterigoid ve zigoma implantlarının kullanımının da hem pterigopalatin fossa bölgesinde maksiller arter ve dalları olduğu için komplikasyon riski vardır hem de implant cerrahisi için yeterli tecrübeye sahip olmak gerekir (28, 29).

Bu dezavantajlarından dolayı bu tekniklere alternatif olarak, ideal lokalizasyonda implant yerleşimine engel olan anatomik yapıların varlığında, açılı implantların kullanımının protezin anterioposterior stabilitesi korunarak, distal kantilever uzunluğunu yüksek miktarda azaltan iyi bir tedavi seçeneği olduğu ifade edilmiştir (30). Açılı implantların, protezlerin gerilme streslerini de azalttığı belirtilmiştir (31). 2 boyutlu sonlu eleman analizi kullanılarak yapılan araştırmada, distal kantilever kullanımının implantlar etrafındaki marjinal kemikte yüksek streslere yol açtığı bildirilmiştir. Apikale doğru eğimli implantlar kullanılarak distal kantilever kolunun kısaltılması, kemik içindeki stresi azalttığı bildirilmiştir (32). Geleneksel olarak düz yerleştirilmiş implantlar ile karşılaştırıldığında, belirgin bir kemik stresi ve aşırı kemik yıkımı gözlenmediğini de belirtmişlerdir (30, 33). Modeller üzerinde yapılan in vitro çalışmalarda ve yapılan teorik hesaplamalarda, açılı implantların kemik içerisindeki stresi arttırdığı ifade edilmiştir. Bu çalışmalar, tek implant üzerinde gerçekleştirilmiştir ki yükleme sırasında tek bir açılı implantın kullanımının, marjinal kemikte stresi arttıran eğilme kuvvetlerine maruz kalabileceği beklenen bir durum olarak açıklanmıştır. Fakat açılı yerleştirilen implant, birden çok implant ile desteklenen bir protetik restorasyonun parçası ise implantların dağılımı ve protezin rijiditesi sayesinde, implantlar üzerindeki eğilme kuvvetinin azalacağı ifade edilmiştir (30). Ayrıca, açılı implantların kullanımı ile distal kantilever uzunluğu mandibulada 6,5 mm, maksillada 9,3 mm kısaltılabileceği söylenmiştir (30).

‘All-On-Four’ tedavi sistemi ilk olarak 2003 yılında, Paulo Malo tarafından, tamamen dişsiz çenelere ya da hemen çekim sonrasında, ‘köşe taşı’ gibi yerleştirilen 2 düz anterior ve 2 açılı posterior implanttan meydana gelmiştir (Bkz. Şekil 2.4). Yapılan biyomekanik analiz çalışmalarında, aradaki implantların sayısından bağımsız olarak en posteriordaki ve en anteriordaki implantların kantilever yükünün çoğunluğunu paylaştıkları bulunmuştur. Düz anterior implantların yerleştirileceği kemikte aşırı rezorbsiyon mevcut ise çene anatomisini takip edecek ve vida delikleri okluzalde ya da lingualde olacak şekilde, anterioposterior yönde posteriora doğru yerleştirilir. Bu konum, yaklaşık olarak lateral ya da santral kesici lokalizasyonuna gelir. Anterior implantların üzerine genellikle 0-17° açılı çok parçalı vidalı dayanaklar kullanılması uygundur. Posterior implantlar, mandibulada mental foramenin, maksillada maksiller sinüsün anterior duvarının anteriorundan geçecek şekilde, meziodistal yönde meziale doğru okluzal düzlem ile hemen hemen 30° açı oluşturacak konumda yerleştirilir. Bu konum, yaklaşık olarak ikinci premolar ya da birinci molar pozisyonuna gelir. Posterior implantlar üzerine de genellikle 30°-45° açılı çok parçalı vidalı dayanaklar kullanılır (34, 35).



Şekil 2.4. ‘All-On-Four’ Konsepti (36)

### 2.2.7. Hibrit Protezler

İmplantoloji, CAD/CAM ve diğer dijital sistemlerin gelişmesi ile beraber hastaların beklentileri artmış ve günümüzde tam dişsiz hastalar bu beklentiyle birlikte ilk olarak sabit protezi düşünmektedir. Tam dişsiz hastaların istediği şekildeki sabit protezler, dental implantlar kullanılarak mümkün olabilir. Aşırı atrofik çenelerde, hem estetik ve fonasyonu elde etmek hem de protezde herhangi bir kırık veya tamir gerektiren bir durumda ağızdan çıkarmanın kolay olması için vidalayarak sabitlemek, özellikle alt ve üst çenede tam ark implant destekli protezlerde önemli bir avantajdır (37). Diş hekimliğinde hibrit protezler, en az 4 implant üzerine vidalanan rijit (metal ya da titanyum) bir altyapı üzerine, yerleştirilen yapay dişler ve akrilik rezin protez kaidesinden oluşan bir sabit protez çeşididir (Bkz. Şekil 2.5) (37). Altyapılar, kayıp mum tekniği kullanılarak Co-Cr'dan ya da frezeleme yöntemiyle Co-Cr'a ek olarak titanyum ve zirkonyumdan hazırlanabilmektedir (38, 39). Hibrit protezlerin başarısını; altyapının şekli ve boyutları, implant platformu, altyapının pasif uyumu, implant sayısı ve lokalizasyonu, estetik beklentiler ve ağız hijyeninin durumu gibi faktörler etkilemektedir (39). Titanyumun, Cr-Co'a göre daha hafif olması atrofik kretlerde iyi bir alternatif olmasını sağlamıştır. CCM ya da DMLS yöntemi kullanılarak hazırlanması, kayıp mum tekniğinde döküm işlemi sırasındaki metalin büzülmesini ya da deformasyonunu elimine etmektedir.



Şekil 2.5. Hibrit Protez (40)

### **2.3. DENTAL İMPLANTLARDA BAŞARI KRİTERLERİ**

ADA'nın dental materyaller ve ekipmanlar için oluşturduğu analizde; dental implantların değerlendirilmesinde; dayanıklılık, kemik kaybı, gingival sağlık, cep derinliği, komşu dişe olan etki, fonksiyon, estetik, enfeksiyon varlığı, parestezi, anestezi, hastanın emosyonel ve psikolojik durumu gibi etkenler açısından değerlendirilmektedir (ADA 1996).

Dental implantlarda başarı kriterleri konusunda, birçok araştırmacı çalışma sunmuştur. Osseointegrasyonun daha iyi anlaşılması ile dental implant başarısı önemli derecede artmış olup, subjektif kriterler kabul görmemeye başlanmıştır. Zorunlu olmayan pek çok kriter saf dışı bırakılmış, implantoloji bilgisi ve başarısının artmasının ardından zamanla yeni başarı kriterleri öne sürülmüştür. En son ve en çok kabul gören başarı kriterlerinden biri, Zarb ve Albrektsson (1998) tarafından yayımlanan bir konsensus raporunda sunulmuştur (41).

Bu rapora göre başarı kriterleri şunlardır:

- Klinik olarak test edildiğinde implantlar mobilite göstermemelidir.
- Radyografide peri-implant bölgede radyolüsent alanlar olmamalıdır.
- İmplantın yerleştirildiği ilk yıl için kemik kaybı en fazla 0,4 veya 0,5 mm, birinci yıl sonrası her yıl için, yıllık dikey kemik kaybı 0,2 mm'den az olmalıdır.
- İmplanttan kaynaklanan kalıcı ağrı, enfeksiyon, nöropati, parestezi gibi belirtiler olmamalıdır.
- İmplantın 5 yıllık başarı oranı %85'ten, 10 yıllık başarı oranı ise %80'den az olmamalıdır.

### **2.4. METAL-SERAMİK RESTORASYONLARDA KULLANILAN METAL ALAŞIMLAR ve ÖZELLİKLERİ**

Porselen tek başına baskı kuvvetlerine karşı dayanıklıdır, ancak bükülme ve gerilme kuvvetlerine karşı dirençli değildir. Jaket kronlar, inleyler ve fabrikasyon fasetlerde başarılı bir şekilde kullanılmaktadır.

Porselenin, metal bir altyapı ile birlikte kullanılmaya başlanması ile direnç ve estetik bir araya gelmiştir. Metal destekli porselen restorasyonlarda, teknik yönden birbirinden farklı bu iki materyalin bazı açılardan birbirlerini tamamlamaları gerekmektedir. Her ne kadar bu restorasyonların fonksiyon gören kısmı porselen olmasına rağmen, yapılan kron ya da sabit bölümlü protezin başarısı, büyük ölçüde metalin mekanik ve kimyasal özelliklerine bağlıdır.

İdeal bir metal alaşımında aranan özellikler;

1. Diş ve destek dokular ile biyolojik uyumu optimal olmalıdır.
2. Metal ya da metal oksitler, porselen tarafından iyi ıslanabilmelidir.
3. Metal oksit, porselen içinde eriyebilmelidir.
4. Metal yüzeyinde oluşan oksitler, porselenin rengini etkilememeli ya da cam oluşumunu engellememelidir.
5. Metal, korozyona ve dış etkilere karşı dayanıklı olmalıdır.
6. Metal alaşımın, çiğneme basınçlarına dayanacak rijidite ve dirençte olması gerekmektedir.
7. Metalin ısısal genleşme katsayısı, porselene yakın değerde olmalıdır.
8. Net döküm verebilmeli, yatırılabilirlik, polisaj ve parlatma özelliği bulunmalıdır.
9. Metal, pre ve post dönemlerinde lehimlenebilir olmalıdır.
10. Metal dökümün, yüksek ısıda kırılmaları önlemek için ince tanecikli bir yapıda olması gerekir.
11. Porselenin pişirilmesi sırasında, metalin minimal deformasyon göstermesi gerekmektedir.
12. Ekonomik olmalıdır (42).

Günümüze kadar metal-seramik restorasyonların yapımında birçok metal alaşımı kullanılmıştır. Her alaşımın avantajlı ve dezavantajlı özelliklerinin olduğu bildirilmiştir.

#### 2.4.1. Metal Seramik Restorasyonlar İçin Kullanılan Alaşımalar;

- Yüksek değerli (soy) metal alaşımları;
  - Altın-Platin-Palladyum (Au-Pt-Pd) alaşımları (%84-86 Au, %4-10 Pt, %5-7 Pd)
  - Altın-Palladyum-Gümüş (Au-Pd-Ag) alaşımları
  - Altın-Palladyum (Au-Pd) alaşımları
- Değerli (yarı-soy) metal alaşımları;
  - Palladyum-Gümüş (Pd-Ag) alaşımları (%50-60 Pd, %35-45 Ag)
  - Yüksek Palladyum alaşımları
- Ağırlıklı olarak baz (kıymetsiz) metal alaşımları
  - Nikel-Krom-Berilyum (Ni-Cr-Be) alaşımları ( %79 Ni, %13 Cr, %4 Mo, %2 Al, %2 Be)
  - Nikel-Krom (Ni-Cr) alaşımları (%60-80 Ni, %10-20 Cr, %2-8 Mo)
  - Kobalt-Krom (Co-Cr) alaşımları (%55-65 Co, %25-35 Cr, %2-8 Mo)

#### 2.4.2. Kobalt-Krom Alaşımları

Alaşımın temeli kobalt metalinden meydana gelmektedir. İkincil element olarak kullanılan krom ise, sağladığı pasivasyon sayesinde korozyon direnci, ayrıca alaşıma dayanıklılık sağlar. Rutenyum içerip, içermemelerine göre iki alt grupta nitelendirilirler. Ancak aradaki bu farkın, metal alaşımın fiziksel değerlerini ne kadar etkilediği tam olarak bilinmemektedir. Nikel alerjisi olan bireylerde, Co-Cr alaşımların kullanımı yaygındır. Elastiklik modülü diğer alaşımlardan daha fazladır. Sertlik derecesi yüksektir. Tesviye ve polisaj işlemleri diğer alaşımlara göre zordur. Titanyum alaşımlar haricinde, dökülen metal alaşımlar içerisinde en yüksek erime derecesine (1300°C) sahip alaşımlardır ve bu durum laboratuardaki işlenebilirliklerini kısmen zorlaştırmaktadır (44).

#### 2.4.3. Metal Alaşımların Şekillendirilme Teknikleri

Protetik tedavide metal şekillendirme işlemi, 1907 yılında döküm sistemi uygulanmaya başlanıncaya kadar yüzeye uyumlama şeklinde olmaktadır. Döküm sistemi, günümüzde rutin pratikte en çok tercih edilen metal şekillendirme

yöntemidir. Ancak, detaylı protetik yapılarda ve bazı hassas tutucu çeşitlerinin şekillendirilmesinde istenilen sonuçları verememektedir.

Günümüzde kullanılan metal şekillendirme teknikleri aşağıda olduğu gibi açıklanabilir;

### **A. Mekanik Deformasyon Tekniği**

Bu tekniğin yöntemi, protez için şekillendirilecek olan metalin 1 mm'yi aşmayacak kalınlıkta tabakalarının, dirençli bir revetman güdük üstünde ısı ve basınç ile mekanik deformasyon sonucuyla şekillendirilmesidir.

### **B. Elektro Erozyon Tekniği**

Bu teknikte, mumdan şekillendirilen protez örneğinin iç ve dış yüzeylerine, elektro-galvanoplasti ile metal kaplanarak (bakır-gümüş), bu yüzeylerin negatif şekilleri elde edilmiş olur. Kurulan bir elektro-erozyon düzeneğine, katodu meydana getiren negatif yüzey şekilleri ile anodu meydana getiren şekillendirilecek metal yerleştirilir. Anod ile katodun bir kıvılcım bobini meydana getirecek şekilde birbirine yaklaştırılması ile oluşan yüksek ısı (3000-5000°C) sayesinde, eriyen metal şekillenmesi sağlanır.

### **C. Döküm Tekniği**

Basitçe döküm işlemi; dökülebilir bir maddenin önceden oluşturulan boşluğa iletilmesi olarak ifade edilir. Öncelikle, yapılmak istenen restorasyonu taklit eden yapı mumdan hazırlanır. Daha sonra modelasyonu yapılan ve tij bağlantısı hazırlanan bir mum yapı, tamamlanmış bir döküm durumuna gelinceye kadar üç aşamadan geçer (43):

1. Revetmana alma: Mum yapının şeklini, hassas bir biçimde yansıtacak bir materyalle kaplanması.
2. Mumun eritilmesi: Revetman kalıbın ön ısı işlemine tutulması ve içindeki mum yapının eritilmesi. Böylece negatif döküm boşluğunun meydana gelmesi.
3. Döküm: Metal alaşımın eritilerek bu boşluk içerisine gönderilmesi. (43).



Revetmanlar; alçı bağı, fosfat bağı ve silika bağı revetmanlar olmak üzere üç grup altında değerlendirilebilir (43):

Alçı bağı revetmanlarda; bağlayıcı olarak alçı, refraktör materyal olarak da kalıbı meydana getirmek için kuartz ve kristabolit kullanılır. Kuartz ve kristabolit, mumun eritilmesi esnasında kalıbın ısıl genişmesini sağlarlar. Alçı bağlayıcı revetmanlar, tip I, II ve III altın alaşımları ile kullanılırlar (43).

Fosfat bağı revetmanlar; çok daha dirençli ve alçı bağı revetmanlara göre çok daha yüksek ısılara dayanıklıdır. Metal seramik alaşımlarının çoğu yaklaşık 1200 °C sıcaklığında eridiğinden, soğuma esnasında ilave bir büzülme gösterirler. Bunu kompanse edebilmek için daha geniş bir kalıp gereklidir. Bu ilave genişleme, fosfat bağı revetmanlarla elde edilebilir. İçerisinde karbon yer alan fosfat bağı revetmanlar, kıymetsiz metal alaşımlarla kullanılmamalıdır. Çünkü karbonun varlığında, kıymetsiz metal alaşımlar kırılğan duruma gelir. Bu revetmanlar, yüksek altın veya palladyum içeren alaşımlarda tercih edilir. Kolloidal silika çözeltisi artırılarak ve su oranları azaltılarak genişmeleri artırılabilir veya tersi bir uygulamayla genişmeleri azaltılabilir (43).

Alçı bağı revetmanlarla kıyaslandığında, çalışma süreleri daha kısadır. Bu revetmanın ekzotermik reaksiyonu sertleşmeyi hızlandırır. Uzun karıştırma süresi, sertleşme reaksiyonunu hızlandırıp ısı artışına neden olur. Bu da çalışma süresini kısaltır. Reaksiyon esnasında gaz olduğundan, dökümde nodül oluşumuna karşı vakum uygulaması gereklidir (43).

Silika bağı revetmanlar ise sertleştiklerinde çok zayıftırlar. Isındıklarında taneleri birbirine yapışır. Çok tercih edilmezler.

Hassas bir dökümün elde edilebilmesi için etkili olan faktörler:

- Mum yapının uygun bir şekilde hazırlanması, büzülmesi ve distorsiyonu,
- Revetmanın direnci ve yüzey düzgünlüğü,
- Revetmanın ısıl genişmesi,
- Alaşımın dökümden sonraki büzülmesidir.

Dökümün istenilen boyutlarda olması için üç tip genişmeden yararlanılabilir: sertleşme, higroskopik ve ısısal genişme.

Sertleşme genişmesi: Alçı bağlı revetman, karıştırıldıktan sonra sertleşirken bir miktar genişir ve kalıbın hafifçe genişlemesini sağlar. Karışımdaki toz ve su oranı ayarlanarak genişmenin, az veya çok olması sağlanabilir. Suyun az kullanılması, karıştırma süresinin uzatılması ve ilave bir tampon maddenin kullanılması genişmeyi artırmaktadır (43).

Higroskopik genişme: Bu durum, sertleşme esnasında revetmana su ilave edildiğinde meydana gelir. Genellikle bu uygulama revetmanın dökülmesinden hemen sonra, 1 saat süre ile 37 °C lik su banyosunda bekletilmesi ile sağlanır. Bu işlem genişmenin artmasına ve daha düşük ön ısıtma işlemine olanak sağlar. Tampon maddenin ıslak olarak kullanılması da sınırlı olmakla birlikte, higroskopik genişmeye imkân sağlar (43).

Isısal genişme: Revetman yanma fırınında ısıtıldığında oluşur. Revetman içerisindeki silika refraktör materyalin faz değişimi, bu genişmeyi sağlar.

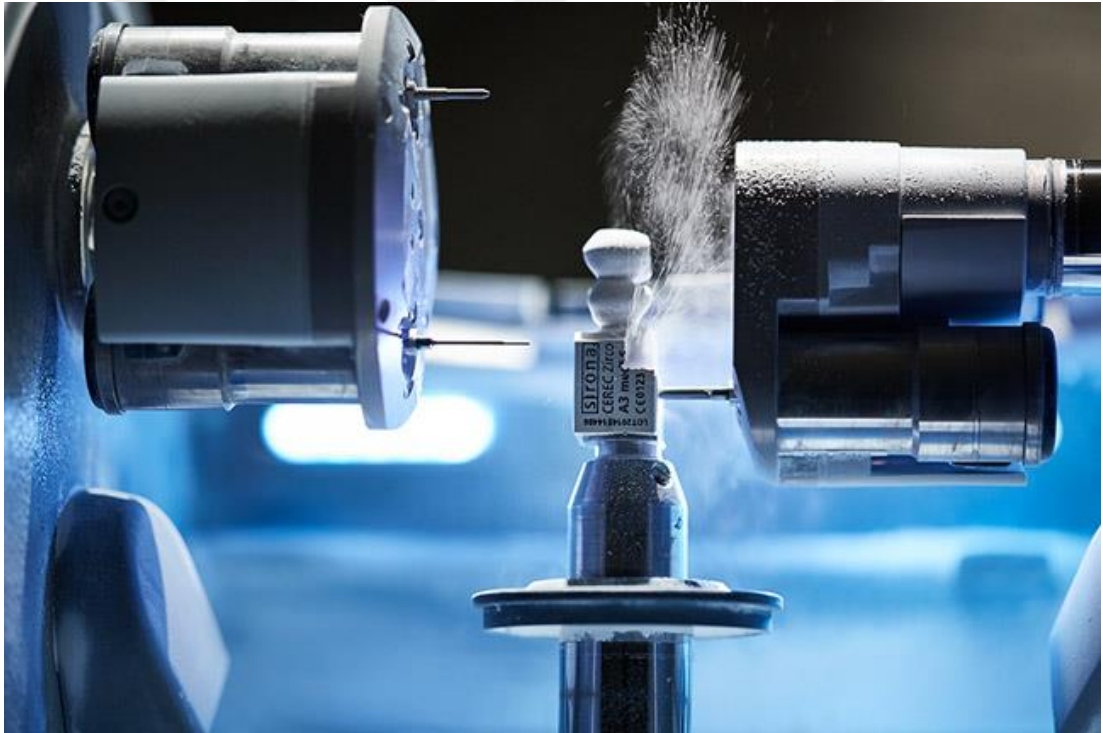
Tüm kontrollere, kullanılan yöntemlerdeki gelişmelere rağmen halen döküm yöntemiyle, yapılan mum örneğin tam benzerinin elde edilemediği görülmüştür. Bu büzülme değerli alaşımlarda ortalama %1,5 değersiz alaşımlarda %2,5 olarak belirtilmiştir (43). Ancak döküm tekniğinin, doğru sıcaklıklarda gerçekleştirilmesi ve kullanılan malzemelerin ısısal genişmelerinin uygun olması durumunda, mum örneğin ve döküm metalinin uğradığı toplam hacimsel büzülme, revetmanın sertleşme, higroskopik ve ısısal genişmeleriyle optimal düzeyde kompanse edilebilir.

#### **D. CAD/CAM Sistemleri**

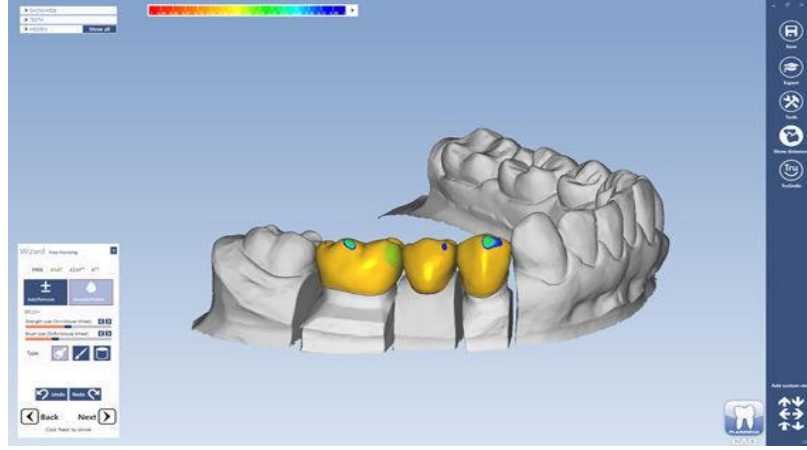
Metal altyapıların marjinal ve internal uyumları, altyapılar geleneksel kayıp mum tekniği ve döküm yöntemiyle üretildikleri zaman, metal alaşımın ve revetmanın boyutsal stabilite özelliklerinden olumsuz yönde etkilenir. Metal alaşımın içinde korozyona yatkın metal kristallerin yer almasından dolayı, metalde kirlenme veya pörözite gibi döküm defektleri, dökümün kalitesini düşürmektedir. Dental restorasyonların; metal, seramik ya da rezin gibi blok materyallerden frezelenerek

üretilmesi gibi alternatif bir teknikle (milling sistemi), yapısal homojenliklerinin ve uyumlarının daha yüksek olması arzu edilmiştir. Ayrıca kullanılan malzemelerin milling işleminin su soğutması eşliğinde yapılması da malzemenin yapısında ısı nedeniyle oluşabilecek mekanik bozulmaları engelleyeceği düşünülmüştür. Bunlardan ötürü, teknolojinin birçok alanında kullanılan CAD/CAM üretim sistemlerinin, diş hekimliği alanında da kullanılması fikri doğmuştur (45).

Bütün CAD/CAM sistemleri teknik olarak 3 aşamadan oluşur; verilerin toplanması, restorasyonun dizaynı ve restorasyonun üretilmesidir. Bu sistemlerin, geleneksel ölçü alma yöntemlerini ortadan kaldırma ve bekleme süresini kısaltma gibi avantajları vardır. Restorasyonu yapılacak diş modelleri, bilgisayara 3 boyutlu olacak şekilde aktarılır (Bkz. Şekil 2.7). Bilgisayar, tasarımı yapılan kron ya da alt yapı dizaynını, günümüzde metal, seramik ya da zirkon blokları çeşitli sayıda eksenlerde hareket edebilen kesici uçlar kullanarak şekillendirip meydana getirir (Bkz. Şekil 2.6). Tüm bu aşamalardan sonra üretilen restorasyonların, daha dirençli ve daha uyumlu olduğu belirtilmiştir.



Şekil 2.6. CAD/CAM'in Üretim Kısmı (46)



Şekil 2.7. CAD/CAM'in Tasarım Kısmı (47)

### E. Katmanlı (Eklemeli) Üretim

Amerikan Test ve Materyaller Birliği'nin (American Society for Testing and Materials [ASTM]) ifade ettiği tanıma göre, üç boyutlu verinin eksiltmeli üretimin tersine materyallerin birleştirilmesiyle, katman katman üretim sistemidir. Üretim, üç boyutlu bilgisayar dosyasının hazırlanıp katmanlar serisi durumuna getirilmesiyle başlar. Her katman daha sonra birbiri üzerine gelerek üç boyutlu objeyi meydana getirecek şekilde, bir yazıcı yardımıyla üretim gerçekleştirilir. Materyalin her 1 mm'sinin üretilmesi için ortalama 5-20 katman gereklidir. Üretim tamamlandıktan sonra obje desteklerden ayrılıp bitim işlemi tamamlanır. Üretim x, y ve z eksenlerinde yapılır. Bu yöntemin önemli avantajlarından biri, hiçbir materyalin boşa harcanmaması, büyük parçaların üretilmesi ve ince detayların elde edilebilmesidir (48).

Malzeme Eklemeli Üretim, Hızlı İmalat, Hızlı Direkt İmalat, Hızlı Şekil Bağımsız İmalat, Direkt CAD İmalat, Masaüstü İmalat, 3 Boyutlu Yazma, Anlık İmalat, Otomasyonlu Fabrikasyon, katmanlı üretim yönteminin imalat sektörlerinde kullanılan farklı isimleridir (49).

Katmanlı üretim; hız, maliyet ve güvenilirlik açısından konvansiyonel yöntemlerden avantajlı duruma gelmiştir. Endüstride, bu teknolojinin kullanımında ve ekipmanların satışında büyük artış görülmektedir. Katmanlı üretim, ilk olarak 1980'lerde prototip model hazırlamak için kullanılmıştır (Rapid Prototyping=Hızlı Prototipleme). Günümüzde üretimin her safhasında kullanılabilmektedir (Rapid

Manufacturing=Hızlı Üretim). Bu alan, büyük yatırımların yapıldığı, sürekli gelişen bir sektördür. Günümüzde oldukça geniş bir kullanım alanı mevcuttur. Bu durum, ekonomik olarak bu teknolojinin daha ulaşılabilir hale gelmesini sağlamıştır. Prototiplemede ürünün sadece istenen görüntüyü vermesi yeterliyken, bireysel implantlar ve protezler gibi fonksiyonel materyaller hazırlanırken malzemeler büyük önem taşımaktadır. Diş hekimliği, bireysel yani hastaya özel üretimin olduğu bir sektördür. Katmanlı üretimin bu alana uyarlanabilmesi önemli gelişmedir.

Diş hekimliğinde kullanılan katmanlı üretim teknolojileri (50):

1. Stereolitografi (SLA)
2. Eriyik Yığılma Modelleme (Fused deposition modeling [FDM])
3. Seçici Elektron Işınli Ergitme (Selective electron beam melting [SEBM])
4. Mürekkep Yazıcı Sistemler
5. Lazer Sinterleme

### **Lazerle Toz Bağlama**

Lazer kullanılan katmanlı üretim tekniği olup, seçici lazer sinterleme ve seçici lazer ergitme bu grupta bulunmaktadır. Bu teknikte, yüksek güçte lazer demeti optikler aracılığıyla ince bir toz tabakasından oluşan hedefe yönlendirilmektedir. Lazer demeti, toz tabakasına temas ettiği yerde, lokal olarak partiküllerin sıcaklığını arttırarak metal partiküllerinin eriyip birleşmesini sağlar. Her yeni tabaka meydana geldiğinde, üretimin gerçekleştirildiği hazne aşağıya iner. Sonra platform yardımıyla, yeni toz tabakası üretimin gerçekleştiği havuzun üzerine yerleştirilir ve lazerle sinterleme/ergitme süreci tekrar edilir. Alınacak tozun kalınlığı, toz havuzunun üzerinde bulunan silindir tarafından kontrol edilmektedir. 3 boyutlu obje tam olarak üretilene kadar bu işlemler her katman için tekrarlanır (50).

Seçici lazer sinterleme, kron köprü protezlerinin ya da hareketli bölümlü protezlerin metal altyapılarının üretiminin gerçekleştirilebildiği tek katmanlı üretim tekniğidir. Bu teknik, ayrıca çene-yüz protezlerinde ve kişisel implantların hazırlanmasında da kullanılabilir.

Bu teknoloji, kompleks geometrilerin meydana gelmesine imkan sağladığı için dünyada çok fazla tercih edilen bir teknolojidir. 1980'li yılların ortalarında

gelişmeye başlayan hızlı prototipleme çalışmaları, günümüzde üretimin her safhasında yer almış durumdadır. 90'lı yıllarda seçici lazer sinterleme ve seçici lazer ergitme sistemleri geliştirilmiş ve metal tozlarından direkt parça üretimine geçilmiştir. Bu teknolojiler önce prototip, daha sonra pilot parti üretiminde kullanıldıktan sonra; seri üretimde de başarıyla kullanılmıştır (51).

Terminoloji için, teknolojinin çok hızla gelişmesi ve değişmesi nedeniyle karışık ve henüz teknikler açık bir biçimde ayırt edilmediğinden, bir fikir birliğine varılamamıştır. Polimer ve seramik üreten sektörlerde, Seçici Lazer Sinterleme, metal üreten sektörlerde ise Seçici Lazer Ergitme (Melting) (SLS) ya da Direkt Metal Lazer Sinterleme terimleri kullanılmaktadır. Eğer metal partiküllerinin yüzeyi kısmen eriyerek birleşiyor ve pörozlü bir yapı meydana geliyorsa, bu sisteme Direkt Metal Lazer Sinterleme (DMLS), eğer metal partikülleri tamamen eriyor ve yoğun bir yapı meydana geliyorsa, bu sisteme de Seçici Lazer Ergitme (SLM) ismi verilmiştir (52).

### **SLS ve SLM Cihazlarının Çalışma Prensipleri**

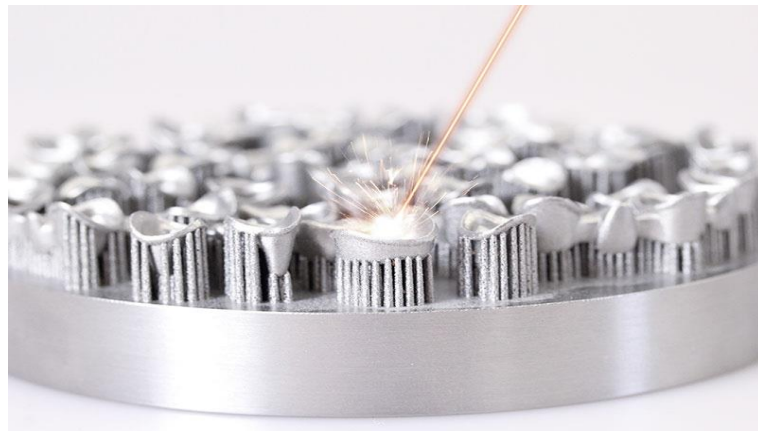
SLS ve SLM cihazlarında işlemler, verinin elde edilmesi, inşa ve yüzey işlemleri olarak sıralanabilir. Verinin elde edilmesi, herhangi bir CAD programında 3 boyutlu modelin tasarlanıp hazırlanan CAD dosyasının, STL uzantılı olarak kaydedilmesi olarak ifade edilebilir. STL uzantısı, objeyi poligon yaklaşımı aracılığıyla dönüştürür. Katmanlı üretim için kullanılan cihazlarda, STL formatı standart hale getirilmiştir. Daha sonra oluşturulan STL formatlı üç boyutlu model dosyası, katmanlı üretim cihazının yazılımında açılır. Açılan model, yazılım tarafından objenin yüksekliği boyunca yatay katmanlara ayrılır (metaller için 0.05mm) (49).

Üretim süreci, oluşturulacak parçanın hangi alaşımdan veya metalden yapılacağı belirlenerek başlar. Diğer katmanlı yöntemlerle karşılaştırıldığında, SLS/SLM üretim yönteminde ticari olarak daha kolay ulaşılabilir toz materyalleri kullanılmaktadır. Yüz protezlerinin üretiminde kullanılan poliamid gibi polimerler, doku mühendisliğinde kullanılan hidroksiapatit ve polietilen karışımı kompozitler, titanyum, çelik ve Co-Cr alaşımlar gibi metaller bunlardan bazılarıdır. Metal tozu, SLS ve SLM cihazlarının üretici firmaları tarafından mekanik özelliklere göre ya da

kullanım alanlarına göre özel olarak hazırlanmaktadır. Metal tozunun tane boyutu da (yaklaşık boyut 4  $\mu\text{m}$ ) işlenebilirlik açısından önemlidir. Metal tozunun seçiminden sonra, makinenin kartuşu bu toz ile doldurularak üretime başlanır. Cihazda, gücü 80-200W arası olan lazerin odağı, optikler aracılığı ile değiştirilebilmektedir. Eksen hareketleri, bir tarayıcı yardımıyla tek odaktan sağlandığı gibi aynalar kullanılarak lineer motorlu sistemler de uygulamada kullanılabilir. STL formatında cihazın yazılımı tarafından katmanlara ayrılan obje, bir toz havuzunda tablanın düşey ekseninde her hareketi bir katmana denk gelecek şekilde, lazer tarafından katman katman sinterlenmektedir (Bkz. Şekil 2.9). Her katmanın sinterleme işlemi sonlandıktan sonra tabla aşağı yönde bir katman meydana gelecek kadar (20  $\mu\text{m}$  kadar) hareket etmektedir. Süpürücü yardımıyla yeni toz, havuz üzerine serilerek işlemler tekrar edilir (50, 53).

Bu teknoloji, tıp ve diş hekimliğinde öncelikle kemik implantlarının, ortopedik ve dental implantların, kron ve köprü protezlerinin (Bkz. Şekil 2.8) ve bölümlü protez altyapılarının üretiminde kullanılmıştır. Saf seramik malzemenin üretim konusunda hala çözülmesi gereken sorunlar olsa da umut verici çalışmalar devam etmektedir.

SLS cihazlarında üretilen malzemenin yüzey kalitesinde, malzemenin cinsi etkili olduğu kadar, lazerin gücü ve lazerin ak çapının da büyük etkisi vardır. Günümüzde fiber lazerler kullanılmaktadır. Lazer çapı sıklıkla 0,2-0,4  $\mu\text{m}$  olup katman kalınlığı ortalama 30  $\mu\text{m}$  dur (54).



Şekil 2.8. DMLS Yöntemiyle Üretilen Metal Altyapılar (55)



Şekil 2.9. DMLS Cihazının Üretim Haznesi (56)

## 2.5. İMPLANT DESTEKLİ PROTEZLERDE PASİF UYUM

**Pasif uyum:** Uzun dönem osseointegrasyon başarısı için, implant üstü protezin okluzal yük altında olmadığı durumda gerilme, sıkışma ve bükme kuvveti uygulamadan tam adaptasyon içinde olması olarak ifade edilebilir (57).

### 2.5.1. Marjinal ve İnternal Uyum

Sabit protetik restorasyonlarda, yeni materyaller ve üretim teknolojileri kadar önemli olan bir başka faktör de restorasyonların marjinal ve internal uyumudur. Marjinal uyumsuzluk miktarının yüksek olması, doğal diş destekli restorasyon kenarında plak birikimine ve bunun sonucunda diş eti oluşu sıvısının miktarında artış olur. Meydana gelen mikrosızıntı sonucunda ikincil çürük, endodontik enflamasyon ve periodontal hastalıkların geliştiği gözlenir (58). Üstelik marjinal bölgede açıkta kalan siman, bu bölgeden başlayarak çözünür ve bu durum, restorasyonların başarısızlığında en önemli etkenlerden birisidir (59). Uyumsuz altyapı, implant destekli restorasyonlarda mekanik başarısızlığa ve çevre dokularda biyolojik komplikasyonlara neden olabilir. Mekanik komplikasyonlar; protezin veya dayanak vidası gevşemesi ve sistemdeki çeşitli parçaların kırılması olarak gösterilebilir. Biyolojik komplikasyonlar; doku reaksiyonları, ağrı, hassasiyet, marjinal kemik kaybı ve osseointegrasyon kaybını içermektedir (57, 60).

Literatürde, marjinal uyumsuzluğun değerlendirilmesiyle ilgili birçok çalışma bulunmaktadır. Bir marjinal açıklığın kabul edilebilir düzeyde olması için gözle görülememesi ve sondla muayenede fark edilmemesi gereklidir. Araştırmacılar,



marjinal uyumsuzluğun dikey ve yatay yönde değerlendirilmesi gerektiğini belirtmişlerdir (61). Yapılan çalışmalarda; marjinal uyum üzerine yapılan ilk incelemelerde, Christensen, altın inleylerde dişeti seviyesinin altındaki marjinal açıklığın 39-119 µm ve diş eti seviyesinin üstündeki marjinal açıklığın ise 2-51 µm olarak bildirmiş ve klinik olarak kabul edilebilir olduğunu söylemiştir (62). McLean ve Von Fraunhofer ise, 5 yıl süresince klinik olarak takip ettikleri 1000 restorasyonun marjinal uyumlarını incelemeleri sonucunda, klinik olarak kabul edilebilir maksimum marjinal açıklık değerinin 120 µm olabileceğini, ayrıca 80 µm ve daha az miktarda bir kenar açıklığının da klinik olarak saptanmasının zor olduğunu bildirmişlerdir (63). Sonuçta, günümüze kadar yapılan marjinal açıklık çalışmaları sonucunda, 100-150 µm aralığında bir değer klinik olarak kabul edilebilir olduğu bildirilmiştir (64).

### **2.5.2 Marjinal Aralığı Ölçüm Yöntemleri**

Kronların kabul edilen kenar aralığı, çeşitli metodlar kullanılarak incelenebilir. Çok sayıda araştırmacı, çıplak gözle görülemeyen veya bir sond tespit edilemeyen klinik olarak kabul edilebilir marjinal aralığı belirlemek için çalışmalar yapmıştır. Günümüzde kenar uyumunun ölçümü için kabul edilen standart bir metod yoktur (65).

Kronların marjinal uyumunun değerlendirilmesi bazı etkenlere bağlıdır. Bunlar:

- İmplant destekli sabit protezlerin (simante veya vida) tutucu türü,
- Ölçüm için kullanılan alt yapının türü,
- Ölçüm için kullanılan büyütme faktörleri ve mikroskobun türü,
- Ölçümün sayısı ve lokasyonu (65).

### **2.5.3. İn Vivo Kenar Uyumu İnceleme Yöntemleri**

Üç yöntem kullanılmaktadır (65). Bunlar:

1. Sond yardımıyla dokunma ile,
2. Bite-wing filmleriyle radyografik kontrol ile,
3. Cardash metoduna göre bir ölçü materyali kullanılarak.

Gözle inceleme, sondla kontrol ve radyolojik muayene subjektif metotlardır. Kenar değerleri ölçülendirilmiş sondlarla ve skalalarla sınıflandırılabilir. Bunlardan elde edilen incelemeler insan gözünün algılama gücü ile sınırlıdır. Döküm kronlarda, marjinal uyum kontrolü yapıldığında sond ile ancak geniş aralıklar fark edilebilir. Ayrıca radyolojik olarak belirlenemeyen uyumsuzluklar da klinikte tespit edilebilir.

## **2.5.4 İn Vitro Kenar Uyumu İnceleme Yöntemleri**

### **A. Direkt Görerek Ölçme**

Uygulama kolaylığı ve gereken sürenin az olmasından dolayı en fazla tercih edilen tekniktir (65). Bu yöntemde, restorasyon hazırlanan dayanak üzerine yerleştirilir ve marjinal bölgede, restorasyon ile dayanak arasındaki mesafe çeşitli büyütmelemlerde, mikroskop aracılığı ile gözlenip, mikroskoba bağlı fotoğraf makinesi ile fotoğraf elde edilir. Fotoğraflar üzerinde hem konvansiyonel ölçümler hem de özel bilgisayar programları yardımıyla, daha ayrıntılı ve kolay ölçümler elde edilebilir. Stereomikroskop, ışık mikroskobu, taramalı elektron mikroskobu (SEM) ve dijital mikroskop kullanılabilir. Bu yöntem, kesit almak gibi invaziv aşamalar içermediğinden kron veya dayanak zarar görmez. Ölçüm, direkt olarak yapıldığı için dublikasyon ya da ara madde gerektirmemesi hata olasılığını düşürdüğünden hassasiyeti daha fazladır. Diğer tekniklere göre daha ekonomik ve daha az zaman gerektirir. Ancak, yüksek güçte bir mikroskop kullanımı, doğruluk için şarttır. Bu yöntemle yalnızca marjinal açıklık miktarı incelenebilir (66). Ölçüm yapılacak noktaların seçilmesinde zorlukla karşılaşılabilir. Mikroskop altında dayanak yapısı, siman ve preparasyon sınırı fark edilemeyebilir. Ayrıca kron kenarı ve dayanak, büyütme altında daha yuvarlak görünebilir. Restorasyonun iç uyumu da incelenmek isteniyorsa, örnekten kesit almak ya da silikon replika tekniğini kullanmak gerekir.

Mikroskobun kullanımı için onun mekanizmasının iyi bilinmesi gerekmektedir. Bir mikroskop ile incelenen görüntüler, mikroskop objektifine dik veya onun menziline paralel bulunan spesifik odak planı içindeki objelerdir. Bunun için örnekler yeterli bir şekilde hazırlanmalı ve yerleştirilmelidir (67). Kesilmemiş örneklerin marjinal uyumunu, mikroskobik görüntü ile incelemede standardizasyon

zor olmaktadır. Bu durumda marjinal uyumun ölçümü için bazı şartlar gerekmektedir:

- Restorasyonların servikal marjinleri ve dayanak preparasyonlarının bitiş çizgileri, net olmalı ve aynı lokalizasyonda pozisyonlandırılmalıdır.
- Marjinal uyum ölçümleri, güvenilirliği arttırmak amacıyla tekrarlanmalıdır.
- Restorasyonların dayanaklara oturtulma kuvveti/tork kuvveti, standardize edilmelidir.
- Restorasyonlar dayanaklar üzerinde aynı pozisyonlandırmaya sahip olmalıdır.
- Ölçüm noktaları, net olmalı ve iyi belirlenmelidir. (67).

## **B. Kesit Alma**

Kesit olarak ölçme yönteminde, restorasyon dayanak üzerine simante edildikten sonra kalıplarda şeffaf akriliğe ya da epoksi rezin içerisine yerleştirilerek kesitler alınmakta, ardından ışık mikroskobu veya SEM'de ölçümler elde edilmektedir. Direkt görerek ölçmeden sonra en fazla kullanılan tekniktir (65).

Kesit alma yöntemi, internal aralığın ve marjinal açıklığın dikey ve yatay yönlerde direkt olarak ölçülmesine imkan tanır. Yazılım ya da konumlandırmadan kaynaklanan problemleri elimine eder. Ancak, uzun dönem analizlere ya da aynı örnekte, üretim aşamalarının önce ve sonrasında yapılacak incelemelere olanak vermez. Ayrıca, ölçüm sayısı kesit alınan düzlemle sınırlı olup kronun tam iç uyumunu göstermez.

Kesit alma tekniği kullanılarak incelenecek bir örnekte kalıp hazırlama, kesit alma, zımparalama, parlatma, gözlem gibi işlemlerin yapılması gerekir.

Kenar uyumunu ölçmek için, ışık mikroskobuna dijital göstergeli bir video kamera yerleştirilir. Kamera ile incelenen kenar bölgesi büyütülüp, bilgisayar ekranına aktararak ölçülebilir. Kullanılan özel bilgisayar yazılımı, arttırılmış bir derinlik sağlar.

## **C. Replika Tekniği**

Ölçü replika tekniğinde örneklerde herhangi bir zarar oluşmaz ve kesit alma metodu gibi metodlardan daha ekonomiktir. İlk olarak Mclean ve Von Fraunhoffer

tarafından önerilen kopya tekniği (replica), diş yapısına kronların adaptasyonunu tespit etmek için invaziv olmayan ve güvenilir bir tekniktir (63, 68). Silikon replika tekniğinde kron, düşük yoğunluklu silikon ölçü materyali ile doldurulup dayanak üzerine oturtulur. Silikon sertleştikten sonra, kron hassas bir şekilde kaldırılır ve içine bu ince silikon filmi stabilize etmek için yüksek yoğunluklu silikon yerleştirilir. Sonra ince silikon tabakadan kesitler elde edilerek, farklı noktalardan ölçüm yapılır. Bazı çalışmalarda, dayanağına sabitlenen kronun dışarıdan ölçüsünün alınması gibi tekniğin modifikasyonları da vardır. Bu modifikasyonda ölçü, epoksi rezin materyali kullanılarak dökülür ve ölçüm, epoksi rezin model üzerinde yapılır. Ancak tekniğin sınırlamaları ve hata olasılığı yüksektir. Kron marjinleri ve bitim hattı net görülemeyebilir. Elastomerik film çıkartılırken yırtılma olasılığı vardır. Kesit alma sırasında meydana gelen hatalar nedeniyle sonuçlar hatalı çıkabilir. Silikon materyalindeki boyutsal değişiklikler, ölçümde sapmalara neden olabilir ve silikon ölçü materyalinin oluşturduğu hidrostatik basınç nedeniyle kronun dayanağın üzerine tam olarak oturmama ihtimali vardır (69, 70).

#### **D. Profil Projektör**

Profilometre örneğe zarar vermemektedir. Odaklanılan düzlemde hem dayanağın hem de örneğin görüntüsü monitöre aktarılır. Ardişık ölçümlerde yeniden pozisyonlandırmada çok hassas davranılmalıdır. Aksi halde hatalı ölçüm yapılabilir (65).

#### **E. Dijimatik Mikrometre ve Mikro-CT**

Mikro-CT kullanımı son zamanlarda diş hekimliği alanında artan bir popüleriteye sahip olmuştur. Ayrıca, mikro-CT diş hekimliği alanında protez dışında; kök kanal morfolojisinin analizi, kök-kanal şekillendirilmesi, implant ve trabeküler kemiğin yapısının detaylı incelemesinde de kullanılmaktadır.

#### **F. Üç Boyutlu Yüzey Tarama Cihazları**

Bilgisayar teknolojilerindeki gelişmelerle beraber üç boyutlu yüzey tarama teknolojisi de son yıllarda gelişmektedir. Diş hekimliğinde, CAD-CAM sistemiyle üretilen restorasyonların büyük kısmında üç boyutlu tarama teknolojisi kullanılmaktadır. Üç boyutlu yüzey tarama teknolojisini kullanarak kenar uyumu

ölçülecek diş veya restorasyon sisteminde, dişin preparasyon yüzeyi ile restorasyonun iç yüzeyi tarayıcılar yardımıyla üç boyutlu olarak taranmaktadır. Elde edilen dijital yüzeyler, bilgisayar programları ile karşılaştırılabilmekte ve bu şekilde restorasyona zarar vermeden her bölgedeki internal aralığının ve kenar uyumunun incelenmesi mümkün olmaktadır. Bu ölçüm tekniğinde hassasiyet, üç boyutlu tarama sistemiyle ilgilidir. Tarama sistemindeki hata payı sonuçları etkilemektedir (71).

### **2.5.5. İmplant Destekli Sabit Protezlerde Altyapı Uyumunu Değerlendirme Metotları**

Protezlerin pasif uyumunu değerlendirmede, çeşitli faktörler göz önünde bulundurulmalıdır. Bunlar, pasif uyumun tanımı ve pasiflik derecesini elde etmede yararlanılan prosedürlerin güvenilirliği olarak söylenebilir. Altyapı uyumunu değerlendirmede birçok metot mevcuttur. Klinik ve laboratuvar aşamalarında uygulama olarak, farklı metotlar tercih edilebilir. Bu metotlardan görsel inceleme; vida testi, basınç tespit edici materyal kullanımı, röntgen, uyum kontrolü için dökümden spesifik bir ara parça fabrikasyonu gibi testleri kapsar. Bütün bu metotlar iki parça arasındaki boşluğun gözlenmesi esasını amaçlar. Uyumun, parmakla dokunarak değerlendirilmesi; protezin metal altyapısı, dayanakla kontakta olacak şekilde yerleştirilirken uygulanmakta ve altyapının oturup oturmadığı hissedilmektedir. Önce protezin giriş yolu tespit edilir, tutucu vidalar sıkılıp gevşetilerek altyapıda hareket meydana gelip gelmediği belirlenir. Görsel ve parmakla dokunarak değerlendirme metotları tam olarak objektif kabul edilemez. Ancak laboratuvar metotlarıyla implant protez birleşiminde uyum, üç boyutlu ölçülebileceği için bu subjektiflik seviyesi minimize edilebilir. Laboratuvar metotları mil kontak tekniği, lazer videografı, fotogrammetrik, çeşitli mikroskopları kullanarak direkt görüntüleme tekniği, kesit alma gibi tekniklerden oluşur. Metotlardan her biri yaklaşık olarak 3,5 µm seviyesinde tam ölçüm sağlamaktadır. Fakat ağız içiyle ana model arasındaki uyumsuzluk, protez altyapısında klinik olarak tam uyum sağlanmasına engel olabilmektedir (60).

- **Değişimli Parmak Basıncı**

Protez ağza yerleştirilirken, öncelikle terminal dayanağının üstüne gelen altyapıdan sonra diğer terminal dayanağın üstüne gelen altyapıdan basınç uygulanır.

Bu değişimli parmak basıncı, herhangi bir fulkrum hattı olup olmadığını belirlemeye yardımcı olmaktadır. İmplant dayanak birleşimindeki tükürük hareketi gözleendiğinde daha etkili olabilir. Parmak basıncı karşı arklarda uygulandıında alt yapının hareket etmesi veya distorsiyonu da görülebilir. Bu metot, kısa aralıklı multi implant destekli protezlerde veya subgingival marjin varlığında kullanılmamaktadır (60).

- **Direkt Görüş ve Dokunma Hissi**

Direkt görüş dokunma hissi ile birlikte sond yardımıyla implant üstü protezin, metal altyapı değerlendirmesinde kullanılmaktadır. Bu metot, yeterli ışık ve uygun büyütme ile daha etkili olabilmektedir. Fakat bu tekniğin hassasiyeti sondların boyutları, marjinin yeri ve klinisyenin farkı gözleleme kabiliyetiyle sınırlanmaktadır. Sond ucu yaklaşık 60 µm olduğu için bu değerden küçük uyumsuzluklar tespit edilemez. Estetik nedenlerden dolayı ön bölgede yapılan restorasyonlarda bitim hattı subgingival olarak tasarlanır. Direkt görüş ve dokunma hissi, özellikle subgingival marjinlerde tek başına metal altyapı uyumunu tespit etmede yeterli olamamaktadır. Bu metot diğer metotlara yardımcı olarak kullanılabilir (60).

- **Röntgen**

Metal altyapı uyumunu değerlendirmede, subgingival marjinlerde sıklıkla periapikal röntgen kullanılmaktadır. Bu röntgenlerde açı, implant-dayanak birleşiminin uzun aksına dik şekilde konumlandırılıp ışın öyle verilmelidir. Ancak, anatomik yapılar uygun açı vermeye engel olabilir ve superpozisyonlar oluşarak uyumsuzluk tespit edilemeyebilir (60).

- **Tek Vida Testi**

Bir terminal dayanakta 1 vida sıkıştırılıp, diğer dayanaklarda uyuşmazlık olup olmadığı gözlenir. Bu teknik, genelde uzun aralıklı metal altyapılarda daha etkili olmaktadır. Bu sayede terminal dayanakta vertikal uyuşmazlık varsa tespit edilebilir. Ayrıca, supragingival marjinlerde direkt görüş ve sondla kontrol etme birlikte uygulanabileceği gibi subgingival marjinlerde periapikal röntgenler de kullanılabilir (60).

- **Vida Direnci Testi**

Orta hatta en yakın implanttan başlayarak altın vidalar, metal altyapı ile vida başı arasında ilk direnç oluşuncaya kadar sıkıştırılır. Maksimum bir yarım tur 10 -15 N/cm torkla sıkıştırıldığında vida tamamen oturur. Vidanın oturması için yarım turdan daha fazla çevirmek gerekliyse uyumsuzluk söz konusudur. Aynı zamanda vidanın sıkıştırılması esnasında devam eden ağrı, basınç, rahatsızlık da göz ardı edilemeyecek bir uyumsuzluk olduğunun göstergesidir (60).

- **Periotest**

Döküm restorasyonların uyumunu değerlendirmede periotest cihazı da kullanılabilir. Bu cihaz, diş ile destek kemik arasındaki mobilitayı tespit etmek için geliştirilmiştir. Periotest ölçüm aletinin ucu, dayanağın fasiyal yüzeyine dik şekilde tutulup hastanın sağından soluna doğru temas yüzeyinde elde edilen sıfır referans noktasından yaklaşık 45, 90, 135 derecelik açılarla ölçüm yapılmaktadır. Ölçüm sırasında, alet ile dayanak arasında 2-3 mm mesafe bırakılmaktadır. Aynı işlem metal altyapı uyumunu tespit ederken de doğrulama indeksi ile beraber kullanılmaktadır. Büyük olan değer, dişin harekete karşı gösterdiği direnci veya onun dayanıklılığını, küçük olan değer ise kayıt alınan periotest değeridir. Periotest değerleri (-) 8'den (+) 50'ye kadar değişmekte olup, düşük değerler daha çok sağlamlığı göstermektedir. İmplant dayanağı ile protez metal altyapısı arasındaki uyum rijid olmalı, çünkü mobilite uyumsuzluğu gösterir. Periotest aleti, mobilitayı değerlendirip sayısal değer elde etmede veya uyumsuzluğu belirlemede kullanılmaktadır.

- **Lazer Videografi**

Lazer videografi sistemi, toplanan lineer dataların görsel ve sayısal değerleri gösteren bir bilgisayar programıyla lazer dijitalleştiricinin birleşmesinden meydana gelir. Optik kaynak, 780 nm dalga boyunda mikron düzeyde ölçüm yapılmasını sağlayan Gallium Arsenide lazerdir. Sistem programı, üç boyutlu olarak x, y ve z eksenlerinde toplanan dataların grafiğini oluşturabilmektedir. Sistem doğruluğu  $\pm 0.001$  mm'dir. Biri dayanak diğeri protez altyapısı için belirlenen iki merkez noktanın karşılaştırılması; x, y eksenindeki uyumu, z eksenindeki aralığı belirlemede görevlidir (72). May ve ark. (73) yaptıkları çalışmada, analog-metal altyapı

uyumunun laboratuarda yapılan lazer ölçümü ile intraoral dayanak-metal altyapı uyumunun klinik ölçümü arasında bir bağlantı olup olmadığını araştırmışlar ve lazerle yapılan misfit ölçüm değerlerinin periotest değerleriyle uyuşmadığını belirtmişlerdir.

- **Fotogrammetrik Teknik**

Dental implantların pozisyonlarını üç boyutlu olarak ölçmek için geliştirilmiş bir tekniktir. Böylece implant üzerine yerleştirilen üst yapıların uyumu da tespit edilebilir. Kameranın kalibrasyonu yüksek hassaslıkta analitik plotterda yapılmış ve 0,005 mm'lik doğrulukta film ölçümüne sahiptir. Klinik parçalar üzerinde açık ve iyi tanımlanmış noktalar için belirlenmiş ölçüm doğruluğu yaklaşık 0,02 mm ve 10 µm kadar olan uyumsuzlukların tespit edilebildiği belirtilmiştir. Ancak teknik açıdan hassas olması, maliyet yüksekliği ve özel cihaz gerekliliği gibi dezavantajları vardır (60).

- **Basınç Tespit Edici Ajan ve Diğer Materyaller**

Altyapı uyumunu değerlendirmede basınç tespit edici ajanlar da (basınç gösteren macun, ince kıvamlı silikon ölçü materyali ) kullanılabilir. Metal altyapının temas yüzeyinde basınç tespit edici materyalin varlığı uyumsuzluğu belirtmektedir. Basınç tespit edici ajan hem subgingival hem de supragingival marjinlerde değerlendirme yapabilmektedir. Ölçülebilir kalınlığı olan materyaller örneğin mumsuz diş ipi (12 µm), poliester film şeritler (40 µm) ve şim stok (10-12 µm) metal altyapı uyumsuzluğunu nicelendirmekte kullanılabilir (60).

### **2.5.6. Pasif Uyum Elde Etme Metotları**

Günümüzde farklı tekniklerle tespit edilebilen pasif uyumu elde edebilmek için bazı çalışmalar yapılmış, protetik uyumsuzlukları ve kemik-implant yüzeyindeki stresleri azaltmak için değişik prosedürler geliştirilmiştir.

- **İskelet Dökümüyle Birlikte Doğrulama İndeksi**

Bu teknikte tek parça döküm yapılmaktadır. Fakat, dökümden önce akrilik rezinden replika hazırlanarak uyum kontrolü yapılması gerekir. Döküm uyumunun kontrolü altyapıda oluşturulmuş tek vida yardımıyla yapılmalıdır (60).



- **Spark (Kıvılcım) Erozyonu**

Elektrik deşarj teknolojisi kullanılan metal altyapı fabrikasyon yöntemidir. Spark erozyonu işleminde elektriksel alan içerisinde kısa akımlı impulslar oluşturulur ve alışımda fazla ısı iletimi meydana gelmeden pasif olarak küçük metal parçacıkları kontrollü bir şekilde aşındırılır. Eisenmann ve ark. (74) yapmış oldukları çalışmada, implant retansiyonlu tek parça döküm metal altyapıların pasif uyumunun, spark erozyonu tekniğiyle geliştirilip geliştirilemeyeceğini araştırmışlardır. Spark erozyonu uygulamanın klinik kullanımını tavsiye etmişlerdir.

- **Lazer Kaynağı ve Lehimleme**

Hazırlanan metal altyapılarda istenilen uyum elde edilemediği zaman, kesitlendirme işlemi uygulanarak akrilik rezin ile parçalar intraoral olarak sabitlenir. Uyum kontrolü yapıldıktan sonra metal altyapı, lehim yapılması amacıyla ölçü alınarak laboratuara iletilir. Riedy ve ark. (72), implant metal altyapısı ve hasta simülasyon modeli arasındaki pasif uyumla ilgili çalışma yapmışlardır. Çalışmalarının sonucunda, machined titanium lazer kaynaklı metal altyapının, döküm tek parça metal altyapıdan daha fazla uyum gösterdiğini belirtmişlerdir.

- **Aşındırma (Milling) Tekniği**

Laboratuar maliyetlerinin kıvılcım erozyon tekniği için çok yüksek olması, benzer özellikler sağlayan farklı tekniklerin geliştirilmesini sağlamıştır. Aşındırma tekniğinde; altın silindirler veya UCLA tip dayanaklar, analoglar üzerine mum ya da otopolimerize akrilik rezin yardımıyla ile yerleştirilir, mum modelaj gerçekleştirilir. Altyapıların bukkolingual pozisyonları tespit edilir ve silindirlerin lingual yüzeyine mum ilavesiyle aşındırma (milling) için hacim oluşturulur. Aşındırma makinesinde lingual ve distal konturlarda paralel rehber düzlemler, paralelometre aracılığıyla oluşturulur. Mumlu üst yapının dökümü yapılır (75).

- **CAD/CAM Tekniği**

Tasarım ve dişlerin düzenlenmesinin tamamlanmasıyla birlikte son kontrol yapıldıktan sonra, teknisyen tarafından tasarlanan metal altyapının rezin örneği hazırlanır. Ağız içi kontrolü gerçekleştirildikten sonra örnek taratılarak bilgisayara

aktarılır ve metal altyapı bilgisayar verilerine göre yapılır. Takahashi ve ark. (76), procera sistemleri ve döküm altın alaşımlarından yapılan metal altyapı silindirleri ile implant dayanakları arasındaki tam uyumu araştırmışlar ve procera sistemleri ile hazırlanan metal altyapıların uyumunun döküm altın alaşımlarından hazırlanan metal altyapıların uyumundan anlamlı derecede daha iyi olduğunu belirtmişlerdir.



### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu tez çalışması, Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda gerçekleştirildi.

#### 3.1. Rezin Esaslı Akrilik Çenenin Elde Edilmesi

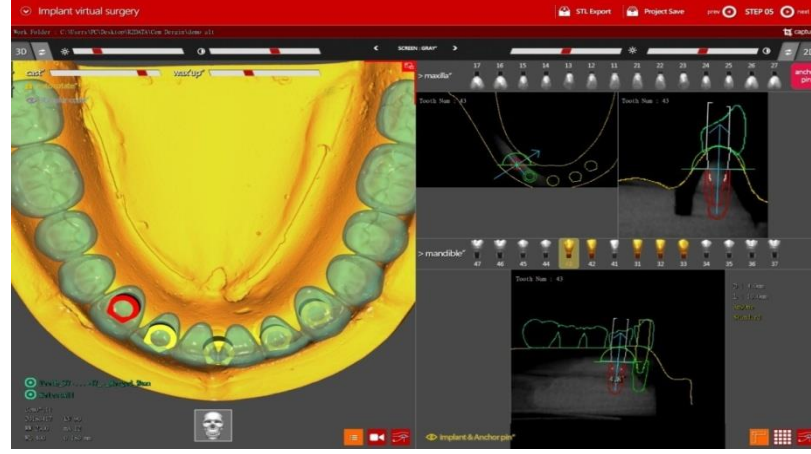
Çalışmamızda ilk olarak MEGAGEN (MegaGen İmplant, Seul, Kore Cumhuriyeti) firmasının sahip olduğu 3D yazıcı ve özel bir yazılım programı kullanılarak mandibular çeneyi taklit eden rezin esaslı akrilik (Poliüretan akrilik) çenenin üretimi yapıldı. Ayrıca rezin esaslı akrilik çene, dişetini taklit etmesi amacıyla 2 mm kalınlığında, pembe renkli silikon (elastomerik silikon) kullanılarak kaplandı (Bkz. Şekil 3.1).



Şekil 3.1. Rezin Esaslı Akrilik Çene

#### 3.2. Cerrahi Stent Hazırlanması

İmplantların, doğru açıda ve birbirine paralel yerleştirilebilmesi için MEGAGEN (MegaGen, Kore) firmasına ait r2gate sistemi kullanılarak (Bkz. Şekil 3.2) özel olarak üretilen cerrahi stentten (Bkz. Şekil 3.3) yararlanıldı.



Şekil 3.2. R2gate Sistemiyle İmplantların Yerlerinin Belirlenmesi



Şekil 3.3. Cerrahi Stent

### 3.3. İmplantların Çeneye Yerleştirilmesi

Rezin esaslı akrilik çeneye, birbirine paralel 5 adet implant yerleştirildi. İmplant materyali olarak 4 mm çapında ve 10 mm uzunluğunda, bu araştırma için özel olarak üretilmiş dental implantlar (MegaGen, Kore) kullanıldı (Bkz. Şekil 3.4). Öncelikle, hazırlanan cerrahi stent, rezin esaslı akrilik çeneye mini vidalar yardımıyla sabitlendi (Bkz. Şekil 3.5). İmplantlar, mandibular çeneyi taklit eden rezin esaslı akrilik çenede; santral dişlerin ortasına bir adet, mental foramenlerin anterioruna 2 adet ve santral implantla distal implantların arasındaki mesafenin tam ortasına gelecek lokalizasyonda 2 implant olmak üzere, toplam 5 implant cerrahi stent rehberliğinde yerleştirildi. İmplantların yerleştirileceği boşluklar, fizyodispenser (meg engine, MegaGen, Kore) aracılığıyla 800 rpm'de açıldı. İmplant boşlukları açılırken soğutma amaçlı serum fizyolojik kullanılmadı. İmplantlar,

fizyodispenser yardımıyla 25 rpm'de açılan boşluklara yerleştirildi. İmplantlar, çenede istenilen seviyeye kadar yerleştirilebilmesi için üretici firmanın ürettiği cerrahi torklu raşet yardımıyla 30-60 N/cm torklama kuvveti uygulanarak rezin esaslı akrilik çeneye yerleştirildi (Bkz. Şekil 3.6). Üretici firmanın talimatları doğrultusunda, implantın yerleşiminde kullanılan anahtarın yeşil renkli kısmının, cerrahi stentte bulunan boşluğun tamamını doldurması, implantların kemik seviyesinde yerleştiğinin anlaşılmasını sağladı (Bkz. Şekil 3.6).



Şekil 3.4. Rezin Esaslı Akrilik Çeneye Yerleştirilen İmplantlar



Şekil 3.5. Cerrahi Stentin Rezin Esaslı Akrilik Çeneye Sabitlenmesi



Şekil 3.6. Belirlenip Açılan Boşluklara İmplantların Gönderilmesi



Şekil 3.7. İmplantlar Yerleştirildikten Sonra Modelin Görüntüsü

#### 3.4. Modelden Ölçü Alınması

Ölçü alınırken, üretici firmanın dijital ölçü tekniğinde kullanılmak üzere özel olarak ürettiği, 13 mm'lik tarama dayanakları (MegaGen, Kore) kullanıldı (Bkz. Şekil 3.8), (Bkz. Şekil 3.9). Ölçü alınırken, 3 boyutlu ağız içi tarayıcı kullanıldı (Dental Wings 7 Series, DENTAL WINGS, Montreal, QC Kanada), (Bkz. Şekil 3.11).



Şekil 3.8. Dijital Ölçü Tekniği İçin Tarama Dayanağı



Şekil 3.9. Dijital Ölçü Tekniği İçin Tarama Dayanağı



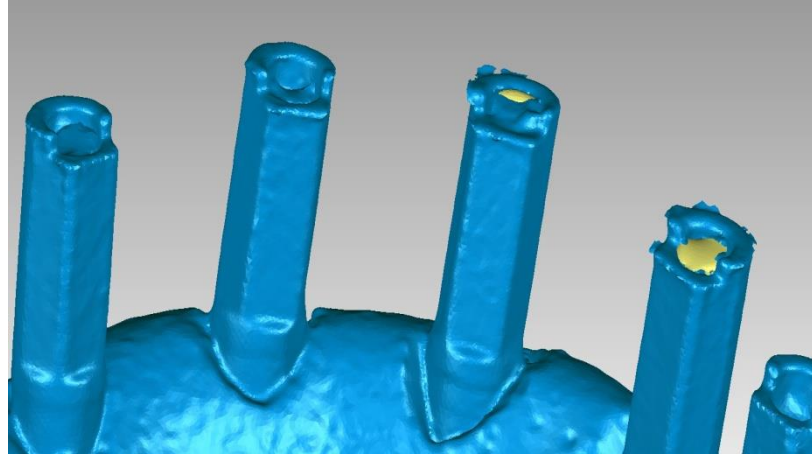
Şekil 3.10. Tarama Dayanaklarının İmplantlara Takılması



Şekil 3.11. Dijital Ölçü Tekniğiyle Ana Modelden Ölçü Alınması

### 3.5. Metal Altyapıların Tasarlanması ve Üretilmesi

Kemik-okluzal düzlem arası mesafe 12 mm olacak şekilde protezler tasarlandı (Bkz. Şekil 3.13). Bu mesafenin 7 mm'si metal altyapı, 2 mm'si ise feldspatik porselen olacak şekilde ayarlandı. DMSL yöntemi ile lazer sinterleme cihazı kullanılarak (M270, EOS, Munich, Almanya) 10 adet metal altyapı elde edildi (Bkz. Şekil 3.17).



Şekil 3.12. Dijital Ölçünün Soft Programında Görünümü





Şekil 3.13. Metal Altyapıların Tasarımı



Şekil 3.14. Tasarlanan Metal Altyapıların Dayanak Üzerine Yerleştirilmesi



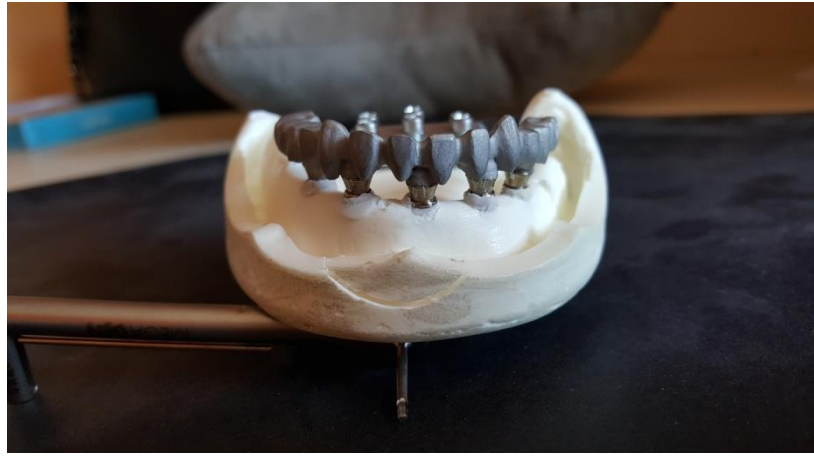
Şekil 3.15. Metal Altyapıların Okluzalden Görünümü



Şekil 3.16. Ana Modele Dayanakların Yerleştirilmesi



Şekil 3.17. Elde Edilen Metal Altyapılar



Şekil 3.18. Metal Altyapıların Ana Modele Takılması

### 3.6. Metal Altyapıların SEM Analiziyle İncelenmesi

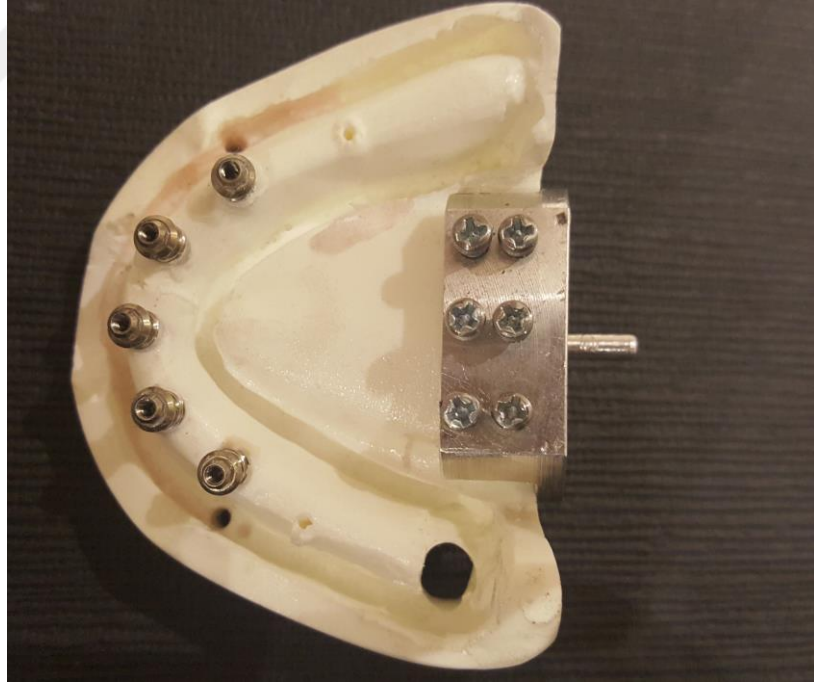
DMLS yöntemiyle üretilip elde edilen metal altyapılar, üretici firmanın talimatları doğrultusunda 25 N/cm kuvvetle implantlara torklanan düz multi-unit dayanaklara, 15 N/cm'ye torklanıp (Bkz. Şekil 3.19) SEM cihazında (Bkz. Şekil 3.20) incelendi. Tasarladığımız tek parça protezin marjinal bitim sınırıyla, dayanakta aerötör ve elmas frez yardımıyla oluşturulan noktalar arasındaki uzaklık değerleri, SEM cihazı (TESCAN MIRA3 XMU, Brno, Çek Cumhuriyeti) kullanılarak ölçüldü (Bkz. Şekil 3.22). Ölçüm esnasında, modelin tablaya yerleşmesini ve tablada sabit kalmasını sağlayan aparat özel olarak üretildi (Bkz. Şekil 3.21) Modele sabitlenen bu aparat, tüm safhalarda modelde aynı şekilde kaldı. Metal safhasında ölçümlere başlanmadan önce modele sabitlenen aparat, glaze safhasında ölçümler tamamlanıncaya kadar modelden çıkartılmadı. Böylelikle ölçüm sırasında, modelin SEM cihazındaki tablada, tüm safhalarda standart konumda olması sağlandı.



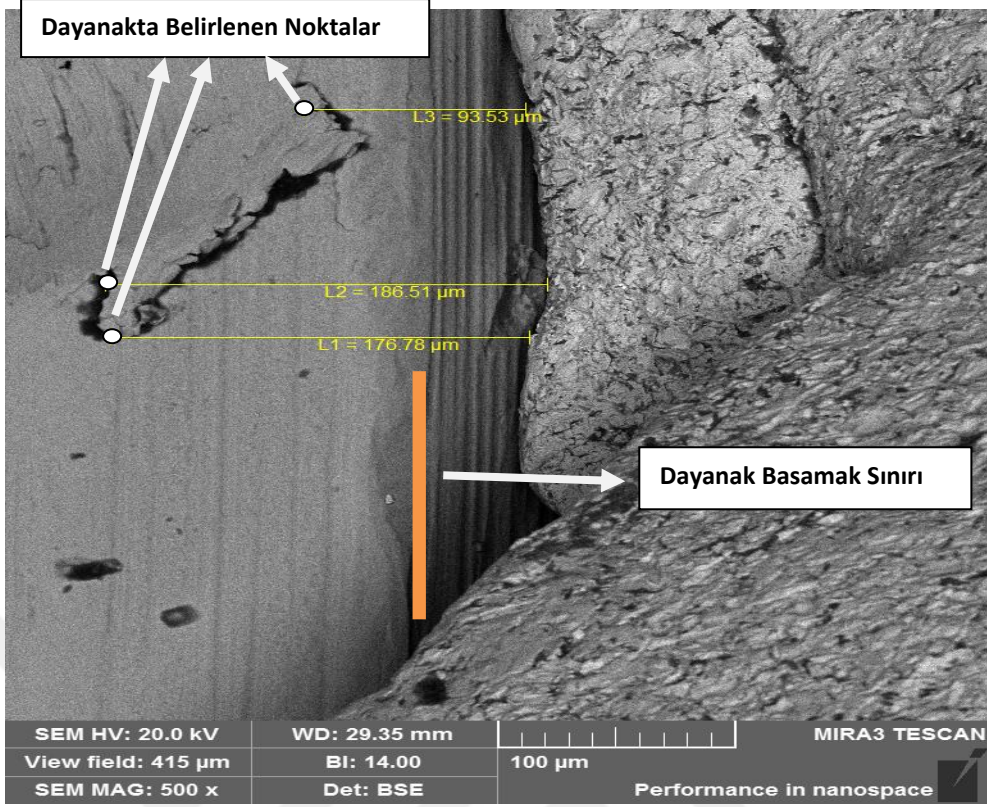
Şekil 3.19. Metal Altyapıların Dayanaklar Üzerine Yerleştirilmesi



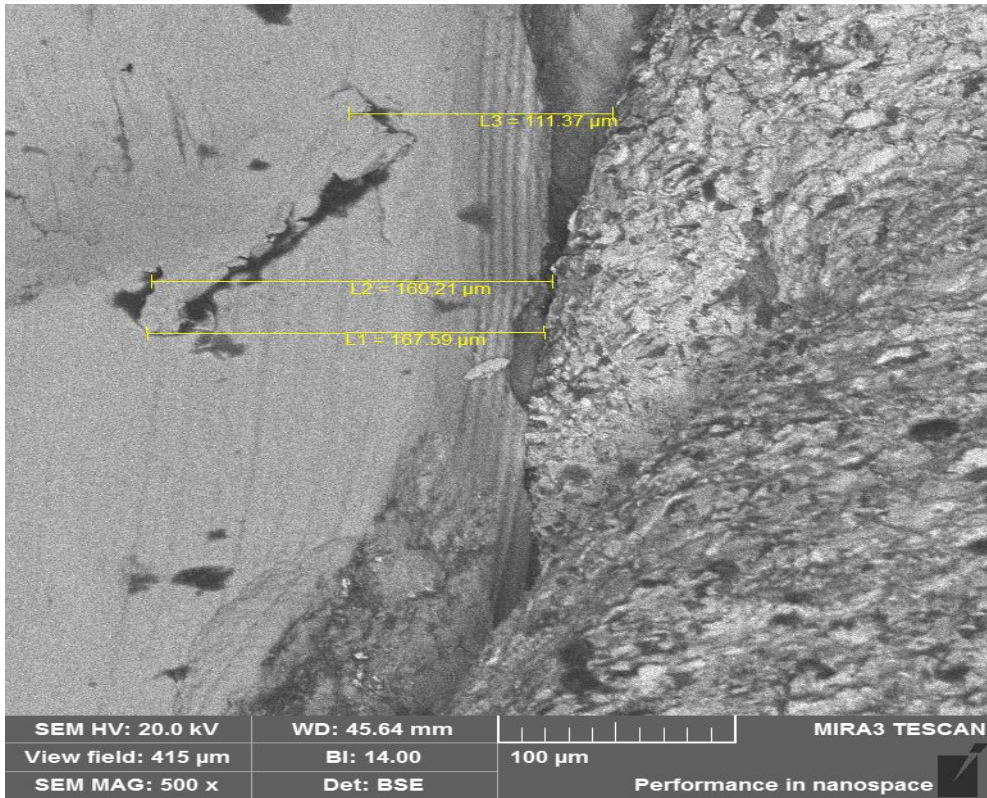
Şekil 3.20. Kenar Uyumunu İncelediğimiz SEM Cihazı



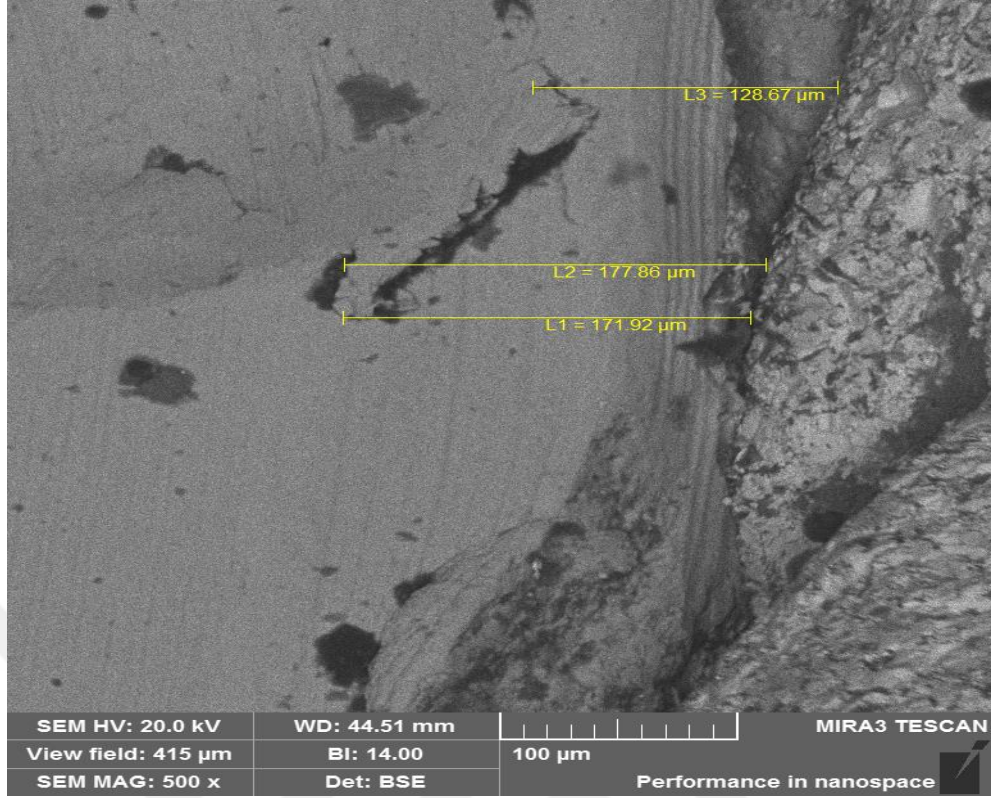
Şekil 3.21. SEM Analizi Esnasında Modele Sabitlenen Aparat



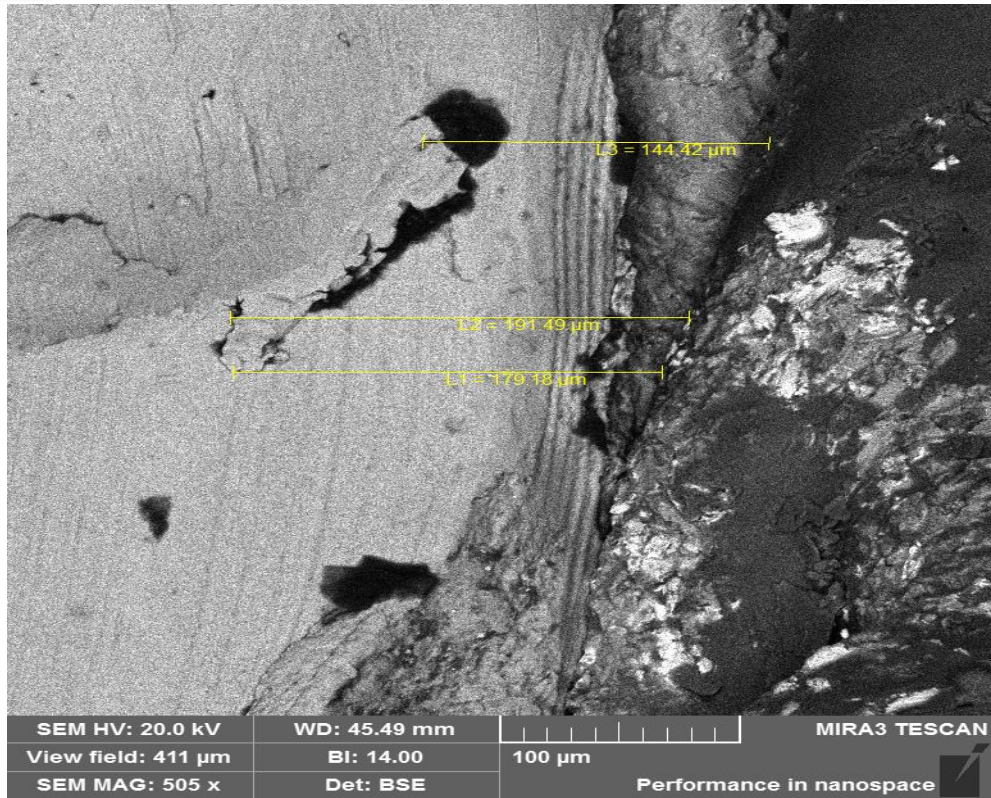
Şekil 3.22. Metal Altyapıların SEM İncelemesi



Şekil 3.23. Opak Porseleni Uygulandıktan Sonra SEM İncelemesi



Şekil 3.24. Dentin Porseleni Uygulandıktan Sonra SEM İncelemesi



Şekil 3.25. Glaze Uygulandıktan Sonra SEM İncelemesi

### 3.7. Oksidasyon İşlemi Safhası

DMLS yöntemiyle üretilen toplam 10 adet tek parça tepeden vidalı metal altyapı, seramik fırınında (Programat P310, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) üretici firmanın önerisi doğrultusunda, 960°C’de 5 dakika süresince vakum olmadan fırımlandı. Diğer tüm fırın uygulamalarında da aynı fırın kullanıldı (Bkz. Şekil 3.26).



Şekil 3.26. Uygulamalarda Kullanılan Seramik Fırını

### 3.8. Opak Porselen Uygulaması

Oksidasyon işlemi gerçekleştirilen örneklerin, kenar uyum incelemeleri yapıldıktan sonra metal alt yapıların üzerine üretici firmanın önerisi doğrultusunda, iki kat olacak şekilde opak uygulandı. (VITA, Vita VMK Master, Bad Sackingen, Almanya). Yine üretici firmanın talimatları doğrultusunda, uygulama öncesinde alt yapılara, önce akan su altında sonra buharla temizleme işlemi uygulandı. 1. kat için

opak tozu ve likiti cam içinde karıştırılıp, sprey şeklinde metal altyapı üzerine uygulandı (Bkz. Şekil 3.27). Bu uygulama sonrasında altyapı, 500°C fırında 2 dakika ön kurutma için bekletildi, daha sonra sıcaklık dakikada 80°C artacak şekilde 918°C'ye kadar yükseltildi ve bu sıcaklıkta vakum altında 1 dakika bekledi. 2. kat için aynı işlemler tekrarlandı ancak bu kez sıcaklık 909°C'ye kadar yükseltildi.



Şekil 3.27. Opak Uygulanmış Protetik Altyapı

### 3.9. Opak Safhasında SEM Analizi İncelemesi

Metal altyapılar, opak uygulama işleminden sonra SEM cihazı kullanılarak, protezin marjinal sınırı ile dayanakta belirlenen noktalar arasında ölçüm yapıldı (Bkz. Şekil 3.23).

### 3.10. Dentin Porseleni Uygulaması

Kenar uyum incelemeleri gerçekleştirildikten sonra opak porseleni uygulanmış tüm örneklerle, diş anatomilerine uygun olacak şekilde 2 mm kalınlığında porselen uygulaması yapıldı. Porselen uygulaması, yığma metodu kullanılarak fırça ile gerçekleştirildi. Vita VMK Master dentin tozu (VITA, Almanya) kullanılarak firmanın önerileri doğrultusunda, 500°C'de 6 dakika süre ile ön kurutma yapıldıktan sonra dakikada sıcaklık 55°C artacak şekilde, 908°C'de pişim yapıldı (Bkz. Şekil 3.28). Porselen uygulaması esnasında, standardizasyon sağlayabilmek için tüm örnekler aynı teknisyen tarafından aynı anda hazırlandı. Her bir protez için eşit miktarda porselen tozu kullanıldı (13,7 gram) ve dijital kumpas ile hem metal hem de porselen kalınlıkları kontrol edildi.





Şekil 3.28. Dentin Porseleni Uygulanmış Protetik Yapı

### 3.11. Dentin Porseleni Uygulandıktan Sonra SEM Analizi İncelemesi

Dentin porseleni uygulama işleminden sonra SEM cihazı kullanılarak, protezin marjinal sınırı ile dayanakta belirlenen noktalar arasında yeniden ölçüm yapıldı (Bkz. Şekil 3.24). Elde edilen sonuçlar not edildi.

### 3.12. Glaze Uygulaması

Vita akzent (VITA, Almanya) glaze kullanılarak, vida giriş deliği hariç tüm yüzeyler glaze ile kaplandı. Üretici firmanın önerileri doğrultusunda, 500°C sıcaklıkta 4 dakika ön kurutma yapıldıktan sonra sıcaklık dakikada 80°C artacak şekilde 855°C'de glaze uygulama işlemi gerçekleştirildi (Bkz. Şekil 3.29).



Şekil 3.29. Glaze Uygulanmış Protetik Yapı

### **3.13. Glaze İşlemi Gerçekleştirildikten Sonra SEM Analizi İncelemesi**

Glaze uygulama işleminden sonra SEM cihazı kullanılarak, protezin marjinal sınırı ile dayanakta daha önce belirlenen ve diğer safhalarda da aynı noktalar arasından yapılan ölçümler tekrarlandı (Bkz. Şekil 3.25). Elde edilen sonuçlar not edildi.

#### **İstatiksel Değerlendirme**

Çalışmada elde edilen veriler değerlendirilirken, istatistiksel analizler için IBM SPSS Statistics 22 (IBM SPSS, New York, ABD) programı kullanıldı. Programa yüklenen verilerin değerlendirilmesinde, parametrik test varsayımları yerine getirildiğinden (Kolmogorov-Smirnov), bağımsız ikiden fazla grupta elde edilen ortalamalar karşılaştırılırken tek yönlü varyans analizi, analiz sonucunda önemlilik kararı verildiğinden, farklılık yapan grup ya da grupları bulabilmek için Tukey testi kullanıldı. Veriler tabloda, aritmetik ortalama ve standart sapma şeklinde belirtilip yanılma düzeyi 0,05 olarak alındı.

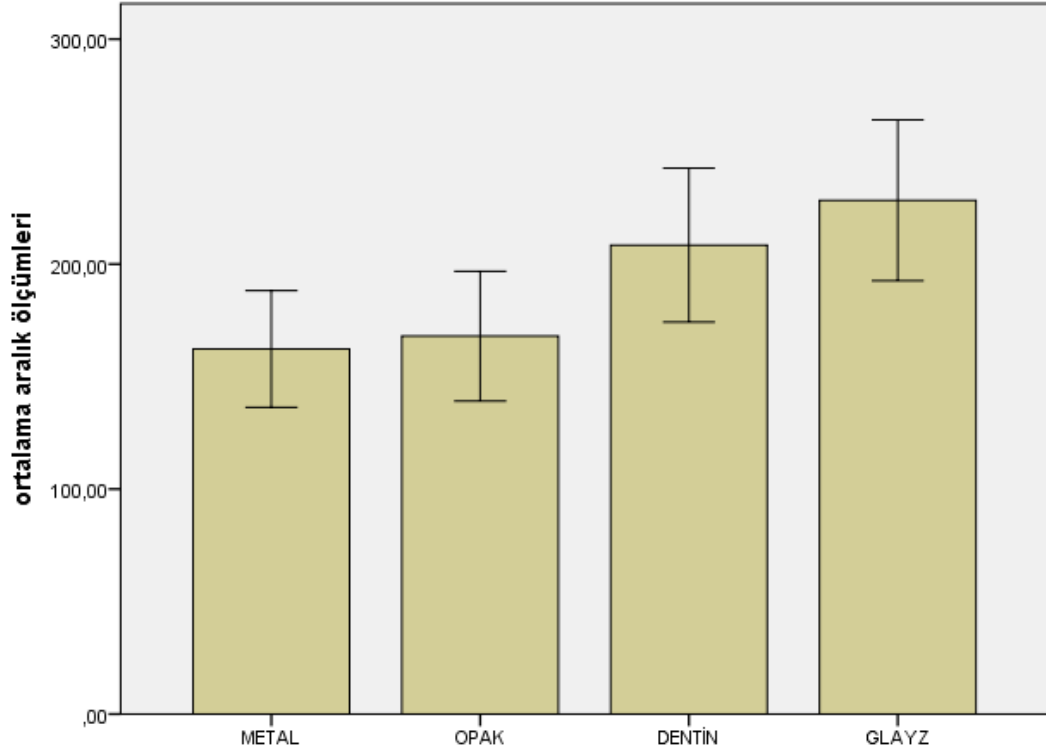
#### 4. BULGULAR

DMLS yöntemiyle hazırlanmış implant üstü tek parça vida tutuculu metal altyapıların kenar uyumlarını, karşılaştırmak ve altyapıların üzerine porselen uygulama işlemi safhalarının kenar uyumuna etkilerini incelemek amacıyla, ana model üzerindeki dayanaklarda daha önceden belirlenen noktalarla protezin marjinal sınırı arasında, ölçülen kenar açıklığı ortalamaları ve standart sapma değerleri hesaplanarak Tablo 4.1’de gösterildi. Altyapılar; metal, opak, dentin ve glaze olarak gruplandırıldı ve en düşük değer ( $162,29 \pm 12,95 \mu\text{m}$ ) metal grubunda bulunurken, en yüksek değer glaze grubunda ( $228,35 \pm 17,87 \mu\text{m}$ ) bulundu. Gruplara ilişkin aralık ölçümleri karşılaştırıldığında, gruplar arası farklılık önemli bulundu ( $\rho < 0,05$ ). Gruplara ilişkin aralık değerleri ikişerli karşılaştırıldığında; metal ile dentin, metal ile glaze, opak ile dentin, opak ile glaze, dentin ile glaze arasındaki farklılık önemli bulunurken ( $\rho < 0,05$ ), metal ile opak arasındaki farklılık önemsiz bulundu.

Tablo 4.1. Gruplara İlişkin Aralık Ölçümlerinin Karşılaştırılması

	Ölçüm sayısı	Ortalama	Standart sapma	Sonuç
Metal	50	162,29 $\mu\text{m}$	12,95	F=205,55
Opak	50	167,98 $\mu\text{m}$	14,44	P=0,001*
Dentin	50	208,43 $\mu\text{m}$	17,11	
Glaze	50	228,35 $\mu\text{m}$	17,87	

Tablo 4.2. Gruplara İlişkin Aralık Ölçümlerinin Dağılımı



Grafik1: Gruplara İlişkin Aralık Ölçümlerinin Dağılımı

Tablo 4.3. Porselen Uygulama Safhalarının Post-Hoc Değerlendirilmesi (Ölçülen Kenar Açıklığı Değerleri İçin)

Metal	Opak	0,746**
	Dentin	0,001**
	Glaze	0,001**
Opak	Dentin	0,001**
	Glaze	0,001**
Dentin	Glaze	0,001**
Tukey testi		** p<0.01

## 5. TARTIŞMA

İmplant üzerine pasif uyumdan yoksun bir üst yapı, implantın uzun dönem başarısında risk faktörlerindedir. Uyumsuz bir üst yapı, implant ve implant çevresindeki dokular üzerinde gerilim birikimine neden olur. Bu durumun mekanik komplikasyonların yanında, patolojik kemik yıkımı ve implantın kaybı gibi biyolojik komplikasyonlara da neden olabileceği birçok çalışmada vurgulanmıştır (77-82). Protezin retansiyonu ne şekilde sağlanırsa sağlansın (vidalanan veya simante edilen), pasif uyum mutlak gereklidir. Protez yerleştirilirken herhangi bir gerilim olmamalıdır. Protez üzerinde meydana gelen bu stresler, çeşitli komplikasyonlara neden olabilir. Vida gevşemesi, vida kırıkları ve osseointegrasyonda başarısızlıklarla karşı karşıya kalınabilmektedir (83). Pasif vida retansiyonlu protezlerin yapımı, siman retansiyonlu protezlerin hazırlanmasından daha zordur. Pasif olmayan ve düzgün yerleşmemiş vida retansiyonlu protezler, protetik vida sıkıldığında yerine otururken üst yapı distorsiyona maruz kalabilir. Üst yapının distorsiyona uğraması, kemik tepesinde odaklanmış bir gerilime yol açarak kemik kaybına neden olabilir. Vida retansiyonlu protezlerde, implant dayanağına daha pasif yerleşme ve okluzal yüklerin daha kontrollü olması, vidanın daha uzun ömürlü olması açısından oldukça önemlidir (77). İmplant uygulanmasından başlayarak üst yapının implanta yerleştirilmesiyle devam eden süreçte, üst yapıya gelen kuvvetler, destek kemik matriksinde değişimlere sebep olacağı çalışmalarda bildirilmiştir (84). Ayrıca bu değişimlerin yapıcı veya yıkıcı olabileceği ve bu durumun protez öncesinde belirlenemeyeceği söylenmiştir (84). Üst yapıda meydana gelen bir kuvvet geriminin, implant etrafındaki kemikte; mikro kırıklara, marjinal iskemik alanlara neden olabileceği ve nonmineralize ataçmanın iyileşmesini etkilediği belirtilmiştir (124). İmplant protez bütünlüğünde başarılı protetik tedavi gerçekleştirmek için mümkün olan en iyi pasif uyumu sağlamak gerekmektedir (85-88). Bu yüzden çalışmamızda implant destekli sabit vidalı protezlerde tek parça üretilen altyapının, pasif uyumu üzerine tekrarlayan fırınlama işlemlerinin etkileri araştırıldı.

Çalışmamızda veneerleme işlemi tamamlandığında, elde edilen metal seramik restorasyonların kenar açıklıkları incelendiğinde, her fırınlama aşamasında marjinal aralık değerinin arttığı, buna bağlı olarak pasif uyumun olumsuz etkilendiği görüldü. Marjinal aralık değerlerini incelediğimizde; metal altyapı elde edildikten sonra en

düşük ( $165,29 \pm 12,95 \mu\text{m}$ ) değerini bulduğu ve sırasıyla opak porseleni uygulandıktan sonra ( $167,98 \pm 14,44 \mu\text{m}$ ), dentin porseleni uygulandıktan sonra ( $208,43 \pm 17,11 \mu\text{m}$ ), glazür porseleni uygulandıktan sonra ( $228,35 \pm 17,87 \mu\text{m}$ ) bu değerlerin arttığı sonucuna ulaşıldı. Her bir aşamada aralık değerleri ikişerli karşılaştırıldığında; metal ile dentin, metal ile glaze, opak ile dentin, opak ile glaze, dentin ile glaze arasındaki farklılık önemli bulunurken ( $p < 0,05$ ), metal ile opak arasındaki farklılık önemsiz bulundu. Bu nedenle, tekrarlayan fırınlama işlemlerinin, DMLS yöntemi ile elde edilen tek parça okluzal vidalı metal altyapıların pasif uyumları üzerinde olumsuz etkisi yoktur hipotezimiz reddedildi. Ancak, çalışmamızda ölçüm ortalamaları incelediğinde, bulunan değerler klinik olarak kabul edilen değerlerin ( $100-150 \mu\text{m}$ ) oldukça üstünde görüldü. Bunun nedeni, dayanak üzerinde daha önce belirlenen sabit noktaların, dayanak basamak sınırının apikalinde olması idi. Her bir safhada tekrarlanan ölçüm olması ve bu ölçümün aynı noktadan yapılabilmesi için dayanak üzerinde işaretli alanlar oluşturuldu ve bu alanlardan ölçümler gerçekleştirildi. Metalin işlemler sonrasında basamak sınırının apikaline de gidebileceği de göz önüne alınarak ölçüm için gerekli noktalar basamak seviyesinde değil hemen altında işaretlendi. Diğer taraftan, dayanağın basamak sınırı ile hem metal altyapı marjinal sınırı arasındaki hem de opak, dentin ve glaze safhalarındaki protezin marjinal sınırı arasındaki ölçümlerde, elde edilen marjinal aralık değerlerinin klinik olarak kabul edilen sınırlar içerisinde olduğu görüldü.

Literatürde, lazer sinterleme ile üretilen altyapılara, tekrarlayan fırınlamaların etkisi ile ilgili sınırlı sayıda çalışma mevcuttur. Çalışmamızı destekleyen bir başka çalışmada; Zeng ve arkadaşları, DMLS ve SLM yöntemi ile Co-Cr tozu kullanılarak üretilen metal altyapılar üzerinde tekrarlayan fırınlama işlemlerinin marjinal uyuma olan etkisini araştırdıkları in vitro çalışmalarında, tüm fırınlama periyotlarında marjinal aralık değerlerinde artış olduğunu belirtmişlerdir. DMLS yöntemi ile üretilen metal altyapılarda sırasıyla  $67 \mu\text{m}$ ,  $71 \mu\text{m}$ ,  $72 \mu\text{m}$ ,  $73 \mu\text{m}$  değerlerini bulduklarını ifade etmişlerdir ( $p > 0,05$ ) (89). Benzer şekilde bir diğer çalışmada; Quante ve ark., seramik fırınlamalarının, DMLS yöntemi ile üretilen Co-Cr ve Au-Pt metal altyapıların internal ve marjinal uyumu üzerine olan etkisini araştırmışlardır. 14 hastada değerli alaşım, 14 hastada baz metal alaşım kullanılarak toplam 28 tane metal koping üzerinde, seramik fırınlaması öncesi ve sonrası alçı model üzerinde

silikon indikatör pasta yardımıyla ölçümler alınmıştır. Kenar açıklığı, ortalama 74-99 µm arasında bulunmuş olup fırınlama sonrası bu açıklıkta artma meydana gelmiştir. Porselen fırınlamaları sonrası marjinal açıklık değerlerindeki artışlar istatistiksel olarak anlamlı bulunmazken ( $\rho > 0,05$ ), lazer sinterleme ile üretilen metal altyapıların uyumunun kabul edilebilir değer aralığında olduğu rapor edilmiştir (90). Literatürde bu konuyla ilgili diğer araştırmaları da incelediğimizde, çalışmamızla benzer sonuçlar çıktığı görüldü. Bununla beraber tekrarlayan fırınlamaların, marjinal açıklık değerindeki artışı için birçok neden öne sürülmüştür; veneerleme işlemi yüksek sıcaklıklarda yapılmakta ve bu durum metal altyapının kenar uyumuna olumsuz yönde etki edebilir. Altyapıda fırınlama esnasında meydana gelen deformasyonlar nedeniyle protez okluzal yönde yer değiştirebilir. Bu deformasyonun nedenleri olarak çeşitli araştırmalarda; alaşımın tipi, porselen büzülmesi, porselen ve alaşım arasındaki termal ekspansiyon katsayı farklılığı, altyapı dizaynı, döküm ve bitim işlemleri esnasında ortaya çıkan stres, yüksek sıcaklıkta alaşımın deformasyonu, fırınlama sırasında metal altyapının desteklenmesinde yetersizlik, oturma yüzeyinde metal oksit formasyonu ve basamak tipi gibi faktörler bildirilmiştir (91, 92). Önceki çalışmaların ışığında 2 konuda fikir birliğine varılmıştır. Birincisi; deformasyon, en fazla başlangıçtaki oksidasyon işleminde meydana gelir ve bunu takip eden porselen fırınlama sikluslarında daha düşük seviyelerde değişim olur. İkincisi; metal altyapı, birden fazla duvara sahip olduğundan meydana gelen bozulmalar tek bir sebebe bağlanamaz çok yönlü düşünmek gerekir (93). En büyük açıklığın, fırınlamanın ilk aşaması olan oksidasyon aşamasında olduğu belirtilmiştir. Bu safhada aşırı ısı uygulanması metal altyapının, elastik direncinin azalmasına ve plastik deformasyona yatkın duruma gelmesine yol açabilir. Bu da metal altyapıda sünmeye neden olabilir (94). Schilingburg ve Buchanan da aynı şekilde oksidasyon işleminden sonra kenar açıklığında artış oluştuğunu bildirmişlerdir. Bunu da metal altyapının iç bölgesinde oluşan oksit tabakayı göstererek açıklamışlardır. Çalışmalarında, tekrarlanan fırınlamalar ile deformasyonlarda azalma gözlemlendiğini belirtmişlerdir (95). Başka bir çalışmada; Anusavice ve De Hoff (96), oksidasyon işlemi sırasında oluşan deformasyonun nedeninin, yüksek ısı uygulanmasıyla gerilimlerin açığa çıkmasının olduğunu bildirmişlerdir. Farklı bir çalışmada; Campbell ve Pelletier (97), tam kron preparasyonunun tek bir duvarını taklit eden özel olarak hazırlanmış dayanağın üzerine, tek aksiyal duvarı olan döküm altyapı hazırlayarak dökümün uyumunu

araştırmışlardır. Buradaki amaçları, ölçüm hassasiyetini en üst seviyede gerçekleştirmektir. Çalışma, oksidasyon safhasının deformasyon oluşturduğunu göstermiştir. Benzer şekilde; Gemalmaz (92), diğer porselen pişirme safhalarına göre oksidasyon aşamasında, anlamlı boyutsal değişim olduğunu bildirmiştir. Yine başka bir araştırmada, Ando ve arkadaşlarının yaptığı çalışmalar da bu veriyi desteklemektedir. Ando ve ark. altın alaşımli dökümlerle yaptıkları çalışmada, oksidasyon sonrasında 100-150 µm'a varan açıklık değerleri oluştuğunu sonraki porselen fırınlama işlemleri esnasında ise uyumsuzluğun çok artmadığını bildirmişlerdir (92, 94, 98). Ancak bunlardan farklı olarak; Dederich ve ark.'nın fırınlamanın etkisini inceledikleri çalışmada, buldukları değerler ortalama 20-22 µm olup, diğer çalışmalarda bulunan değerlerden daha düşük olduğunu saptamışlardır. Çalışmada, porselen ilavesi ile kenar açıklığında önemli bir değişiklik olmadığını; metalin kalınlığı, alaşımın direnci, ara yüz metal porselen kuvvetleri gibi faktörlerden dolayı bazen açıklığın gözlenemediğini bildirmişlerdir (99). Bir farklı görüşü de Hamaguchi (100) dile getirmiştir. Bu görüş, opak uygulanması sonrası, dişeti ve mine porselenlerinin ilavesinde, büzülme sadece yeni porselen tabakasında meydana gelir, opak tabakasında oluşmaz. Bundan dolayı porselen ilavesi bittiğinde daha fazla büzülme oluşmayacağından glazür safhasında herhangi bir değişiklik oluşmadığını bildirmiştir. Veneerleme sırasında meydana gelen deformasyona etki eden bir başka açıklama ise metal ve porselen arasındaki termal ekspansiyon farklılıklarıdır. Bunu destekleyen bir çalışmada, Iwashita ve ark. porselen ile alaşım arasındaki termal kontraksiyon farkı nedeniyle büyük uyumsuzlukların oluştuğunu bildirmişlerdir (101). Benzer şekilde, Silver ve ark. porselende meydana gelen büzülmenin metal altyapıda deformasyon oluşturacağını rapor etmişlerdir. Ancak bunlardan farklı olarak, De Hoff ve Anusavice (102) koping dizaynının ve metal-seramik arasındaki termal kontraksiyon farkının, marjinal uyuma etkisini sonlu elemanlar analizi ile değerlendirmişler ve termal kontraksiyonun etkisinin az miktarda, dizaynın ise etkisiz olduğunu ifade etmişlerdir. Önceki çalışmayı destekleyen bir başka çalışmada; Anusavice ve Carrol, termal kontraksiyon farkının uyumsuzlukta primer etken olmadığını bildirmişlerdir (102, 103).

İmplant destekli hareketli ve sabit protezlerin uygulanması için yerleştirilecek implant sayısı konusunda birçok çalışma yapılmıştır. Feine ve ark. (2002) McGill



Konsensus Konferansında, total dişsiz mandibular çenede protetik tedavinin gerçekleştirilebilmesi için 2 tane implant uygulanmasının, ilk tedavi seçeneği olarak uygulanması gerektiğini bildirmişlerdir (104). Mandibular total dişsiz hastaların, implant destekli protezlerle rehabilitasyonu için araştırmacılar; 2, 3, 4, 5, 6, ve 8 gibi farklı sayılarda implant uygulanabileceğini bildirmişlerdir (4, 16, 105,). Bu araştırmacılardan; Penarrocha ve ark. (2009), alt çenede implant destekli sabit protezlerin erken yüklenmesini araştırdıkları çalışmalarında, foramenler arası bölgede 4 tane ve birinci molarlar bölgesine 2 tane olmak üzere toplam 6 tane implant uygulamasını önermişlerdir (106). Benzer şekilde; Wittneben ve ark. (2009), tam dişsiz hastaların implant destekli sabit protezlerle tedavisini araştırdıkları çalışmalarında, foramenler arası bölgede 4 tane ve birinci molarlar bölgesine 2 tane olmak üzere toplam 6 tane implant uygulanmasını tavsiye etmişlerdir (107). Bir başka araştırmada; Ganeles ve ark. (2001), implant üstü sabit protezlerde erken yüklemeye ilgili yapmış oldukları çalışmalarında, mümkün olduğu sürece en distaldeki implanttan sonra kantilever kullanılmaması önerisinde bulunmuşlardır. Mandibular çenede, yetersiz kemik yüksekliği sebebiyle foramenler arasına 3 ya da 4 tane implant ve posterior mandibular bölgede en az 2 tane implant, yeterli kemik yüksekliğine sahip hastalarda; maksiller tam diş dizisi ya da sabit protez bulunmasına bağlı olarak en distaldeki implant ikinci büyük azı dişi bölgesinde yerleştirilmek koşuluyla 8 tane implant uygulanmasını önermişlerdir (108). Aynı şekilde Misch de (2005 pp. 260-262) mandibular çenede yapılacak olan implant destekli sabit protezler için, 6 tane implant uygulamasında, simetrik olacak şekilde: kaninler, ikinci küçük azılar ve birinci büyük azılar; 8 tane implant uygulamasında, simetrik olacak şekilde: kaninler, birinci ve ikinci küçük azılar ve ikinci büyük azılar bölgelerine implant yerleştirilmesi gerektiğini belirtmiştir. Yine benzer şekilde; Ferrigno ve ark. (2002), dişsiz mandibular çenelerde implant başarısını inceledikleri 10 yıllık takip çalışmalarında, alt ve üst tam dişsiz çenelere sabit protez uygulanabilmesi için mandibular çenede kaninler, birinci ve ikinci küçük azılar ve birinci büyük azı dişler bölgesinde olmak şartıyla 8 tane implant uygulanmasını belirtmişlerdir.

Aşırı atrofik çenelerde, hem estetiği ve fonasyonu elde edebilmek hem de protezde herhangi bir kırık veya tamir gerektiren bir durumda ağızdan çıkarmak için implant üstü protezin vida tutuculu olması, özellikle alt ve üst çenede tam ark

implant destekli protezlerde önerilmiştir (31). İmplant destekli protezler, konvansiyonel protezler ile imkânsız olan, zor ve çok karşılaşılmayan durumların rehabilitasyonu için alternatifler sunar. İmplantların sayısını dörde kadar sınırlayabilen bu durumlar arasında, uzun süreli ve erken periodontitis sonrasında aşırı kemik kaybı ve alveoler çıkıntı deformiteleri örnek olarak gösterilebilir. Aşırı atrofik çenelerin varlığında, dört implant kullanılarak planlanan sabit protetik tedavi, rijit metal bar üzerine akrilik kullanılarak ya da metal destekli porselen kullanılarak yapılabilir. Posterior aşırı atrofik çenelerin, implant yerleşimi için gereken yeterli kemik miktarına sahip olabilmesi için cerrahi kemik ogmentasyon tedavileri gereklidir. Ogmentasyon prosedürlerinin; uzun süreye ihtiyaç olması, maliyetin artması, sistemik hastalık riski gibi birçok dezavantajı vardır (109). Bir alternatif de yapılabilecek maksimum sayıda implantın, mental foramenler arasına ya da maksiller sinüslerin anterior duvarları arasına aksiyal pozisyonda yerleştirilip, hastanın çiğneme fonksiyonunu sağlayabilmesi için gerekli olan on iki dişin, uzun distal kantilever kullanılarak sağlanmasıdır. Bu nedenle ileri atrofik çeneleri olan tamamen dişsiz hastalarda, var olan kemiği en etkili biçimde kullanmak için stratejik olarak yerleştirilen iki anterior düz ve iki posterior açılı implanttan oluşan ‘All-On Four’ konsepti; hem distal kantilever uzunluğunu azalttığı, hem protetik destek için optimal pozisyonda yerleştirilen daha uzun implantlarla daha iyi kortikal ankraj sağladığı hem de konvansiyonel teknikler ile arasında bir fark gözlenmediği için kanıtlanmış iyi bir alternatiftir (109, 110). Ayrıca implantların; damar, sinir ya da sinüs gibi hayati anatomik yapıların bulunmadığı bölgelere uygulanması, komplikasyon riskini azaltmaktadır (111). Bu sistemin bu kadar başarılı olmasını sağlayan faktörler olarak; hemen yüklenmiş implantların splintlenmesi ile hem implantların osseointegrasyonuna engel olan mikro hareketliliği azaltması hem de çapraz ark stabilizasyonu ile mikro-hareketliliğin sınırlanması gösterilebilir (112). Klinik çalışmalarda, ‘All-On-Four’ konseptiyle uygulanan implantlarda %99’a varan kümülatif sağ kalım oranı gözlenmiştir (35, 109, 113). Ancak ‘All-On-Four’ konsepti üzerine uygulanan protezlerin sağ kalım oranı, implantların sağ kalım oranlarından az miktarda düşük bulunmuştur (10 yıllık %95’e varan sağ kalım) (114). Protez kırığı, porselen kron kırığı, dayanak gevşemesi, protetik vida gevşemesi, bruksizm ve uzun kantilever varlığı gibi protezin aşırı yüklenmesine neden olan sorunların; ‘All-On-Four’ konseptindeki protezin sağ kalım oranındaki düşüşle ilgili olduğu

düşünülmektedir (113). ‘All-On-Four’ konseptinde, posterior implantın pozisyonu ve çene atrofisinin miktarına bağlı olarak kantilever varlığı kaçınılmazdır. Bu durum da protezdeki mekanik komplikasyon riskini %50 oranına kadar yükseltmektedir (113). Posterior çenede daha fazla implant yerleşimine izin veren kemik varlığının, protezin desteğinin artırılması ve kantilever uzunluğunun azaltılması açısından avantajlı olduğu literatürde savunulmuştur (113).

‘All-On-Four’ konseptinde açılı implant kullanımı kaçınılmazdır. Literatürde, açılı implantlarla düz implantların kıyaslandığı pek çok çalışma bulunmaktadır. Yapılan in vivo bir araştırmada, 60 hasta 2 gruba ayrılmıştır. İlk gruba posterior maksilla bölgesine, 1 vertikal 1 açılı implant uygulanırken; ikinci gruba 2 vertikal implant uygulanmıştır. Çalışmanın sonucunda, açılı implantlar ile vertikal implantlar arasında fark bulunamamıştır (115). Başka bir in vivo çalışmada, farklı hasta gruplarına 4 ile 6 implant yerleştirilmiştir; açılı ya da vertikal implant uygulamanın kemik rezorbsiyon durumunu etkilemediği rapor edilmiştir (116). Ancak literatürde, açılı implant yerleşiminin marjinal kemik rezorbsiyonunu ve implant başarısızlığını arttırdığına dair pek çok çalışmayı da referans alarak çalışmamızda, 5 implant vertikal yerleştirildi. Yapılan birçok çalışmada, kemik densitesi farklılıklarını değerlendirmek amacı ile mandibula ve maksillada, anterior ve posterior olarak 4 bölge değerlendirilmiştir (117-124). Yapılan çalışmalarda; ortalama HU (Hounsfield Ünitesi) değerleri incelendiğinde anterior mandibulada bu değer en yüksek olduğu ve bunu sırası ile anterior maksilla, posterior mandibula ve posterior maksillanın takip ettiği bildirilmiştir (117, 121, 124).

Tüm bu literatür bilgilerini de dikkate alarak çalışmamızda; mandibular çenede foramenler arası bölgenin, implant başarısı için en ideal bölge olarak görüldüğü, posteriorlarda aşırı kemik kaybı mevcut varsayılan tam dişsiz mandibular çeneyi taklit eden rezin esaslı akrilik çenede, mental foramenler arasına; bir tanesi santral, 2 tanesi mental foramenlerin mesialine, diğer ikisi de santral implantla distaldeki implantların ortasına gelecek şekilde lokalize edilerek, 5 implant yerleştirildi. İmplantlar birbirine paralel, okluzal düzleme dik olacak şekilde yerleştirildi.

İmplant üstü protezlerde; pasif uyum, ölçü tekniklerinin hassasiyeti, internal ve marjinal uyumun incelendiği in vitro çalışmalarda; implantların ana modele yerleştirilme yöntemleri, model üzerinde konumlanan implantların lokalizasyonu ve kullanılan model materyalinin belirlenmesinde araştırmacılar farklı alternatifler sunmuşlardır. Bu çalışmalardan bazıları; Wee (2000), alüminyum metal bloktan ark formunda ana model elde etmiş ve aralarında 12 mm mesafe olacak şekilde 5 adet implantı, simetrik olarak model içerisine yerleştirmiştir (125). Benzer şekilde; Herbst ve ark. (2000) ise mandibulayı taklit edecek şekilde, molibden içeren paslanmaz çelikten ana model hazırlamışlardır. Ana modele, 5 adet implant machine pressing ile yerleştirilmiştir. Ortada ve her iki uçta bulunan implantlar dik olarak, kalan 2 implant ise 8°'lik lingual açılma ile lokalize edilmiştir (88). Benzer şekilde; Filho ve ark. (2009), alüminyum metal bloktan hazırlanan ana modele biri 90°, diğeri ise 65° açılı olacak şekilde 2 adet implant kullanmışlardır. Bu araştırmacılar, implantların yerleşiminde doğrusal sıralamayı tercih etmişlerdir (126). Yine önceki çalışmalarla benzer şekilde; Jo ve ark. (2010), alüminyum metal bloktan ana model elde etmişler ve blok içerisine 2 tanesi birbirine paralel, diğeri ise 10° mezial eğime sahip olacak şekilde milled cihazını kullanarak yuvalar hazırlamış, implantları bu yuvalara yerleştirmişlerdir. İmplantların sabitlenmesinde, kimyasal olarak polimerize olan adeziv rezin siman tercih etmişler ve yerleştirme düzeni olarak da doğrusal sıralamayı kullanmışlardır (127). Farklı bir materyalin kullanıldığı diğeri araştırmada, fantom çene modelinden ölçü alınarak, ısı ile polimerize olan akrilik rezin kullanımı ile maksiller model oluşturulmuştur. Sağ posterior dişlerin yer aldığı bölge, rezidüel kreti yansıtabilecek şekilde aşındırılmış ve frez kullanımı ile yuvalar hazırlanarak, farklı çaptaki implantların kimyasal olarak polimerize olan akrilik rezin ile bu yuvalara yerleşimi sağlanmıştır. Araştırmacılar, ark kurvatürünü izleyecek şekilde 2. premolar, 1. molar ve 2. molar diş bölgesine, 3 adet implant kullanmışlardır (134). Çene modeli içerisine implantların yerleştirildiği araştırmaların bazılarında ise model materyali olarak transparan akrilik rezin (129) veya epoksi rezin (130) tercih edilmiştir.

Birçok araştırmada da gösterildiği gibi in vitro çalışmalar için kullanılacak birçok farklı model materyali, implant yerleşim düzeni ve yöntemi vardır. Araştırmamızda, implantların istenen açı ve mesafe parametrelerini

yansıtılabilmek amacıyla, cerrahi stent rehberliğinde fizyodispenser ile boşluklar oluşturuldu ve implantlar fizyodispenser yardımıyla açılan boşluklara yerleştirildi. Cerrahi torklu raşet yardımıyla implantlar, istenilen seviyeye kadar modele yerleştirildi. Model materyali olarak, mekanik (sıkışma kuvveti açısından) özellikleri trabeküler kemiğe benzeyen epoksi rezin tercih edildi (131). Materyalin mekanik dayanım özelliği sayesinde implantların model içerisindeki stabilitesi sağlandı.

İmplant destekli protetik restorasyonların hazırlanmasında, ölçü hassasiyetini etkileyen parametrelerden biri de ölçü materyalidir. Aguilar ve ark. (2009), mandibular modelin anterior bölgesine yerleştirilen 5 implant üzerinden ölçü alma işlemi esnasında, 2 farklı ölçü materyali kullanarak ölçü hassasiyetini araştırmışlardır. Direkt ölçü tekniğini tercih ederek, polieter ve hidrofilik ilave tip silikon kullanarak elde ettikleri modellerdeki implantların üç boyutlu yer değiştirme miktarlarını incelemişlerdir. Araştırma sonucunda, polieter ve hidrofilik ilave tip silikon ölçü materyali arasında, otomatik karıştırma işlemi uygulandığında benzer sonuçlar ortaya çıktığı, ancak dikey yöndeki distorsiyon yönünden silikon ölçü materyalinin daha hassas sonuçlar verdiği bildirilmiştir (132). Diğer bir çalışmada ise mandibular model içerisine simetrik şekilde yerleştirilen 5 implant üzerinden, direkt ölçü tekniği kullanılarak ölçü alınmış ve bu işlem esnasında; orta kıvamlı polieter, yoğun kıvamlı ilave tip silikon ve orta kıvamlı polisülfid ölçü materyalleri kullanılmıştır. Elde edilen modellerdeki implantlar üzerine top başlı ataşmanlar yerleştirilmiş ve üç boyutlu yer değiştirme miktarı incelenmiştir. Araştırma sonunda, polieter ve ilave tip silikon kullanımının, polisülfid ölçü materyalinin kullanımına göre daha hassas model eldesi sağladığı bildirilmiştir. Bu çalışmalarla beraber diğer çalışmalar da incelendiğinde özellikle çok sayıda implant bulunan çenelerde, polieter ölçü materyalinin güvenle kullanılabilmesi savunulmuştur (125). Yapılan bir başka çalışmada, açılı ve paralel implantlar üzerinden direkt ölçü tekniği yöntemiyle; silikon, polivinilsiloksan ve polieter ölçü materyalleri kullanılarak ölçü alınmıştır. Çalışma sonuçları, açılı implantlar için en ideal ölçü materyalinin polieter olduğunu göstermiştir (130). Konu ile ilgili daha pek çok çalışma incelendiğinde, hem polieter (82, 86, 87, 134-136), hem de ilave tip silikonun (85, 135, 137) uygun rölyef miktarına sahip rijit kaşık kullanılması halinde, çok üyeli implant restorasyonları için uygun ölçü materyalleri olarak kullanılabilmesi anlaşılmaktadır. Bu çalışmalardan

farklı olarak; Sorrentino ve ark. (2010), 2 adet maksiller modelin anterior bölgesine; bir modelde, tüm implantların birbirine paralel olduğu ve diğer modelde ise ortada yer alan 2 implantın birbirine doğru 5°'lik açı gösterdiği toplam 4 adet implant yerleştirmişlerdir. Ölçü alma işlemi esnasında, direkt ölçü tekniği kullanılarak orta kıvamlı polieter ve orta kıvamlı ilave tip silikon ölçü materyallerini kullanarak model elde etmişlerdir. Paralel olmayan implantların yer aldığı durumda ilave tip silikon ölçü materyali daha hassas bulgular verirken, paralel implantların yer aldığı modelde ise polieter ölçü materyali daha hassas sonuçlar göstermiştir (133). Ölçü alma sırasında kullanılan kaşık tiplerinin karşılaştırıldığı çalışmada, plastik ve metal kaşıkların ölçü hassasiyetine etkisini değerlendirmişler, metal yani rijit ölçü kaşıklarının çok daha iyi sonuçlar verdiği bildirilmiştir (138).

İmplantların derin ve açılı yerleştirilmesi, klinik uygulamalarda sık rastlanan ve ölçü netliğinin bozulmasına yol açan en önemli nedenlerden biridir. Tam dişsiz hastalarda, çoklu implantların ölçüsünün alınmasında ölçü maddesinin boyutsal değişimlerine bağlı ortaya çıkan bu sapmalara, dijital yöntemlerin bir alternatif olup olamayacağı konusunda çalışmalar mevcuttur. Ender ve Mehl (2014), tam dişsiz çenelerden ölçü alımı sırasında, geleneksel ve dijital teknikleri kullanarak karşılaştırdıklarında, netlikte farklılıklar gözlemlediklerini bildirmişlerdir (139). Yazarlar, dijital ölçü sistemlerinde daha fazla lokal deviasyon oluştuğunu belirtmişlerdir (139). Literatürde az sayıda bulunan dijital görüntüleme ile ilgili araştırmaların büyük bir çoğunluğunun, dijital ve geleneksel ölçü yöntemlerinin birbirleriyle karşılaştırılması şeklinde olduğu görülmektedir (140-143). Bu çalışmalar, genellikle az sayıda dijital tarayıcı kullanılarak yapılmıştır. Geleneksel ve dijital ölçüleri karşılaştıran bir çalışmada, 14-17 nolu dişler arasında köprü planlaması yapılmış, ağız içi tarayıcı cihazı ve polieter ölçü materyali kullanılarak ölçü alınmış ve zirkonyum altyapı hazırlanmıştır. Marjinal ve iç yüzeydeki boşluklar, mikroskop kullanılarak incelenmiş ve marjinal bölgedeki açıklığa bakıldığında, zirkonya altyapılı kronlarda, istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı rapor edilmiştir. Ancak iç yüzey değerlendirmesinde, ağız içi tarayıcı ile alınan ölçülerin istatistiksel olarak anlamlı derecede polieter kullanılarak alınan ölçülerden daha hassas olduğu belirtilmiştir (144). Yine benzer şekilde; Syrek ve ark.'nın yaptıkları klinik çalışmada, ağız içi tarayıcı ve silikon ölçü maddeleri kullanılarak alınan

ölçülerden sonra üretilen kronların marjinal uyumları incelenmiştir. Ağız içi tarayıcı kullanılarak alınan ölçülerden elde edilen kronların marjinal uyumları, 2 aşamalı silikon ölçü kullanılarak alınan ölçülerden elde edilen kronlardan istatistiksel olarak anlamlı derece daha yüksek bulunmuş, fakat her iki grubun da klinik olarak kabul edilebilir seviyede olduğu bildirilmiştir (144).

Çalışmamızda, implantları yerleştirdiğimiz mandibular epoksi rezin çeneden, dijital ölçü tekniği kullanılarak ölçü alma işlemi gerçekleştirildi.

İmplant ve doğal diş üstüne hazırlanan protetik üst yapıların pasif uyum, marjinal ve internal uyumunun incelendiği çalışmalarda, metal altyapıların elde edilmesinde, farklı üretim teknikleri ve farklı materyaller kullanılmıştır. Harish ve arkadaşları, mum bloktan kazıma yöntemi ve DMLS yöntemi ile üretilen metal altyapıların, marjinal ve internal uyumunu inceledikleri in vitro çalışmalarında, en düşük marjinal aralık değerinin DMLS yöntemi ile üretilen restorasyonlarda görüldüğünü bildirmişlerdir (145). Benzer şekilde; Pompa ve ark., geleneksel döküm yöntemi (Ni-Cr), milling yöntemi (Y-TZP) ve DMLS yöntemi (Co-Cr) ile üretilen dört üyeli altyapıların marjinal uyumunu araştırdıkları in vitro çalışmalarında, en iyi marjinal uyumun DMLS yöntemi ile üretilen altyapılarda elde edildiğini rapor etmişlerdir (146). Yine aynı sonucu destekler nitelikte bir başka araştırmada; Çetinkaya, geleneksel döküm yöntemi, hızlı prototipleme yöntemi ve LaserCusing® yöntemi ile üretilen metal altyapıların marjinal uyumlarını incelediği in vitro çalışmasında, en düşük ortalama marjinal aralık değerini ( $51,78 \pm 31,90 \mu\text{m}$ ) LaserCusing® yöntemi ile üretilen altyapılarda gözlemlediğini bildirmiştir (147). Benzer bir başka çalışmada da Oyague ve ark.'nın (2013) (148) bulduğu sonuçlar da lazer ergitmenin daha iyi bir uyum sağladığını desteklemektedir. Çalışmalarında, lazer sinterleme ile elde edilen kopinglerin ortalama  $25 \mu\text{m}$  kenar açıklığına sahip olduğunu ve bu değer döküm yöntemiyle hazırladıkları örneklerin kenar açıklıklarının yarısı kadar olduğunu belirtmişlerdir. Önceki sonuçları destekleyen Örtorp ve ark.'nın 2011 (149) yılında yaptığı çalışmada, 4 farklı yöntemle ürettikleri 3 üyeli köprü metal altyapılarının uyumlarını karşılaştırmışlardır. Lazer sinterleme, frezeleme, frezeleme-döküm ve konvansiyonel döküm teknikleri kıyaslanmıştır. En iyi uyumun lazer sinterleme yöntemi ile hazırlanan altyapılarda olduğunu bildirmişlerdir, bunu frezeleme-döküm tekniği izlemiştir. Benzer sonuçların çıktığı

bir başka araştırmada; Dan Xu ve ark.'nın (150) 2014 yılında yayınlanan çalışmalarında, lazer sinterleme ile oluşturulan metal altyapıları, geleneksel döküm yöntemi ile hazırlanan metal altyapılarla karşılaştırmışlar ve kenar uyumu açısından, lazer sinterleme yöntemi ile elde edilen altyapıların daha iyi olduğunu belirtmişlerdir. Döküm tekniği ile üretilenlerde, ortalama kenar açıklığı 170,19 µm olup klinik olarak kabul edilen değerin üzerinde iken lazer sinterleme ile üretilmiş restorasyonlarda 102,86 µm olarak görölmüştür. Bunların aksine; Uçar ve arkadaşları çalışmalarında, lazer sinterleme yöntemi ile üretilen Co-Cr, döküm yoluyla hazırlanan Co-Cr ve Ni-Cr altyapıların internal uyumlarını incelemişlerdir. Internal uyumları, hem siman ajanının simölasyonunu gösteren light-body silikon materyalin ağırlığını ölçerek hem de modelleri uzunlamasına kesitlere ayırarak optik mikroskop kullanarak elde edilen fotoğraf verilerini, bilgisayar ortamında inceleyerek değerlendirmişlerdir. Light-body silikon ağırlıkları değerlendirildiğinde, en yüksek ortalama ağırlık (14.34 mg) lazer sinterleme ile üretilen altyapılarda bulunurken, mikroskop verilerine göre internal aralık değerlerinde üç grup arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır ( $p=0.42$ ) (151). Uçar ve ark.'ını destekleyen bir başka araştırmada; Kim ve ark. (152) aynı yıl yaptıkları bir başka çalışmada, lazer sinterleme yöntemi ile Co-Cr alaşımı kullanılarak üretilen üç üyeli metal köprü altyapılarını, kayıp mum tekniği ile hazırlanan Ni-Cr alaşımı üç üyeli köprü altyapıları kenar uyumları açısından incelemişlerdir. Molar dayanak incelendiğinde, lazer sinterleme ile hazırlanan örneklerde kenar açıklığı 112 µm olup, kayıp mum tekniğiyle oluşturulmuş örneklerden anlamlı derecede yüksektir. Bu değer kayıp mum tekniğinde 80 µm olarak bulunmuştur. Molar ve premolar dayanaklar arasında anlamlı fark olmadığı ifade edilmiştir. Elde edilen değerler, klinik olarak kabul edilebilir aralıktadır. Aynı şekilde; Tamac ve ark.'nın 2014 yılında yaptıkları çalışmada, toplam 42 hasta için 20 adet frezeleme, 20 adet lazer sinterleme ve 20 adet döküm yoluyla olmak üzere metal seramik restorasyonlar hazırlamışlar ve silikon replika yöntemiyle klinik olarak kenar ve i uyumlarını değerlendirmişlerdir. Dişlerdeki varyasyonlar; restorasyon üretimi, preparasyon ve ölçü alımı sırasındaki farklılıklar açısından standardizasyonda zorluk olduğu ifade edilmiştir. Gruplar arasında kenar uyumu açısından farklılık bulunamadığı belirtilmiştir. Kenar açıklığı değerleri, frezeleme için 86,64 µm, lazer sinterleme için 96,23 µm ve konvansiyonel döküm içinse 75,92 µm olarak bulunmuştur (153).



DMLS yönteminin popüler olmasının bir diğer nedeni de üretilen metal altyapıların, veneer porseleni ile güvenilir bir bağlantı oluşturduğunun yapılan çalışmalarla tespit edilmesidir. Akova ve ark., çalışmalarında lazer sinterleme yöntemi ile hazırlanan Co-Cr altyapılarla, döküm yoluyla oluşturulan Co-Cr ve Ni-Cr altyapılara makaslama testi uygulayarak porselen bağlantılarını incelemişlerdir. Gruplar arasında anlamlı bir fark olmadığını bildirmişlerdir ( $\rho > 0,05$ ) (154). Bu çalışmadan farklı olarak İşeri ve ark., lazer sinterleme, döküm ve milling ile üretilen titanyum metal altyapıların, iki farklı porselen materyali ile olan bağlantısını değerlendirmişlerdir. Makaslama testleri sonucu, en yüksek porselen bağlantı değeri lazer sinterleme ile üretilen titanyum altyapılarda bulduklarını ifade etmişlerdir (155). Bunu destekleyen Serra-Prat ve ark., döküm yöntemi, milling yöntemi ve DMLS yöntemi ile üretilen Co-Cr metal altyapıların porselen bağlantısını makaslama testi kullanarak araştırdıkları in vitro çalışmalarında, termal devirlendirme sonrasında en yüksek ortalama bağlantı değerinin ( $24,28 \pm 10,13$  MPa) DMLS yöntemi ile üretilen metal altyapılarda olduğunu belirtmişlerdir (162). Bir başka araştırmada; Wu ve ark., döküm yöntemi ve SLM yöntemi üretilen Co-Cr metal altyapıların mekanik özelliklerini ve porselen bağlantısını değerlendirdikleri in vitro çalışmalarında, 3-nokta eğme testi sonuçlarına göre döküm yöntemi ile üretilen altyapılarda gözlenen ortalama bağlantı değeri ( $54,17 \pm 4,96$  MPa) ile SLM yöntemi ile üretilen altyapılarda gözlenen ortalama bağlantı değeri ( $55,78 \pm 3,02$  MPa) arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadığını ( $\rho > 0,05$ ) rapor etmişleridir (157). Benzer bir başka araştırmada; Xiang ve ark., SLM ile üretilen Co-Cr metal altyapılar ile döküm yöntemi ile üretilen Co-Cr metal altyapıların porselen bağlantılarını incelemişleridir. 3 nokta bükme testi uygulanıp elde edilen veriler sonucunda, döküm ve SLM ile üretilen metal altyapılar arasında anlamlı bir fark olmadığı ancak iki grupta da elde edilen ortalama bağlantı değerlerinin (Döküm, 43 MPa; SLM, 44 MPa), ISO 9693:1999(E) standardında belirtilen minimum kabul edilebilir porselen bağlantı değerinin (25 MPa) üstünde olduğu ifade edilmiştir (158).

Literatürdeki bu veriler ışığında, lazer sinterleme yöntemiyle elde edilen metal altyapıların pasif, internal ve marjinal uyumunun diğer yöntemlere göre daha iyi olması nedeniyle çalışmamızda metal altyapıların elde edilmesinde, DMLS yöntemi tercih edildi.

Kenar uyumunun ölçümü için günümüzde kabul edilen standart bir yöntem yoktur (159). 2012 yılında yayınlanan Noor ve ark.'nın yaptığı derlemede, 1970-2011 yılları arasında yapılmış kron ve köprülerin kenar uyumunu ölçen çalışmalar incelenmiştir. Bu derlemeye göre çalışmalarda 6 farklı metot kullanılmıştır. Bu metotlar; direkt gözlem, kesit alma, replika tekniği, profil projektör, dijimatik mikrometre ve mikro-ct olarak sıralanabilir. En çok kullanılan metot % 47,5 kullanım oranıyla direkt gözlem olurken, kesit alma yöntemi %23,5 oranla ikinci, replika tekniği ise %20,2'lik oranla üçüncü sıradadır. Kesit alma tekniğinde, örnek dayanağa simante edilir ve epoksi rezine gömülür. Daha sonra kesit alma işlemi gerçekleştirilir. Bu işlemler sırasında boyutsal değişimler oluşabilir. Bu da ölçümün hassasiyetini riske eder. Marjinal aralığı, hem vertikal hem de horizontal olarak pozisyonlandırma hataları elimine edilerek inceleme şansı verdiği için üstünlüğü olsa da örneğe zarar verildiğinden ötürü üretim aşamaları arasında meydana gelen değişikliklerin aynı örnekte incelenmesine imkân tanımaz. Çalışmamızda, tekrarlayan fırınlama etkilerinin araştırılması nedeniyle bu teknik tercih edilmedi.

Ölçü replika tekniği, lazer sinterleme tekniği ile hazırlanmış, iç uyumu ve kenar uyumunu inceleyen çalışmalarda en çok karşılaştığımız yöntemlerden biridir. Ancak büyük hassasiyete ihtiyaç duyar ve hataya çok açık bir tekniktir (152, 159). Kron dayanaktan ayrılırken ya da akıcı kıvamlı ölçü maddesini restorasyondan ayırırken yırtılmalar oluşabilir. Çalışmamızda incelediğimiz alan olan kenar bölgesinin, bu yöntemle incelenebilmesi için gerekli olan akıcı kıvamlı ölçü materyalinin deforme olmadan ayırt edilmesi oldukça güçtür. Kesit alma esnasında hata oluşur ve düzlemde ufak bir kayma meydana gelirse, olduğundan daha fazla ölçüm değeri bulunabilir.

Çalışmamızda, örneklerin marjinal açıklık miktarının tespitinde direkt gözlem yöntemi kullanıldı. Bu yöntem, restorasyon ve diş ya da dayanak arasındaki kenar açıklığının çeşitli büyütmelerde mikroskop altında incelenmesi olarak ifade edilebilir. Bu teknikte, örneğe zarar verilmediğinden işlem safhaları da incelenebilir. Bu yöntemde; kesit alma, siman aralığının replikasının elde edilmesi gibi işlemlere gerek olmadığından, diğer yöntemlere göre maliyet ve zaman açısından daha avantajlı bir yöntemdir. Daha önemlisi ilave işlemlere gerek duyulmadığından, birikimli hatanın oluşma riskini yüksek oranda azaltmasıdır. Bu teknik, sadece in

vitro incelemeye izin verir ve bu teknikte yüksek güçte bir mikroskop kritik önem taşımaktadır. Bu yöntemde; SEM, ışık mikroskobu, dijital mikroskop, stereomikroskop kullanılabilir. Çalışmamızda, örneklerin kenar uyumları SEM altında incelendi.

Direkt gözlem yönteminin kullanıldığı birçok araştırmada, mikroskop incelemeleri sırasında ölçüm yapılacak noktaların ayırt edilmesinde zorlanıldığı bildirilmiştir. Diş yapısı, siman ve restorasyonun ayırt edilmesinde zorluk yaşandığı görülmüştür. Ancak bizim çalışmamızda, bu durum göz önünde bulundurularak protezin yapım safhalarına başlanmadan, protezin yerleştirileceği multi-unit dayanaklara sabit kalacak şekilde, aerötör ve frez yardımıyla çentikler oluşturuldu. Çalışmamızda, tekrarlayan fırınlama işlemlerinin, altyapı üzerine etkileri de inceleneceğinden örnekler; metal altyapı, opak safhası, dentin safhası ve glazür safhasının her birinde üretici firmanın önerdiği değerlerde dayanaklara torklandı.

Çalışmamızda elde edilen veriler incelendiğinde, tek parça olarak hazırlanan metal altyapıların pasif uyumu, tekrarlayan fırınlamalardan olumsuz etkilenmektedir. Bu yüzden tek parça olarak planlanan okluzal metal altyapılar elde edildikten sonra fırınlanmaması önerilmektedir. Metal altyapıların, Toronto protezi şeklinde hazırlanıp implantlara yerleştirilip torklandıktan sonra, üzerine siman tutuculu kronların yerleştirilmesi önerilmektedir. Bu yaklaşım, implantların ve protezin biyomekaniği açısından daha uygun olduğu düşünülüp tek parça okluzal vidalı planlanan protezlerde önerilmektedir.

## 6. SONUÇLAR

Çalışmamızın sınırları dahilinde, şu sonuçlar elde edildi:

1. İmplant destekli vidalı protezlerin pasif uyumu tekrarlayan fırınlama işlemlerinden etkilenmektedir.
2. Pasif uyumdaki olumsuz etkilenme, metal ile opak arasında en düşük seviyede iken bu durumun diğer safhalar arasında daha da arttığı görüldü.
3. Protetik yapının her bir fırınlama safhasından sonra SEM görüntülerinde marjinal bölgedeki deformasyonların azaldığı gözlemlendi.
4. Ayrıca metal, opak, dentin, glaze safhalarında, dayanağın basamak sınırından protezin marjinal sınırı arasındaki ölçüm değerleri incelendiğinde marjinal aralık değerinin klinik olarak kabul edilebilir seviyede olduğu görüldü.

## 7. KAYNAKLAR

1. Tunalı, Barış. Multi-disipliner bir yaklaşımla oral implantoloji. Nobel Tıp Kitabevleri, 2000.
2. Gül EB. Farklı açılarda yerleştirilen implantlarla desteklenen barlı tutucularda kemikteki gerilme dağılımının incelenmesi. Doktora tezi, Gazi Üniversitesi Sağlık bilimleri Enstitüsü, Ankara, 2009.
3. Albrektsson T.A multicenter report on osseointegrated oral implants. J Prosthet Dent, 60: 75-84, 1988.
4. Misch CE. Dental İmplant Protezler. Çeviri Editörü, Prof. Dr. Ömer Kutay, İstanbul: Nobel Matbaacılık, 2009.
5. Sykaras, N., M.lacopino, A., Marker, V., Triplet, G. ve Woody, R. Implant materials , designs, and surface topographies: Their effect on osseointegration. A literature review. The International Journal of Oral Maxillofacial Implants. 15: 675-690, 2000.
6. <https://www.dentram.com/zirkonyum-porselen-implantlar/> (10. 02. 2019)
7. <http://www.disimplantlari.info/titanyum-dis-implanti-fiyatlari/> (10. 02. 2019)
8. Arlin, M. Dental implants, periodontal considerations. Journal of Canadian Dental Association. 8: 615-617, 1987.
9. Feine JS, Carlsson GE, Awad MA, Chehade A, Duncan WJ, Gizani S ve ark. The McGill consensus statement on overdentures. Mandibular two-implant overdentures as first choice standard of care for edentulous patients. Montreal, Quebec, May 24-25, 2002. Int J Oral Maxillofac Implants. 17(4): 601-602, 2002.
10. Fontijn-Tekamp FA, Slagter AP, van't Hof MA, Geertman ME, Kalk W. Bite forces with mandibular implant-retained overdentures. J Dent Res. 77:1832-1839, 1998.
11. Geertman ME, Slagter AP, van't Hof MA, van Waas MAJ, Kalk W. Masticatory performance and chewing experience with implant-retained mandibular overdentures. J Oral Rehabil. 26: 7-13, 1999.
12. Kıraç E. Mandibular İmplant Üstü Tam Protezlerde Kullanılan Farklı Ataçman Tiplerinin Alveolar Kemik Rezorpsiyonuna Etkisinin Radyografik Olarak Değerlendirilmesi. Doktora Tezi, Erciyes Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Kayseri, 2013.
13. Spiekermann, H., Donath, K., Hassell, T., Jovanovic, S., & Richter, J. Implantology: color atlas of dental medicine. Thieme Medical Publishers, 114: 261-264, 1995.
14. Hobo S, Ichida E, Garcia LT. Osseointegration and Occlusal rahabilitation: 3rd Ed. Tokyo, Quintessence Pub Co, s: 315-328, 1989.

15. DeBoer J. Edentulous implants: overdenture versus fixed. *J Prosthet Dent.* 69: 386-390, 1993.
16. Mericske-Stern R, Taylor TD, Belser U. Management of the edentulous patient. *Clin Oral Impl Res. Suppl 11:* 108-125, 2000.
17. Payne AG, Solomons YF. The prosthodontic maintenance requirements of mandibular mucosa- and implant- supported overdentures: a review of the literature. *Int J Proshodont.* 13: 238-243, 2000.
18. Zitzmann NU, Marinello CP. A review of clinical and technical considerations for fixed and removable implant prostheses in the edentulous mandible. *Int J Proshodont.* 15: 65-72, 2002.
19. Naert, I.E. Patient evaluation and treatment planning. *Journal of Dentistry.* 25: 5-11, 1997.
20. Galindo, D. F., & Butura, C. C. Immediately loaded mandibular fixed implant prostheses using the all-on-four protocol: a report of 183 consecutively treated patients with 1 year of function in definitive prostheses. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.* 27(3), 2012.
21. Del Fabbro, M., Bellini, C. M., Romeo, D., & Francetti, L. Tilted implants for the rehabilitation of edentulous jaws: a systematic review. *Clinical implant dentistry and related Research.* 612-621, 2012.
22. Hashemi, H. M. (2010). Neurosensory function following mandibular nerve lateralization for placement of implants. *International journal of oral and maxillofacial Surgery.* 39(5): 452-456, 2010.
23. Shackleton JL, Carr L, Slabbert JC, Becker PJ. Survival of fixed implantsupported prostheses related to cantilever lengths. *J Prosthet Dent.* 71: 23–26, 1994.
24. Rangert B, sullivan RM, Jemt T. Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 12: 360-370, 1987.
25. Tada, S., Stegaroiu, R., Kitamura, E., Miyakawa, O., & Kusakari, H. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.* 18(3), 2003.
26. Renouard, F., & Nisand, D. Impact of implant length and diameter on survival rates. *Clinical oral implants Research.* 17(2): 35-51, 2006.
27. Friberg, B., Jemt, T., & Lekholm, U. Early failures in 4,641 consecutively placed Brånemark dental implants: a study from stage 1 surgery to the connection of completed prostheses. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.* 6(2), 1991.
28. Branemark, P. I., Gröndahl, K., Öhrnell, L. O., Nilsson, P., Petruson, B., Svensson, B. ve ark. Zygoma fixture in the management of advanced atrophy of the maxilla: technique and long-term results. *Scandinavian journal of plastic and reconstructive surgery and hand Surgery.* 38(2): 70-85, 2004.
29. Choi, J., & Park, H. S. The clinical anatomy of the maxillary artery in the pterygopalatine fossa. *Journal of oral and maxillofacial Surgery.* 61(1): 72-78, 2003.
30. Krekmanov, L., Kahn, M., Rangert, B., & Lindström, H. Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.* 15(3), 2000.

31. Rangert, B. O., & Jemt, T. Forces and Moments on Branemark Implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 4(3): 241-247, 1989.
32. Bellini CM, Romeo D. Afinite element analysis of tilted versus nontilted implant configurations in the edentulous maxilla. *Int j Prosthodont*. 22: 155-7, 2000.
33. Aparicio, C., Perales, P., & Rangert, B. Tilted implants as an alternative to maxillary sinus grafting: a clinical, radiologic, and periotest study. *Clinical implant dentistry and related Research*. 3(1): 39-49, 2001.
34. Malo, P., Rangert, B., & Nobre, M. "All-on-Four" immediate-function concept with Branemark System® implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. *Clinical implant dentistry and related Research*. 5: 2-9, 2003.
35. Malo, P., Rangert, B., & Nobre, M. All-on-4 immediate-function concept with Branemark System® implants for completely edentulous maxillae: a 1-year retrospective clinical study. *Clinical implant dentistry and related Research*. 7: 88-94, 2005.
36. <http://trident.com.tr/tedaviler/dental-implant/all-on-four/> (10. 02. 2019).
37. Attard NJ, Zarb GA. Long-term treatment outcomes in edentulous patients with implant-fixed prostheses: the Toronto study. *Int J Prosthodont*. 17: 417-24, 2004.
38. Gonzalez J. The evolution of dental materials for hybrid prosthesis. *Open Dent J*. 8: 85-94, 2014.
39. Bural C, Geçkili O. Hybrid Dentures. *Turkiye Klinikleri J Prosthodont-Special Topics*. 1: 45- 52, 2015.
40. <http://www.celikdentallaboratuvar.com/hibrit-protez/> (10. 02. 2019).
41. Zarb, G.A. ve Albrektsson, T. Towards optimized treatment outcomes for dental implants. *The International Journal of Prosthodontics*. 11: 385-386, 1998.
42. McLean JW. *The science and art of dental ceramics volume II: bridge design and laboratory procedures in dental ceramics*. Chicago, Berlin, Tokyo, Quintessence Publishing Co. Inc., 1980.
43. Shillingburg, H. T., Sather, D. A., Wilson, E. L., Cain, J. R., Mitchell, D. L., Blanco, L. ve ark. *Fundamentals of fixed prosthodontics*. Quintessence Publishing Company, 3: 2010.
44. Al Jabbari YS. (2014). Physico-mechanical properties and prosthodontic applications of Co-Cr dental alloys: a review of the literature. *Journal of Advanced Prosthodontics*. 6: 138-45, 2014.
45. Willer J, Rossbach A, Weber HP. Computer-assisted milling of dental restorations using a new CAD/CAM data acquisition system. *J Prosthet Dent*. 80: 346-53, 1998.
46. <http://www.sirona.es/en/products/digital-dentistry/new-products/> (28. 02. 2019).
47. <http://www.medicalexpo.com/prod/planmeca/product-73644-614543.html> (10. 02. 2019).
48. Costa L, Vilar R, Reti T, Deus AM. Rapid tooling by laser powder deposition: Process simulation using finite element analysis *Acta Materialia*. 53: 3987-3999, 2005.
49. Delikanlı K, Sofu M, Bekci U. Üretim sektöründe hızlı direkt imalat sistemlerinin yeri ve önemi. *MTED*. 4: 33-39, 2005.
50. Noort R. The future of dental devices is digital. *Dental Materials*. 28(1): 3-12, 2012.

51. Yan X ve Gu P. A review of rapid prototyping technologies and systems Computer-Aided Design. 26(4): 307-316, 1996.
52. Abduo J, Lyons K, Bennamoun M. Trends in Computer-Aided Manufacturing in Prosthodontics: A Review of the Available Streams International International Journal of Dentistry. S: 1-15, 2014.
53. Bertolt LS, Kindlein W, Silva FP, Aumunt KC. Medical Design: Direct Metal Laser Sintering of Ti-6Al-4V Materials and Design. 31: 3982-3989, 2010.
54. Silva NR, Witek L, Coelho PG. Additive CAD/CAM process for dental restorations. Journal of Prosthodontics. 20: 93-6, 2011.
55. <http://blog.dental.market/?p=760> (10. 02. 2019).
56. <https://www.youtube.com/watch?v=5fOMVpU8t3M> (10. 02. 2019).
57. Karl M, Rosch S, Graef F, Taylor TD, Heckmann SM. Static implant loading caused by as-cast metal and ceramic-veneered superstructures. J Prosthet Dent. 93: 324-30, 2005.
58. Yeo IS, Yang JH, Lee JB. In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems. J Prosthet Dent. 90: 459-64, 2003.
59. Asapanumas C, Leevailoj C. The influence of finish line curvature on the marginal gap width of ceramic copings. J Prosthet Dent. 109: 226-33, 2013.
60. Kan JYK, Rungcharassaeng K, Bohsali K, Goodacre CJ, Lang BR. Clinical methods for evaluating implant framework fit. J Prosthet Dent. 81: 7-13, 1999.
61. Holmes RJ, Bayne CS, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. J Prosthet Dent. 62: 405-8, 1989.
62. Christensen GJ. Marginal fit of gold inlay casting. J Prosthet Dent. 16: 297-305, 1966.
63. McLean, JW, von Fraunhofer J A. The estimation of film thickness by an in vivo technique. British Dental Journal. 131: 107-11, 1971.
64. Colpani JT, Borba M, Della Bona A. Evaluation of marginal and internal fit of ceramic crown copings. Dent Mater. 29: 174-80, 2013.
65. Noor A. , Mack F, Evans J, Mackay J. Accuracy and Reliability of Methods to Measure Marginal Adaptation of Crowns and FDPs: A Literature Review. Journal of Prosthodontics. 22: 419-428, 2013.
66. Blackman R, Baez R, Barghi N. (1992). Marginal accuracy and geometri of cast titanium copings. Journal of Prosthetic Dentistry. 67: 435-40, 1992.
67. Ushiwata O, de Moraes JV. (2000). Method for marginal measurements of restorations: accessory device for toolmakers microscope. Journal of Prosthetic Dentistry. 83(3): 362-6, 2000.
68. Tsitrou EA1, Northeast SE, van Noort R . Evaluation of the marginal fit of three margin designs of resin composite crowns using CAD/CAM. Journal of Prosthetic Dentistry. 35(1): 68-73, 2007.
69. Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P. Clinical fit of allceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. European Journal of Oral Sciences. 113(2): 174-9, 2005.



70. Boening KW, Wolf BH, Schmidt AE, Kastner K, Walter MH. Clinical fit of Procera AllCeram crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 84(4): 419-24, 2000.
71. Luthardt, R. G., Holzhüter, M. S., Rudolph, H., Herold, V., & Walter, M. H. CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dental Materials*. 20(7): 655-662, 2004.
72. Riedy SJ, Lang BR, Lang BR. Fit of implant frameworks fabricated by different techniques. *J Prosthet Dent*. 78: 596-604, 1995.
73. May KB, Lang BR, Lang BE, Wang R. Periotest method:Implantsupported framework fit evaluation in vivo. *J Prosthet Dent*. 79: 648-57, 1998.
74. Eisenmann E, Mokabberi A, Walter MH, Freesmeyer WB. Improving the fit of implant-supported superstructures using the spark erosion technique. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 19: 810-8, 2004.
75. Brudvik JS, Chigurupati K. The Milled Implant Bar: An Alternative to Spark Erosion. *J Can Dent Assoc*. 68(8): 485-8, 2002.
76. Takahashi T, Gunne J. Fit of implant frameworks: an in vitro comparison between two fabrication techniques. *J Prosthet Dent*. 89: 256-60, 2003.
77. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent* 49: 843-48, 1983.
78. Assif D, Fenton B, Zarb G, Schmitt A. Comparative accuracy of implant impression procedures. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 12: 112-121, 1992.
79. Burawi G, Houston F, Byrne D, Claffey N. A comparison of the dimensional accuracy of the splinted and unsplinted impression techniques for the Bone-Lock implant system. *J Prosthet Dent*. 77: 68-75, 1997.
80. Lorenzoni M, Pertl C, Penkner K, Polansky R, Sedaj B, Wegscheider A. Comparison of the transfer precision of three different impression materials in combination with transfer caps for the Frialit - 2 system. *J Oral Rehabil*. 27: 629-638, 2000.
81. Ivanhoe J, Adrian E, Krantz W. An impression technique for osseointegrated implants. *J Prosthet Dent*. 66: 410-411, 1991.
82. Phillips KM, Nicholls JI, Rubenstein J. The accuracy of three implant impression techniques: A three - dimensional analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 9: 533-540, 1994.
83. Davarpanah M, Martinez H. *Oral İmplantoloji Klinik El Kitabı*, Çeviri Editörleri, Pamuk S., Anıl A., Quintessence Yayıncılık Ltd. Şti., İstanbul, 2004.
84. Brunski JB. Biomechanics of oral implants: future research directions. *J Dent Educ*. 52: 775-87, 1988.
85. Humphries RM, Yaman P, Bloem TJ. The accuracy of implant master casts constructed from transfer impressions. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 5(8): 331-335, 1990.
86. Carr AB. Comparison of impression techniques for a two – implant 15- degree divergent model. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 7: 468-475, 1992.

87. Assif D, Marshak B, Schmidt A. Accuracy of implant impression techniques. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 11: 216-222, 1996.
88. Herbst D, Nel JC, Driessen H, Becker PJ. Evaluation of impression accuracy for osseointegrated implant supported superstructures. *J Prosthet Dent*. 83: 555-561, 2000.
89. Zeng L, Zhang Y, Liu Z, Wei B. Effects of repeated firing on the marginal accuracy of Co-Cr copings fabricated by selective laser melting. *J Prosthet Dent*. 113: 135-139, 2015.
90. Quante K, Ludwig K, Kern M. Marginal and internal fit of metal–ceramic crowns fabricated with a new laser melting technology. *Dent Mater*. 24: 1311–1315, 2008.
91. Lakhani, S. A., Ercoli, C., Moss, M. E., Graser, G. N., & Tallents, R. H. Influence of cold working and thermal treatment on the fit of implant-supported metal-ceramic fixed partial dentures. *The Journal of prosthetic dentistry*. 88(2): 159-169, 2002.
92. Gemalmaz, D., Berksun, S., Kasapoğlu, Ç., & Alkumru, H. N. Distortion of metal-ceramic fixed partial dentures resulting from metal-conditioning firing. *Quintessence International*. 27(3), 1996.
93. Lang, B. R., Gemalmaz, D., & Alkumru, H. N. Marginal fit changes during porcelain firing cycles. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 73(1): 49-54, 1995.
94. Balkaya, M. C., Cinar, A., & Pamuk, S. Influence of firing cycles on the margin distortion of 3 all-ceramic crown systems. *The Journal of prosthetic dentistry*. 93(4): 346-355, 2005.
95. Shillinburg HT, Hobo S, Fisher DW. Preparation design and margin distortion in porcelain-fused-to-metal restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 29: 276-84, 1973.
96. De Hoff, Anusavice KJ. Analysis of thermally-induced stresses in porcelain-metal systems. *Journal of Dental Research*. 62: 593-597, 1983.
97. Campbell SB, Sirakian A, Pelletier LB, Giordano RA (1995): Effects of firing cycle and surface finishing on distortion of metal ceramic castings. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 74: 476-481, 1995.
98. Ando, N., Hakamura, K., Namiki, T., Sugata, T., Suzuki, T., & Moriyama, K. Deformation of porcelain bonded gold alloys. *J Jpn Soc Appar Mater*. 13: 237-248, 1972.
99. Dederich, D. N., Svare, C. W., Peterson, L. C., & Turner, K. A. The effect of repeated firings on the margins of nonprecious ceramometals. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 51(5): 628-630, 1984.
100. Hamaguchi H, Cacciatore A, Tueller VM. Marginal distortion of the porcelain-bonded-to-metal complete crown: an SEM study. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 47: 146-53, 1982.
101. Iwashita, H., Kuriki, H., Hasuo, T., Ishikawa, K., & Hashimoto, K. Studies on dimensional accuracy of porcelain fused to precious metal crown. the influence of the porcelain to the metal coping on porcelain fusing procedure (author's transl). *Shigaku= Odontology; journal of Nihon Dental College*. 65(1): 110, 1977.
102. De Hoff, Anusavice KJ. Effect of metal design on marginal distortion of metal-ceramic crowns. *Journal of Dental Research*. 63(11): 1327-1331, 1984.
103. Anusavice, K. J., & Carroll, J. E. Effect of incompatibility stress on the fit of metal-ceramic crowns. *Journal of Dental Research*. 66(8): 1341-1345, 1987.

104. Feine, J.S., Carlsson, G.E., Awad, M.A., Chehade, A., Duncan, W.J., Gizani, S. ve ark. The Gerodontology Association. 19: 3-4, 2002.
105. Watson, G.K., Payne, A.G.T., Purton, D.G. ve Thomson, W.M. Mandibular overdentures: Comparative evaluation of prosthodontic maintenance of three different systems during the first year of service. *International Journal of Prosthodontics*. 15: 259-266, 2002.
106. Penarrocha, M., Boromat, A. ve Garcia, B. Immediate loading of immediate mandibular implants with full-arch prosthesis: A preliminary study. *American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*. 67: 1286-1239, 2009.
107. Wittneben, J.G., Avdic, M., Wright, R.F., Radics, A., Gallucci, O. ve Weber, H.P. Fixed mandibular and maxillary implant rehabilitation in a fully edentulous patient: A case report. *Restorative Dentistry*. 29: 615-623, 2009.
108. Ganeles, J., Rosenberg, M.M., Holt, R.L. ve Reichman, L.H. Immediate loading of implants with fixed restorations in the completely edentulous mandible: Report of 27 patients from a private practice. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*. 16: 418-426, 2001.
109. Patzelt SB, Bahat O, Reynolds MA, Strub JR. The all-on-four treatment concept: a systematic review. *Clin Implant Dent Relat Res*. 16(6): 836-855, 2014.
110. Malo, P., de Araujo Nobre, M., & Lopes, A. The use of computer-guided flapless implant surgery and four implants placed in immediate function to support a fixed denture: preliminary results after a mean follow-up period of thirteen months. *The Journal of prosthetic dentistry*. 97(6): 26-34, 2007.
111. Calandriello R, Tomatis M. Simplified treatment of the atrophic posterior maxilla via immediate/early function and tilted implants: A prospective 1-year clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 7 (1): 1-12, 2005.
112. Balshi TJ, Wolfinger GJ, Slauch RW, Balshi SF. A retrospective analysis of 800 Branemark System implants following the All-on-Four™ protocol. *J Prosthodont*. 23: 83-88, 2014.
113. Maló, P., & Lopes, A. The rehabilitation of completely edentulous maxillae with different degrees of resorption with four or more immediately loaded implants: a 5-year retrospective study and a new classification. *European journal of oral implantology*. 4(3), 2011.
114. Heydecke G, Zwahlen M, Nicol A, Nisand D, Payer M, Renouard F ve ark. What is the optimal number of implants for fixed reconstructions: a systematic review. *Clinical oral implants research*. 23(6): 217-28, 2012.
115. Queridinha BM, Almeida RF, Felino A, de Araújo Nobre M, Maló P. Partial Rehabilitation with Distally Tilted and Straight Implants in the Posterior Maxilla with Immediate Loading Protocol: A Retrospective Cohort Study with 5-Year Follow-up. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 31: 4, 2016.
116. Capelli M, Zuffetti F, Del Fabbro M, Testori T. Immediate rehabilitation of the completely edentulous jaw with fixed prostheses supported by either upright or tilted implants: a multicenter clinical study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 22: 4, 2007.
117. De Oliveira RC, Leles CR, Normanha LM, Lindh C, Ribeiro-Rotta RF. Assessments of trabecular bone density at implant sites on CT images. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 105(2): 231-8, 2008.

- 118.Devlin H, Horner K, Ledgerton D. A comparison of maxillary and mandibular bone mineral densities. *J Prosthet Dent.* 79(3): 323-7, 1998.
- 119.Fuh LJ, Huang HL, Chen CS, Fu KL, Shen YW, Tu MG ve ark. Variations in bone density at dental implant sites in different regions of the jawbone. *J Oral Rehabil.* 37(5): 346-51, 2010.
- 120.Lekholm U, Zarb GA. Patient selection and preparation. Çeviri editöleri, Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T, Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. Chicago, Quintessence. S: 199-209, 1985.
- 121.Norton MR, Gamble C. Bone classification: an objective scale of bone density using the computerized tomography scan. *Clin Oral Implants Res.* 12(1): 79-84, 2001.
- 122.Shapurian T, Damoulis PD, Reiser GM, Griffin TJ, Rand WM. Quantitative evaluation of bone density using the Hounsfield index. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 21(2): 290-7, 2006.
- 123.Türkyilmaz I, Tözüm TF, Tumer C, Ozbek EN. Assessment of correlation between computerized tomography values of the bone, and maximum torque and resonance frequency values at dental implant placement. *J Oral Rehabil.* 33(12): 881-8, 2006.
- 124.Türkyilmaz I, Tözüm TF, Tumer C. Bone density assessments of oral implant sites using computerized tomography. *J Oral Rehabil.* 34(4): 267-72, 2007.
- 125.Wee, A.G. Comparison of impression materials for direct multi-implant impressions. *J. Prosthet. Dent.* 83: 323-331, 2000.
- 126.Filho, H. G., Mazaro, J. V. Q., Vedovatto, E., Assunção, W. G., & Santos, P. H. D. Accuracy of Impression Techniques for Impants. Part 2–Comparison of Splinting Techniques. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry.* 18(2): 172-176, 2009.
- 127.Jo, S. H., Kim, K. I., Seo, J. M., Song, K. Y., Park, J. M., & Ahn, S. G. (2010). Effect of impression coping and implant angulation on the accuracy of implant impressions: an in vitro study. *The journal of advanced prosthodontics.* 2(4): 128-133, 2010.
- 128.Kwon, J. H., Son, Y. H., Han, C. H., & Kim, S. Accuracy of implant impressions without impression copings: a three-dimensional analysis. *The Journal of prosthetic dentistry.* 105(6): 367-373, 2011.
- 129.Öngül, D., Gökçen-Röhlig, B., Şermet, B., & Keskin, H. A comparative analysis of the accuracy of different direct impression techniques for multiple implants. *Australian dental Journal.* 57(2): 184-189, 2012.
- 130.Akalin, Z. F., Ozkan, Y. K., & Ekerim, A. Effects of implant angulation, impression material, and variation in arch curvature width on implant transfer model accuracy. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.* 28(1), 2013.
- 131.Heckmann SM, Karl M, Wichmann MG, Winter W, Graef F, Taylor TD. Cement fixation and screw retention: parameters of passive fit. An in vitro study of three-unit implant-supported fixed partial dentures. *Clin Oral Implants Res.* 15: 466-73, 2004.
- 132.Aguilar, M. L., Elias, A., Vizcarrondo, C. E. T., & Psoter, W. J. Analysis of three-dimensional distortion of two impression materials in the transfer of dental implants. *The Journal of prosthetic dentistry.* 103(4): 202-209, 2010.

- 133.Sorrentino, R., Gherlone, E. F., Calesini, G., & Zarone, F. Effect of implant angulation, connection length, and impression material on the dimensional accuracy of implant impressions: an in vitro comparative study. *Clinical implant dentistry and related Research*. 12: 63-76, 2010.
- 134.Hsu, C. C., Millstein, P. L., & Stein, R. S. A comparative analysis of the accuracy of implant transfer techniques. *The Journal of prosthetic dentistry*. 69(6): 588-593, 1993.
- 135.Lu, H., Nguyen, B., & Powers, J. M. Mechanical properties of 3 hydrophilic addition silicone and polyether elastomeric impression materials. *The Journal of prosthetic dentistry*. 92(2): 151-154, 2004.
- 136.Del'Acqua, M. A., Chávez, A. M., Amaral, Â. L. C., & Compagnoni, M. A. Comparison of impression techniques and materials for an implant-supported prosthesis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 25(4), 2010.
- 137.Berg, J. C., Johnson, G. H., Lepe, X., & Adán-Plaza, S. Temperature effects on the rheological properties of current polyether and polysiloxane impression materials during setting. *The Journal of prosthetic dentistry*. 90(2): 150-161, 2003.
- 138.De Avila, É. D., Chagas Amaral, Â. L., Pereira Pinelli, L. A., & de Assis Mollo Jr, F. Comparison of the accuracy of plastic and metal stock trays for implant impressions. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 27(3), 2012.
- 139.Ender, A., & Mehl, A. In-vitro evaluation of the accuracy of conventional and digital methods of obtaining full-arch dental impressions. *Quintessence International*. 46(1), 2015.
- 140.Ender, A., & Mehl, A. Full arch scans: conventional versus digital impressions--an in-vitro study. *International journal of computerized dentistry*. 14(1): 11-21, 2011.
- 141.Ender, A., & Mehl, A. Accuracy of complete-arch dental impressions: a new method of measuring trueness and precision. *The Journal of prosthetic dentistry*. 109(2): 121-128, 2013.
- 142.Kim, S. Y., Kim, M. J., Han, J. S., Yeo, I. S., Lim, Y. J., & Kwon, H. B. Accuracy of dies captured by an intraoral digital impression system using parallel confocal imaging. *International Journal of Prosthodontics*. 26(2), 2013.
- 143.Seelbach, P., Brueckel, C., & Wöstmann, B. Accuracy of digital and conventional impression techniques and workflow. *Clinical oral investigations*. 17(7): 1759-1764, 2013.
- 144.E Silva, J. S. A., Erdelt, K., Edelhoff, D., Araújo, É., Stimmelmayer, M. ve ark. Marginal and internal fit of four-unit zirconia fixed dental prostheses based on digital and conventional impression techniques. *Clinical oral investigations*. 18(2): 515-523, 2014.
- 145.Harish V, Mohamed Ali SA, Jagadesan N, Mohamed I, Siva S, Debasish B ve ark. Evaluation of internal and marginal fit of two metal ceramic system-in vitro study. *J Clin Diag Res*. 8: 53-56, 2014.
- 146.Pompa G, Di Carlo S, De Angelis F, Cristalli MP, Annibali S. Comparison of conventional methods and laser-assisted rapid prototyping for manufacturing fixed dental prostheses: An in vitro study. *BioMed Res Int*. 2015.
- 147.Çetinkaya E. LaserCusing, Hızlı Prototipleme ve Konvansiyonel Döküm Teknikleri ile Oluşturulan Metal Altyapıların Marjinal Uyumlarının İn Vitro Olarak İncelenmesi. Doktora Tezi, Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 2013.

148. Castillo-Oyagüe, R., Osorio, R., Osorio, E., Sánchez-aguilera, F., & Toledano, M. (2012). The effect of surface treatments on the microroughness of laser-sintered and vacuum-cast base metal alloys for dental prosthetic frameworks. *Microscopy research and technique*. 75(9): 1206-1212, 2012.
149. Örtorp, A., Jönsson, D., Mouhsen, A., & von Steyern, P. V. The fit of cobalt–chromium three-unit fixed dental prostheses fabricated with four different techniques: a comparative in vitro study. *Dental Materials*. 27(4): 356-363, 2011.
150. Xu, D., Xiang, N., & Wei, B. The marginal fit of selective laser melting–fabricated metal crowns: An in vitro study. *The Journal of prosthetic dentistry*. 112(6): 1437-1440, 2014.
151. Ucar Y, Akova T, Akyil MS, Brantley WA. Internal fit evaluation of crowns prepared using a new dental crown fabrication technique: laser-sintered CoCr crowns. *J Prosthet Dent*. 102: 253-259, 2009.
152. Kim, K. B., Kim, W. C., Kim, H. Y., & Kim, J. H. An evaluation of marginal fit of three-unit fixed dental prostheses fabricated by direct metal laser sintering system. *Dental Materials*. 29(7): 91-96, 2013.
153. Tamac, E., Toksavul, S., & Toman, M. Clinical marginal and internal adaptation of CAD/CAM milling, laser sintering, and cast metal ceramic crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*. 112(4): 909-913, 2014.
154. Akova T, Ucar Y, Tukay A, Balkaya MC, Brantley WA. Comparison of the bond strength of laser-sintered and cast base metal dental alloys to porcelain. *Dent Mater*. 24: 1400-4, 2008.
155. İşeri U, Özkurt Z, Kazazoğlu E. Shear bond strengths of veneering porcelain to cast, machined and laser-sintered titanium. *Dent Mater J*. 30: 274-280, 2011.
156. Serra-Prat J, Cano-Batalla J, Cabratosa-Termes J, Figueras-Alvarez O. Adhesion of dental porcelain to cast, milled, and laser sintered cobalt-chromium alloys: Shear bond strength and sensitivity to thermocycling. *J Prosthet Dent*. 112: 600-605, 2014.
157. Wu L, Zhu H, Gai X, Wang Y. Evaluation of the mechanical properties and porcelain bond strength of cobalt-chromium dental alloy fabricated by selective laser melting. *J Prosthet Dent*. 111: 51-55, 2014.
158. Xiang N, Xin XZ, Chen J, Wei B. Metalceramic bond strength of Co-Cr alloy fabricated by selective laser Sintering. *J Dent*. 40: 453-457, 2012.
159. Van Noort, R. The future of dental devices is digital. *Dental materials*. 28(1): 3-12, 2012.

## 8. ÖZGEÇMİŞ

### Kişisel Bilgiler

Adı Soyadı	Musa Aykut ALTINTAŞ
Doğum Yeri ve Tarihi	Ankara, 01.01.1991
Medeni Hali	Evli
Yabancı Dil	İngilizce
İletişim Adresi	S.C.Ü., Diş Hek. Fak. Protetik Diş Tedavisi A.D.
E-posta Adresi	<a href="mailto:aykut.altintas91@hotmail.com">aykut.altintas91@hotmail.com</a>

### Eğitim ve Akademik Durumu

Lise	Ankara Atatürk Anadolu Lisesi 2005-2009
Lisans-Yüksek Lisans	Ankara Üniversitesi 2009-2014
Uzmanlık	Sivas Cumhuriyet Üniversitesi 2016-2019

## 9. EKLER

### Ek-1. Cumhuriyet Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurul Başkanlığı Kurul Kararı

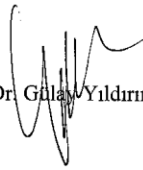
#### GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	İmplant destekli sabit vidalı protezlerde, tek parça üretilen alt yapının pasif uyumu üzerine, tekrarlayan fırınlama işlemlerinin etkilerinin araştırılması
-----------------------	---

<b>ETİK KURULU, BİLGİLERİ</b>	ETİK KURULUN ADI	Cumhuriyet Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu
	AÇIK ADRESİ:	Cumhuriyet Üniversitesi Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Tıp Fakültesi Ek Derslik Binası (Acil Karşısı), Klinik Araştırmalar Etik Kurulu TR-58140 Merkez/Sivas
	TELEFON	0 346 258 00 25
	FAKS	0 346 258 00 24
	E-POSTA	gokaek2014@gmail.com

<b>BASVURU BİLGİLERİ</b>	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Doç. Dr. Hakan Akın			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	Protetik Diş Tedavisi			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı			
	DESTEKLEYİCİ	-			
	DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ	-			
	ARAŞTIRMANIN TÜRÜ	Uzmanlık tez çalışması			
	ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ <input checked="" type="checkbox"/>	ÇOK MERKEZLİ <input type="checkbox"/>	ULUSAL <input type="checkbox"/>	ULUSLARARASI <input type="checkbox"/>

Etik Kurul Başkanı  
Unvanı/Adı/Soyadı: Doç. Dr. Gülşay Yıldırım  
İmza:





GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	İmplant destekli sabit vidalı protezlerde, tek parça üretilen alt yapının pasif uyumu üzerine, tekrarlayan fırınlama işlemlerinin etkilerinin araştırılması
-----------------------	---

DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili		
		ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ			Türkçe <input checked="" type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU			Türkçe <input checked="" type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>
	OLGU RAPOR FORMU			Türkçe <input type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>
DEĞERLENDİRİLEN DİĞER BELGELER	Belge Adı	Açıklama				
	SİGORTA	<input type="checkbox"/>				
	ARAŞTIRMA BÜTÇESİ	<input type="checkbox"/>				
	BİYOLOJİK MATERYEL TRANSFER FORMU	<input type="checkbox"/>				
	İLAN	<input type="checkbox"/>				
	YILLIK BİLDİRİM	<input type="checkbox"/>				
	SONUÇ RAPORU	<input type="checkbox"/>				
	DİĞER:	<input type="checkbox"/>				
KARAR BÜLGELERİ	Karar No: 2016-10/03	Tarih: 21.10.2016				
	Yukarıda bilgileri verilen başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmann/çalışmanın gereke, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve uygun bulunmuş olup araştırmann/çalışmanın başvuru dosyasında belirtilen merkezlerden gerekli izin alınarak gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına toplantıya katılan etik kurul üye tam sayısının salt çoğunluğu ile karar verilmiştir.					

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU	
ETİK KURULUN ÇALIŞMA ESASI	Klinik Araştırmalar Hakkında Yönetmelik, İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu, Helsinki Bildirgesi, Cumhuriyet Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurul Yönergesi
BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI:	Doç. Dr. Gülay Yıldırım

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet		Araştırma ile ilişki		Katılım *		İmza
Prof. Dr. Şahande Elagöz	Patoloji	Cumhuriyet Üniversitesi, Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	İznil
Prof. Dr. Serpil Degerli	Parazitoloji	Cumhuriyet Üniversitesi, Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	İznil
Prof. Dr. Naim Nur	Halk Sağlığı	Cumhuriyet Üniversitesi, Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	İznil
Doç. Dr. Ercan Özdemir	Fizyoloji	Cumhuriyet Üniversitesi, Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	İznil
Doç. Dr. Diğdem Eren	Diş Hastalıkları ve Tedavisi	Cumhuriyet Üniversitesi, Diş Hekimliği	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	İznil
Doç. Dr. Sulhatin Arslan	Göğüs Hastalıkları	Cumhuriyet Üniversitesi, Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	İznil
Doç. Dr. Gülay Yıldırım	Tıp Tarihi ve Etik	Cumhuriyet Üniversitesi, Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	İznil
Doç. Dr. Zehra Gölbaşı	Doğum-Kadın Hastalıkları Hemşireliği	Cumhuriyet Üniversitesi, Sağlık Bilimler Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	İznil
Yrd. Doç. Dr. Ceylan Hepokur	Eczacılık Biyokimya	Cumhuriyet Üniversitesi, Eczalık Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	İznil

\*: Toplantıda bulunma

Etik Kurul Başkanı  
Unvanı/Adı/Soyadı: Doç. Dr. Gülay Yıldırım  
İmza:

