

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ**  
**KIRIKKALE ÜNİVERSİTESİ**  
**SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**FARKLI YÖNTEMLERLE ELDE EDİLEN SABİT PROTEZ METAL ALT**  
**YAPILARININ UYUM VE MEKANİK ÖZELLİKLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

**Recep UZGUR**

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**DOKTORA TEZİ**

**DANIŞMAN**

**Doç. Dr. Volkan ŞAHİN**

**Prof. Dr. Gülşen CAN**

**2014 – KIRIKKALE**

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ**  
**KIRIKKALE ÜNİVERSİTESİ**  
**SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**FARKLI YÖNTEMLERLE ELDE EDİLEN SABİT PROTEZ METAL ALT**  
**YAPILARININ UYUM VE MEKANİK ÖZELLİKLER AÇISINDAN**  
**KARŞILAŞTIRILMASI**

**Recep UZGUR**

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**DOKTORA TEZİ**

**DANIŞMAN**

**Doç. Dr. Volkan ŞAHİN**

**Prof. Dr. Gülşen CAN**

**Bu çalışma TÜBİTAK tarafından desteklenmiştir.**

**Proje No:114S003**

**2014 – KIRIKKALE**

Kırıkkale Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Protetik Diş Tedavisi Doktora Programı çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma aşağıdaki jüri üyeleri tarafından Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: ...../...../ 2014

İmza

Prof. Dr. ....

Ankara Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi

Jüri Başkanı

İmza

Doç. Dr. ....

Kırıkkale Üniversitesi, Diş Hekimliği  
Fakültesi

Danışman

İmza

Prof. Dr. ....

Ankara Üniversitesi, Diş Hekimliği  
Fakültesi

Üye

İmza

Yrd.Doç.Dr. ....

Kırıkkale Üniversitesi, Diş Hekimliği  
Fakültesi

Üye

İmza

Yrd.Doç. Dr. ....

Süleyman Demirel Üniversitesi, Diş  
Hekimliği Fakültesi

Üye

## İÇİNDEKİLER

Kabul ve Onay	II
İçindekiler	III
Önsöz	VI
Simgeler ve Kısaltmalar	VII
Şekiller	VIII
Çizelgeler	IX
ÖZET	1
SUMMARY	2
1 GİRİŞ.....	3
1.1 Genel Bilgiler .....	4
1.2 Sabit Protezler .....	5
1.2.1 Sabit Protez İmalat Yöntemleri .....	6
1.2.2 Hızlı Prototipleme Sistemleri .....	13
1.2.3 Metal Destekli Seramik Restorasyonlar.....	18
1.3 Uyum.....	26
1.3.1 Uyumun Ölçüm Yöntemleri.....	28
1.4 Amaç.....	31
1.5 Hipotez.....	31
2 GEREÇ VE YÖNTEM.....	32
2.1 Ana Modelin 3 Boyutlu Olarak Elde Edilmesi .....	32
2.2 Sabit Protez Metal Alt Yapılarının Üretiminde Kullanılacak Üç Boyutlu Tasarım Dosyasının Oluşturulması .....	34
2.3 Elde Edilen Üç Boyutlu Tasarım Dosyasına Göre Sabit Protez Metal Alt Yapılarının Üretilmesi .....	38
2.3.1 Sabit Protez Metal Alt Yapılarının; Freze Edilmiş Mum Alt Yapıların Dökümü (FEMAD) Yoluyla Üretilmesi .....	39
2.3.2 Sabit Protez Metal Alt Yapılarının Seçici Lazer Sinterleme Yöntemi İle (SLS) Üretilmesi.....	40
2.3.3 Sabit Protez Metal Alt Yapılarının Yarı Sinterlenmiş Cr-Co Bloktan Freze Yöntemiyle (YSBF) Üretilmesi .....	41

2.3.4	Sabit Protez Metal Alt Yapılarının Tam Sinterlenmiş Cr-Co Bloktan Freze Yöntemiyle (TSBF) Üretilmesi.....	42
2.4	Sabit Protez Metal Alt Yapılarının Üç Boyutlu Lazer Tarayıcı İle Taranması Ve İç/Marjinal Uyum Testinin Gerçekleştirilmesi.....	42
2.5	Sabit Protez Metal Alt Yapılarına Tabakalama Seramiğinin Uygulanması	47
2.6	Tabakalama Seramiği Uygulanan Sabit Protezlerin Üç Boyutlu Lazer Tarayıcı İle Taranması Ve İç/Marjinal Uyum Testinin Gerçekleştirilmesi.....	48
2.7	Tabakalama Seramiği Uygulanan Sabit Protezlerin Mekanik Dayanıklılıklarının Ölçülmesi.....	48
3	BULGULAR.....	50
4	TARTIŞMA VE SONUÇ.....	62
5	KAYNAKLAR .....	75
6	ÖZGEÇMİŞ.....	89

## **ÖNSÖZ**

Doktora eğitimim süresince bilgi ve tecrübesiyle bana yol gösteren ve akademik hayatta başarılarını örnek aldığım danışman hocam Doç. Dr. Volkan Şahin'e;

Doktora eğitimim süresince büyük desteklerini gördüğüm Prof. Dr. Gülşen Can'a, Prof. Dr. Saadet Atsü'ye, Yrd. Doç. Dr. Ahmet Çulhaoğlu'na,

Hayatım boyunca her zaman sevgi ve desteklerini yanımda hissettiğim, varlığımı borçlu olduğum anneme ve babama;

Hayatıma girdiği ilk günden beri sevgi ve desteğini sürekli hissettiren eşime;

Doktora eğitimim süresince destekleri için hocalarıma, çalışma arkadaşlarıma ve dostlarıma;

Teşekkür ederim.

## **SİMGELER VE KISALTMALAR**

$\mu\text{m}$ : Mikrometre

ADA: Amerikan Diş Hekimleri Birliği

CAD-CAM: Bilgisayar Destekli Tasarım-Bilgisayar Destekli Üretim Sistemleri

mm: Milimetre

N: Newton

SLS: Seçici Lazer Sinterleme

STL: Standart Tessellation Language

W: Watt

$\sigma_x$ : Standart Sapma

## ŞEKİLLER

Şekil 1.1 Protezlerin sınıflandırılması.....	5
Şekil 1.2 Uyum Terminolojisi .....	27
Şekil 2.1 CAD <sub>Anamodel</sub> dosyasının izometrik görüntüsü .....	33
Şekil 2.2 CAD <sub>Anamodel</sub> dosyasının bukkal görüntüsü.....	33
Şekil 2.3 CAD <sub>Anamodel</sub> dosyasının teknik çizimi .....	34
Şekil 2.4 Bilgisayar destekli tasarım aşamasında giriş yolunun ve prepare edilmiş premolar dişin marjinal sınırlarının belirlenmesi. ....	35
Şekil 2.5 Bilgisayar destekli tasarım aşamasında giriş yolunun ve prepare edilmiş molar dişin marjinal sınırlarının belirlenmesi. ....	35
Şekil 2.6 Bilgisayar destekli tasarım aşamasında siman aralığı miktarının ayarlanması.....	36
Şekil 2.7 Bilgisayar destekli tasarım aşamasında metal alt yapı kalınlığının 0.5 mm olarak her yerde eşit kalınlıkta ayarlanması. ....	36
Şekil 2.8 Bilgisayar destekli tasarım aşamasında premolar diş bölgesindeki konnektör kesit alanı .....	37
Şekil 2.9 Bilgisayar destekli tasarım aşamasında molar diş bölgesindeki konnektör kesit alanı.....	37
Şekil 2.10 CAD <sub>Tasarım</sub> dosyasının tamamlanmış hali .....	38
Şekil 2.11 FEMAD yöntemiyle üretilen sabit protez metal alt yapıları .....	39
Şekil 2.12 SLS yöntemiyle üretilen sabit protez metal alt yapıları .....	40
Şekil 2.13 YSBF yöntemiyle üretilen sabit protez metal alt yapıları .....	41
Şekil 2.14 TSBF yöntemiyle üretilen sabit protez metal alt yapıları.....	42
Şekil 2.15 CAD <sub>Anamodel</sub> dosyasına ait Z referans düzlemi .....	43
Şekil 2.16 CAD <sub>Anamodel</sub> dosyasına ait X <sub>0</sub> ve Y <sub>0</sub> referans noktaları.....	44
Şekil 2.17 CAD <sub>Alt yapı</sub> ve CAD <sub>Anamodel</sub> dosyalarının karşılaştırılması .....	44
Şekil 2.18 İç ve marjinal uyum ölçümleri için kullanılan kesitler.....	45
Şekil 2.19 Bukkolingual yönlü merkezi kesit üzerindeki ölçüm noktaları .....	46
Şekil 2.20 Mesiodistal yönlü merkezi kesit üzerinde premolar dişe ait ölçüm noktaları.....	46



Şekil 2.21 Mesiodistal yönlü merkezi kesit üzerinde molar dişe ait ölçüm noktaları .....	47
Şekil 2.22 Tabakalama seramiği uygulaması için hazırlanan sert plak indeks .....	48
Şekil 3.1 Tüm üretim yöntemlerine ait tabakalama seramiği uygulaması öncesi ve sonrası ölçülen ortalama marjinal aralık değerlerinin grafiksel gösterimi.....	53
Şekil 3.2 Tüm üretim yöntemlerine ait tabakalama seramiği uygulaması öncesi ve sonrası ölçülen ortalama aksiyal aralık değerlerinin grafiksel gösterimi.....	57
Şekil 3.3 Tüm üretim yöntemlerine ait tabakalama seramiği uygulaması öncesi ve sonrası ölçülen ortalama oklüzal aralık değerlerinin grafiksel gösterimi. ....	58

## ÇİZELGELER

Çizelge 3.1 Marjinal uyumun değerlendirilmesinde kullanılan Genel Lineer Model analizi çizelgesi.....	51
Çizelge 3.2 Tüm üretim yöntemlerine ait tabakalama seramiği uygulaması öncesi ve sonrası ölçülen ortalama marjinal aralık değerleri. . . . .	53
Çizelge 3.3 İç uyumun değerlendirilmesinde kullanılan Genel Lineer Model analizi çizelgesi.....	55
Çizelge 3.4 Tüm üretim yöntemlerine ait tabakalama seramiği uygulaması öncesi ve sonrası ölçülen ortalama aksiyal aralık değerleri. ....	57
Çizelge 3.5 Tüm üretim yöntemlerine ait tabakalama seramiği uygulaması öncesi ve sonrası ölçülen ortalama oklüzal aralık değerleri. ....	58
Çizelge 3.6 Sabit protezlerin mekanik dayanıklılıklarının değerlendirilmesinde kullanılan Genel Lineer Model analizi çizelgesi .....	60
Çizelge 3.7 Termal siklus ve dinamik yükleme işlemi yapılan ve yapılmayan sabit protezlerin ortalama 3 nokta bükülme testi test sonuçları.....	61

## ÖZET

Bu çalışmanın amacı; farklı bilgisayar destekli üretim yöntemleri ile elde edilen sabit protezlerin iç ve marjinal uyumlarının; yeni geliştirilen bir sayısal yöntemle tabakalama seramiği uygulaması öncesi ve sonrasında ölçülmesi ve kıyaslanması bunun yanı sıra mekanik özelliklerinin de incelenmesidir. Bu amaçla mandibular sağ 2.premolar ve 2molar dişi taklit eden 3 boyutlu model çizilmiş ve CAD<sub>Anamodel</sub> dosyası olarak isimlendirilmiştir. Bu model üzerinde bir 3 üyeli sabit bölümlü protez metal alt yapısı tasarlanmış ve bu dosya CAD<sub>Tasarım</sub> dosyası olarak isimlendirilmiştir. Bu dosya aracılığı ile freze edilmiş mum alt yapıların dökümü yoluyla üretim yöntemi, seçici lazer sinterleme yöntemi, tam sinterlenmiş bloktan freze yöntemi ve yarı sinterlenmiş bloktan freze yöntemleri kullanılarak toplamda 64 adet sabit protez metal alt yapısı elde edilmiştir. Bu sabit protez metal alt yapıları bir topografik sayısallaştırma cihazı yardımıyla tabakalama seramiği uygulaması öncesi ve sonrasında taranmıştır. Elde edilen dosyalar; CAD<sub>Anamodel</sub> dosyası ile 3 boyutlu olarak karşılaştırılarak iç ve marjinal uyum ölçümleri gerçekleştirilmiştir. Elde edilen sabit protezler iki alt gruba ayrılmış; ilk alt gruba herhangi bir işlem uygulanmazken ikinci alt gruba termal siklus ve dinamik yükleme işlemlerini takiben, tüm sabit protezler 3 nokta bükülme testine tabi tutulmuştur. Çalışma sonucunda elde edilen veriler istatistik paket programı yardımıyla Genel Lineer Model tekniği ve DUNCAN post-hoc testi kullanılarak değerlendirilmiştir (p= 0.05). Elde edilen sonuçlara göre; tam sinterlenmiş bloktan freze yöntemi ile elde edilen sabit protez metal alt yapıları, tabakalama seramiği uygulaması öncesi ve sonrasında en düşük ortalama iç ve marjinal aralık değerlerini göstermiştir. Fırınlama işlemi iç ve marjinal aralık değerlerinde genel olarak artışa sebep olmuştur. En yüksek ortalama mekanik dayanıklılık değerleri; hem termal siklus ve dinamik yükleme işlemi yapılan hem de yapılmayan tam sinterlenmiş bloktan freze yöntemiyle elde edilen sabit protezlerde görülmüştür.

### **Anahtar Sözcükler:**

Sabit protez metal alt yapıları, iç uyum, marjinal uyum, mekanik dayanıklılık, 3 boyutlu lazer tarama.

## SUMMARY

The aim of this study is to; (1) evaluate the internal/marginal fit of fixed partial denture frameworks fabricated with different computer aided manufacturing techniques before and after application of layering ceramics by a newly developed digitized method; (2) comparison of mechanical properties of fixed partial dentures fabricated with different computer aided manufacturing techniques. A three dimensional model simulating prepared mandibular right second premolar and second molar teeth was prepared. A three dimensional fixed partial denture framework was designed and the obtained file was referred as CAD<sub>Design</sub>. A total of 64 three unit fixed partial denture frameworks were fabricated with casting milled wax technique, selective laser sintering technique, dense milling technique and soft milling techniques respectively. The frameworks were scanned utilizing a topographic digitizer before and after the application of layering ceramic. Obtained three dimensional files were coincided with the corresponding CAD<sub>Masterfile</sub> and the internal and marginal fit measurements were performed. Fixed partial dentures were divided into 2 sub-group. While the first sub-group was not subjected to any process, second sub-group was subjected thermo cycling and dynamic loading processes respectively. Following these procedures, all fixed partial dentures were subjected to three point bending test. The data obtained were evaluated by Generalised Linear Model procedure and the DUNCAN post-hoc test ( $p= 0.05$ ). Fixed partial dentures fabricated with dense milling technique provided lowest mean internal and marginal gap values before and after layering ceramic application. Porcelain firings have led to an increase of the mean internal and marginal gap values. Fixed partial dentures fabricated with dense milling technique provided the highest mechanical strengths.

### **Key Words:**

Fixed partial dentures frameworks, internal fit, marginal fit, mechanical strength, 3-D laser scan

# 1 GİRİŞ

Son 25 yılda birçok endüstri alanında olduğu gibi protetik diş hekimliği alanında da hem bilgisayar teknolojilerinde hem de malzeme alanında birçok gelişme meydana gelmiştir. Protetik diş tedavisi alanında; 1970'li yıllarda uygulanacak protetik restorasyon türüyle uyumlu restoratif malzeme seçimi nispeten daha kolay olmuştur. Bu dönemde posterior bölgeye uygulanan sabit protetik restorasyonlar altın alaşımlarından döküm yoluyla elde edilmişken, anterior bölgede uygulanan sabit protetik restorasyonlar ya polimetil metakrilat (PMMA) kullanılarak elde edilmiş ya da metal destekli seramik restorasyonlar tercih edilmiştir (Roberts 2013). Günümüzde protetik diş tedavisi alanında implant destekli sabit protezlerden tam protezlere kadar geniş bir yelpazede tedavi seçeneği sunulabilmektedir (The Glossary of Prosthodontic Terms 2005).

Yaklaşık 50 yıldır protetik diş tedavisi alanında kullanım alanı bulan metal-destekli seramik restorasyonlar (Kelly ve ark. 1996), hali hazırda tüm seramik restorasyonlar arasında 'altın standardı' oluşturmakta ve hızlı bir gelişim gösteren tam seramik sistemlerin performanslarının ölçüldüğü testlerde kontrol grubunu oluşturmaktadır (Anusavice 2012).

Ancak tam seramik sistemler, gün geçtikçe geliştirilen biyouyumluluk, estetik ve mekanik özellikleri sayesinde gittikçe artan oranda metal destekli seramik restorasyonların yerini almaya başlamışlardır (Clausen ve ark. 2010).

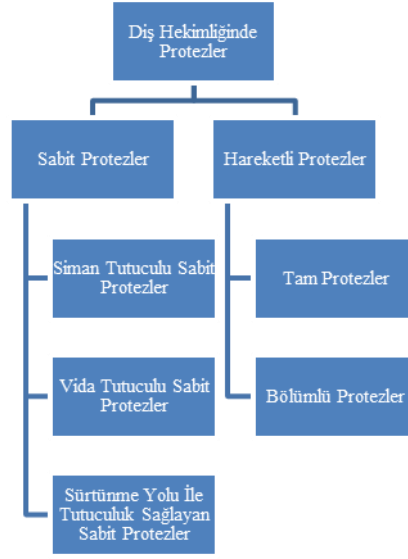
Restoratif sistemlerin geliştiği bu süre içerisinde dijital teknolojilerde de çok önemli gelişmeler yaşanmıştır. Bilgisayar destekli tasarım (CAD) ve bilgisayar destekli üretim (CAM) sistemleri hızla protetik diş tedavisi alanında kullanım alanı bulmuştur. Bu sistemlerin gelişimiyle beraber konvansiyonel ölçü alımı ve restorasyonların hazırlanma şekli yerini; kısmen ya da tamamen dijital işlemlere bırakmıştır (Roberts 2013). Bir ana bloktan eksiltme yöntemiyle imalat yapılan bilgisayar destekli üretim tekniklerinin yanında; malzemelerin ekleme yöntemiyle üretildiği bilgisayar destekli üretim teknikleri de daha güncel yöntemler olarak

kullanım alanı bulmuşlardır. Eksiltme prensibiyle imalat yapan CAM tekniklerini freze teknikleri oluşturmaktadır. Ekleme prensibiyle imalat yapan CAM teknikleri arasında; stereolitografi, robocasting, toz yataklı püskürtmeli üretim ve seçici lazer sinterleme yöntemlerini saymak mümkündür (Anusavice ve ark. 2012a). Seçici lazer sinterleme yöntemi sayesinde metal içeren protetik bileşenlerin hızlı ve ekonomik bir şekilde üretilmesi mümkün olmaktadır (Kumar 2003, Santos ve ark. 2006).

Yakın bir zamanda; eksiltme yöntemi ile kullanılan yarı sinterlenmiş formda bir Cr-Co blok malzeme dental pazarda yerini almıştır. Bu malzemenin üreticisi; bu bloğun freze işleminin; tam sinterlenmiş blokların freze işlemine göre daha kısa zamanda gerçekleştiğini, freze ünitelerinin daha az yorulduğunu ve tam sinterlenmiş Cr-Co blok ile mekanik ve biyolojik özelliklerinin kıyaslanabilecek durumda olduğunu iddia etmektedir (Amman Girrbach 2014)

## **1.1 Genel Bilgiler**

Protez terimi; vücudun eksik olan bir bölümünün yapay olarak yerine konulmasını ifade eder. Diş hekimliğinde ise; bir veya daha fazla dişin ve ilişkili yapıların yapay olarak yerine konmasını ifade eder. Diş hekimliğinde protezler uygulama alanlarına göre çok çeşitlilik göstermektedir. Temel olarak sabit ve hareketli protezler olarak ikiye ayrılır (The Glossary of Prosthodontic Terms 2005).



Şekil 1.1 Protezlerin sınıflandırılması (Protez Terimleri Sözlüğü'nden düzenlenmiştir)

## 1.2 Sabit Protezler

Sabit protetik tedavilerin kapsamı, tek diş restorasyonlarından tüm oklüzyonun rehabilitasyonuna kadar değişebilen geniş bir yelpaze içinde yer alır. Sabit protezler ile dişin tüm fonksiyonları iade edilirken, estetik olarak da daha iyi bir görünüm elde edilebilir. Eksik dişlerin tamamlanması, hastayı rahatlatır ve çiğneme kabiliyetini artırır, arkların uyum ve sağlığının sürmesini sağlar ve çoğu zaman hastanın görünümünü, dolayısı ile kendine güvenini artırır (Shillingburg ve ark. 1997c).

Kron restorasyonu, simante edilerek klinik diş kronunun dış yüzeyini örten ya da kaplayan bir restorasyondur. Dişin hasar görmüş koronal bölümlerinin morfolojisini ve konturlarını iade ederken, aynı zamanda fonksiyonu da sağlamalıdır. Restorasyon; klinik diş kronunun tamamını kaplıyorsa buna tam kron restorasyonu adı verilir. Kron restorasyonu, altın alaşımından ya da ağız ortamında bozulmayan herhangi bir metalden üretilebileceği gibi, metal- seramikten, seramikten, metal ve akrilikten ya da yalnızca akrilikten üretilebilir. Restorasyon; klinik diş kronunun yalnızca bir bölümünü içine alırsa, bölümlü kron restorasyonu olarak adlandırılır (Shillingburg ve ark. 1997c).

Son 10 yıl içerisinde popüler olan ve simante edilerek uygulanan bir başka restorasyon tipi de tam seramik laminate veneer restorasyonlardır. Uygun bir kompozit rezin ile dişin vestibül yüzeyine yapıştırılan ince bir tabaka dental seramik ya da dökülebilir seramikten oluşur. Sabit bölümlü protez, bir ya da daha fazla kayıp dişin yerini alan, diğer dişler üzerine kalıcı olarak uygulanan bir restorasyondur. Bu terim bilimsel alanda kullanılsa da, bu tür bir restorasyon günlük pratikte genellikle 'köprü restorasyonu' olarak anılmaktadır (Shillingburg ve ark. 1997c).

### **1.2.1 Sabit Protez İmalat Yöntemleri**

Günümüzde protetik restorasyonların yapımında farklı tekniklerin kullanılması söz konusudur. Bu tekniklerden ilki ve konvansiyonel olanı uzun bir tarihsel gelişime sahip olan döküm, yani kayıp mum tekniğidir. Bilgisayar Destekli Tasarım-Bilgisayar Destekli Üretim (CAD-CAM) teknikleri kullanılarak imal edilen sabit protezlerde ve metal alt yapılarda modelasyon ve döküm aşamalarının olmaması, modelasyonun deformasyonu veya döküm hatalarına bağlı oluşabilecek hataların giderilebilmesine olanak sağlamaktadır (Roberts 2013).

#### **1.2.1.1 Kayıp Mum Tekniği**

Bu teknik eski zamanlardan beri mum örneklerin metallere dönüştürülmesinde kullanılmaktadır. İlk olarak 19.yüzyılda tarif edilmiştir (Rosenstiel ve ark. 2006b). Bu teknikte mum örneğin hazırlanmasını takiben döküm elde edebilmek için 3 aşama gereklidir. Bunlar;

- 1- Mum örneğin çevresinin, örneğin şekli ve anatomik özelliklerini hassas biçimde kopyalayabilecek bir malzeme ile sarılması yani revetmana alma aşaması,
- 2- Mum örneğin uzaklaştırılarak içerisine eritilen alaşımın yerleştirilebileceği bir boşluk elde edilmesi yani yanma aşaması,



3- Eritilen alaşımın daha önceden oluşturulmuş boşluk içerisine gönderilmesi işlemini içeren döküm aşamalarıdır (Shillingburg ve ark. 1997b).

Diş hekimliğinde elde edilen dökümün boyutları ve yüzey detayları; mum örneğin yüzey detayları ve boyutları ile tamamen uyşmalıdır. Revetmana alma ve döküm sırasındaki küçük değişiklikler bile sonuç restorasyonun kalitesini büyük oranda etkiler. Başarılı bir döküm; işlem sırasında gösterilen hassasiyete ve teknik detaylara bağlıdır (Rosenstiel ve ark. 2006b).

### **1.2.1.2 Bilgisayar Destekli Tasarım ve Bilgisayar Destekli Üretim Sistemleri (CAD-CAM)**

CAD, üretilecek malzemenin bilgisayar ortamında üç boyutlu tasarımı anlamına gelen ve daha çok makine teknolojisinde kullanılan bir terimdir. CAM ise elde edilen tasarımın yine bilgisayar destekli imalat cihazları ile üretimi anlamında kullanılır (Beuer ve ark. 2008).

#### **1.2.1.2.1 CAD-CAM Sistemlerinin Gelişimi**

CAD-CAM sistemleri ilk olarak 1960'larda havacılık ve otomotiv teknolojileri için geliştirilmiş ve kullanılmıştır (Machinist 1998). CAD-CAM sistemlerinin restoratif diş hekimliğinde kullanılması ise 1980'lerde başlamıştır. İlk dental CAD-CAM cihazının üretimi Dr. Duret tarafından; 1970'lerin sonunda yapılmıştır. Dr. Duret; 1984 yılında CAD-CAM cihazını kullanarak elde ettiği tam kron ile bir anterior diş restore etmiştir. Daha sonra ise ileride üretilecek olan diğer dental CAD-CAM sistemlerini etkileyecek ve onların başlangıcı sayılabilecek Sopha adlı CAD-CAM sistemini geliştirmiştir. Fakat bu sistem çok karmaşık ve pahalı olduğu için yeterli ilgiyi görmemiştir (Duret ve Preston 1991, Preston ve Duret 1997, Priest 2005).

İlk ticari dental CAD-CAM sistemi Dr. Mörmann tarafından 1985'te tanıtılmıştır. Dr. Mörmann optik bir tarayıcı ile ağız içinin taranması fikrini elektrik mühendisi olan Dr. Marco Brandestini ile birlikte daha da geliştirmiş ve bu geliştirdiği sistemi bir freze cihazı ile kombine ederek bu cihaza 'Computer Assisted Ceramic

Reconstruction' yani CEREC adını vermiştir. Bu yenilikçi sistem aynı gün içerisinde restorasyonun üretimine ve uygulanmasına imkan tanımıştır. Nitekim Dr. Mörmann bu sistem ile seramik blok kullanarak bir inley restorasyonun üretimini gerçekleştirmiştir (Mormann 2006).

Dr. Andersson yüksek hassasiyette kronları üreten Procera sistemini geliştirmiştir. Dr. Andersson aynı zamanda CAD-CAM sistemlerini kullanarak kompozit malzemeyle restorasyon uygulayan ilk kişidir. Bunların yanında o dönemde Dr. Andersson; Au, Ti ve Cr-Ni malzemelerini de CAD-CAM sistemlerinde kullanmıştır (Andersson ve ark. 1996).

#### **1.2.1.2.2 CAD-CAM Sistemlerinin Yapısı**

Genel olarak diş hekimliğinde kullanılan CAD-CAM sistemleri 3 bileşene sahiptir;

- 1- Taranacak şeklin geometrisini bilgisayar yardımıyla sayısal veriye dönüştüren tarayıcı bölüm,
- 2- Alınan sayısal veriyi işleyen ve üretim bölümüne gönderen yazılım (CAD),
- 3- Kullanılan malzemeye, eldeki veriye göre şekil veren imalat üniteleri (Beuer ve ark. 2008).

##### **1.2.1.2.2.1 Tarayıcılar**

Bir yüzeyin 3 boyutlu olarak taranması ve dijital ortama aktarılması; dijital bir modelin elde edilebilmesi ve bu model ile dental restorasyonun tasarımı için ilk şarttır. 3 boyutlu taramada elde edilen görüntü; var olan yüzeylerin yeterli miktarda ölçülerek nokta bulutu haline dönüştürülmesi yoluyla elde edilir. Bir diş preparasyonunun 3 boyutlu görüntü kalitesi sonuç restorasyonun iç ve marjinal kalitesini ve uyumunu belirler. CAD-CAM süreci ile tutarlı sonuçlara ulaşabilmek; nokta bulutunun 3 farklı boyutta da (X, Y, Z) bütün bir şekilde tamamlanmasına bağlıdır. Günümüzde diş hekimliğinde kullanılan 3 boyutlu tarayıcılar 3 grup altında toplanır (Witkowski 2005).

**1- Mekanik Tarayıcı:** Bu tarayıcılarda yüzey taraması için bir top, iğne ya da pin kullanılır. İğne ve pin andırkatlı yüzeyleri kaydedemez. Sistem, tarayıcı ucun boyutları ile ilgili kısıtlamalara sahiptir (Witkowski 2005).

**2- İnteraoral Tarayıcı:** Bu tarayıcılar sayesinde prepare edilmiş diş, yumuşak dokular ve komşu dişler nokta bulutları şeklinde dijital dosyalara dönüştürülür. Gelişmiş bir sistem olan Cerec 3 sistemi prepare edilmiş dişin farklı görüntülerini birleştirerek dijital ortama aktarır. Fakat bu aktarma sürecinde her zaman görüntü kaybı olur. Tarayıcı ucu yer değiştirdikçe koordinatların pozisyonu değişeceği için bu kayıplar meydana gelir (Mormann ve Bindl 2002).

**3- Optik Tarayıcı:** Lazer ışınlarını içeren bir beyaz ya da renkli ışıkla yüzeylerin optik olarak taranması gerçekleştirilebilir. Elde edilen 3 boyutlu görüntü çizgiler, görüntüler ve noktaların birleşerek bir buluta dönüştürülmesi ile elde edilir (Luthardt ve ark. 2001).

#### **1.2.1.2.2.2 CAD Yazılımı**

Üreticiler tarafından çeşitli restorasyon tasarımları için özel olarak hazırlanmışlardır. Bazı yazılımlarda üretilecek olan restorasyona kullanıcı tarafından şekil verilirken bazı yazılımlarda ya restorasyon kütüphanesi kullanılır ya da kütüphane modifiye edilerek kullanılır. Bu yazılımlar günümüzde ticari olarak satılmaktadır. Üretilecek olan restorasyonun bilgileri çeşitli veri şekillerinde kaydedilebilir, internet üzerinden aktarılabilir. Bu verilerin depolanmasında genellikle 'Standart Tessellation Language' (STL) formatındaki endüstri standardı kullanılmasına rağmen bazı üreticiler sadece kendi kayıt formatlarını kullanırlar ve bu formatlar diğer sistemlerle uyumsuzdur (Mehl ve ark. 1997, Reiss 2007).

#### **1.2.1.2.2.3 İmalat Üniteleri**

Veriler yazılımla işlendikten sonra imalat cihazlarına gönderilir. İmalat cihazları kullanılacak üretim prensibine göre değişiklik gösterir.

##### **1.2.1.2.2.3.1 Eksiltme Prensibi İle Çalışan İmalat Üniteleri**

#### **1- Freze Cihazları**

Bu cihazlar kullanılarak bir ana bloktan eksiltme yöntemiyle üretim gerçekleştirilir. Bu cihazlar; üç, dört ya da beş eksenli olabilirler. Üç eksenli olanlar X, Y, Z eksenlerinde hareket yapabilirler. Dört eksenli cihazlar; 3 eksenin varlığına ilave

olarak malzemeye fazladan bir yönde rotasyon hareketi yaptırabilirler. 5 eksenli cihazlarda ise 3 eksenle harekete ve bir yönde rotasyon hareketine ek olarak 2. bir yönde daha rotasyon hareketine izin verilir. Bu da karmaşık geometrili şekillerin işlenmesini daha kolay hale getirir (Beuer ve ark. 2008).

#### **1.2.1.2.2.3.2 Ekleme Prensibiyle İle Çalışan İmalat Üniteleri**

##### **1- Stereolitografi**

Bu cihazlarda; fotopolimer malzemeler kullanılır. Bu cihazların imalat prensibi; sıvı halde bulunan fotopolimer tabakasının lazer ışını vasıtasıyla polimerizasyonu prensibine dayanır (Anusavice ve ark. 2012a).

##### **2- Robocasting**

Bu sistemler; bipolimerler ve bazı metaller ile kullanılırlar. Bu cihazların imalat prensibi, şırıngadan çıkan sıvı malzemenin aşağı doğru hareket eden platformda sertleşmesi prensibine dayanır (Anusavice ve ark. 2012a).

##### **3- Toz Yataklı Püskürtmeli Üretim**

Bu cihazlarda; ince tabakalar halinde serilen toz malzemeleri üzerine baskı kafası içinde yer alan sıvı bağlayıcı püskürtülerek imalat gerçekleştirilir. Bu cihazlarda; seramikler, polimerler ve metalik malzemeler kullanılabilir (Anusavice ve ark. 2012a).

##### **4- Seçici Lazer Sinterleme**

Bu sistemler; lazer ışınlarının toz partiküllerini eriterek birleştirilmesi prensibine dayalı olarak imalat yapar. Bu sistemde metaller ve polimerler malzeme olarak kullanılabilirler (Anusavice ve ark. 2012a).

#### **1.2.1.2.3 CAD-CAM Sistemlerinin Avantaj ve Dezavantajları**

CAD-CAM sistemlerinin geleneksel üretim sistemlerine göre birçok avantajı vardır. Sayısal tarama, ölçü alım işlemine göre hem daha hızlı hem daha kolaydır. Çünkü ölçü malzemesi kullanma, model elde etme ve döküm yapma işlemleri ortadan kalkmıştır (Mormann ve ark. 1989).

CAD-CAM sistemi kullanılarak ikinci bir seansa gerek duyulmaksızın aynı gün içerisinde kaliteli ve uyumlu bir daimi restorasyon hazırlanabilir (Mormann ve ark. 1989). Hastaya anestezi yapmak gerekiyorsa tek bir anestezi süresinde tüm işlemler halledilebilir. CAD-CAM ile üretilen restorasyonlar çok nettir çünkü tüm ölçümler ve üretim aşamaları mükemmeldir. Henkel tarafından; 117 hasta ile her hastaya biri geleneksel yolla biri de CAD-CAM yöntemi kullanılarak toplamda iki adet kron restorasyonunun yapıldığı bir çalışmada; diş hekimlerine hangi restorasyonun daha uyumlu olduğu sorulmuş ve sonuçta CAD-CAM yöntemi ile elde edilen kron restorasyonlarının % 68 oranında daha uyumlu olduğu bulunmuştur (Henkel 2007). Bu sonuçlar şaşırtıcı değildir çünkü 2005'te yapılan bir çalışmada geleneksel yöntemlerle alınmış ölçülerin % 50'sinde kron marjinlerinin tam olarak görülemediği belirlenmiştir. Bunun yanı sıra geleneksel yöntemler için sorun yaratabilecek birçok aşama mevcuttur. Bunlardan bazıları; ölçü malzemesinin durumu, kayıp dişlerin varlığı, kalan dentin artıkları ve hava kabarcıklarıdır (Christensen 2005).

CAD-CAM sistemlerinin avantajları arasında taranan verilerin bilgisayarda depolanabilmesi, gönderilebilmesi, sorun çıktığında depolanan bilginin tekrar laboratuara aktarılabilmesini saymak mümkündür. Alçı modeller ise hem yer kaplarlar, hem de üretimleri zaman alır (Birnbaum ve ark. 2009, Mormann ve ark. 1989).

Bütün bu avantajlara rağmen CAD-CAM sistemlerinin hala dezavantajları mevcuttur. Başlangıçta sistemlerin satın alınması maliyetlidir ve kullanılabilmesi için eğitim alınması şarttır. Yine ölçü alınması sırasında preperasyonun belli bir standartta olması gerekir. İyi bir retraksiyon yapılması ve marjinlerin optik tarayıcı ile taranabilecek kadar net olması gerekir. Bunun yanında kan ve tükürüğün kontrol altına alınması iyi bir ölçü açısından çok önemlidir. Eğer bu tip unsurlar kontrol altına alınamazsa sayısal ölçü hekime zaman kazandırmayacaktır (Henkel 2007, Mormann ve ark. 1989).

#### **1.2.1.2.4 CAD-CAM Sistemlerinde Kullanılan Malzemeler**

CAD-CAM sistemleri için kullanılan malzemeler genel olarak; yarı sinterlenmiş alüminyum oksit ve zirkonyum oksit bloklarla beraber özelleştirilmiş şekildeki tam

seramik bloklardan oluşur. Günümüzde birçok seramik malzeme CAD-CAM sistemleri ile birlikte kullanılabilir durumdadır. İlk zamanlarda CAD-CAM sistemleriyle birlikte kullanılan cam seramikler Dicor ve Vita Mark II olmuştur. Bu cam seramikler; inley, onley, laminate veneerler ve kron restorasyonları için kullanılmıştır fakat posterior kronlarda kullanılabilecek kadar dayanıklı değildir. Bu sebepten dolayı günümüzde alüminyum oksit ve zirkonyum oksit malzemeleri CAD-CAM sistemlerinde yaygın bir şekilde kullanılmaktadır (Bindl ve Mormann 2004, Lampe ve ark. 1996, Liu ve ark. 1993, Mclean 1984, Posselt ve Kerschbaum 2003, Sjogren ve ark. 2004).

CAD-CAM sistemleriyle kullanılabilen bu seramikler manuel üretime oranla çok pahalı değildir. In-Ceram seramikleri manuel üretimde 14 saatte restorasyona dönüştürülebilirler fakat CAD-CAM sistemleriyle kullanıldıklarında bu süre 20 dakikaya; cam seramikler içinse aynı süre 4 saatten 40 dakikaya düşmektedir (Degrange ve ark. 1987, Probster 1996, Scotti ve ark. 1995). Zirkonyum oksit hem güçlü hem de biyouyumlu bir malzemedir. Tam sinterlenmiş bloklardan freze yoluyla imalatında kron restorasyonunun şekillenmesi 3 saat kadar sürer. Bu yüzden genel olarak yarı sinterlenmiş blok şekilleri kullanılır. Bu şekilde restorasyon daha kısa zamanda elde edilir, kullanılan frezler daha az aşınır ve restorasyon daha net bir şekilde elde edilir (Blatz ve ark. 2003, Blatz ve ark. 2004).

CAD-CAM sistemleriyle metal ve metal alaşımları da kullanılabilir. CAD-CAM sistemleri ile metaller kullanılarak sabit protez metal alt yapıları, implant dayanakları ve implant destekli barların üretimi gerçekleştirilebilir. Bunun yanı sıra çene yüz protezlerinin elde edilmesinde de kullanılırlar (Besimo ve ark. 1997, Carpentieri 2004, Jiao ve ark. 2004, Tsuji ve ark. 2004, Wang ve Andres 1999).

CAD-CAM sistemleriyle kullanılabilen malzemeler; Ti, kıymetli metal ve alaşımları, silikat seramikler, In-ceram Alümina, In-ceram Spinell, In-ceram Zirkonya, zirkonyum oksit seramikleri, alüminyum oksit seramikler, akrilik bloklar ve mum bloklar şeklinde özetlenebilir (Witkowski 2005).

## 1.2.2 Hızlı Prototipleme Sistemleri

Hızlı prototipleme; bilgisayar destekli ortamda elde edilmiş üç boyutlu (3-D) tasarımdan doğrudan hedef parçayı ya da aparatı üretebilme anlamına gelir. Üretilmiş olan hızlı prototipleme cihazlarının çalışma prensibindeki ortak nokta, bilgisayar ortamında oluşturulan restorasyonun STL formatında elde edilmesi ve hızlı prototipleme cihazlarında katmanlar halinde inşa edilmesidir. Fakat katmanların oluşturulma tekniği ve üretim hammaddesi olarak kullanılan malzemenin özelliği çok farklı olabilmektedir. İmalat sektöründe hızlı prototipleme cihazlarına verilen özel isimler aşağıda sıralanmıştır (Delikanlı ve ark. 2005).

- Hızlı İmalat
- Malzeme Eklemeli İmalat
- Katmanlı İmalat
- Anlık İmalat
- 3 Boyutlu Yazma
- Direkt CAD İmalat
- Masaüstü İmalat
- Hızlı Şekil Bağımsız İmalat
- Otomasyonlu Fabrikasyon

### 1.2.2.1 Hızlı Prototipleme Sistemlerinin Gelişimi

Dünyada benzer zamanlarda çeşitli üniversitelerde ve enstitülerde bu sistemlerin gelişimi devam etmiştir. 1980 yılında Hideo Kodama, seçici lazer eritme yöntemiyle parça prototipi üretimi üzerine bir çalışma yapmıştır. Daha sonra Hideo Kodama bu teknolojinin patentini almış ve 3D Systems şirketini kurarak ilk ticari hızlı prototipleme cihazlarını üretmeye başlamıştır. 1986 yılında Teksas Üniversitesi'nde

yüksek lisans yapan Carl Deckard, 100W gücünde YAG (Yttrium Aluminum Garnet) lazerden oluşan bir sistem tasarlayarak doğrudan plastik tozundan hızlı prototipleme yapan bir cihaz geliştirmiştir. Deckard; geliştirdiği sistemi ilk olarak PGLSS (Part Generation by Layerwise Selective Sintering) olarak adlandırmış ardından bu ismi SLS (Selective Laser Sintering) olarak değiştirmiştir (Shellabear ve Nyrhillä 2004).

1989-1990 yıllarında, doğrudan metal lazer sinterleme (DMLS) teknolojisi üzerinde çalışılmasına rağmen, tek fazlı Pb, Zn ve Al gibi metaller üzerinde yapılan ilk çalışmalar başarısızlıkla sonuçlanmıştır. Konuyla ilgili ilk başarılı sonuçlar, 1994 yılında paslanmaz çelik ve Fe-Cu karışımları kullanılarak elde edilmiştir (Shellabear ve Nyrhillä 2004).

1995 sonunda tek bileşenli seramik ve çelik gibi metalik malzemelerin eritilmesi yoluyla tam yoğunluğa sahip parçalar oluşturulmasına yönelik bir proje başlatılmıştır. Proje sonunda tek bileşenli seramik ve metalik malzemelerin eritilmesiyle tam yoğunluğa sahip parçalar elde edilmesi için uygun parametreler tespit edilmiştir. Ayrıca takip eden iki yıl boyunca yapılan çalışmalarda tıp alanında implant üretimi denemeleri yapılmış ve başarı sağlanarak uygulamaya geçilmiştir. Normal üretim teknikleri ile çok uzun sürelerde üretilen implantların seçici lazer sinterleme cihazları vasıtası ile Ti tozları kullanılarak çok kısa sürede imal edilmesi mümkün olmuştur (Shellabear ve Nyrhillä 2004, Sofu 2006).

Tıp alanında; tomografi ve manyetik rezonans verilerinin bilgisayar ortamında yardımcı programlar vasıtası ile 3 boyutlu bilgisayar destekli tasarım verilerine dönüştürülmesi ve takiben seçici lazer sinterleme ve seçici lazer eritme yöntemleriyle medikal implant üretimi içerikli çalışmalar devam etmektedir (Shellabear ve Nyrhillä 2004, Sofu 2006).

#### **1.2.2.2 Hızlı Prototipleme Sistemlerinin Diş Hekimliğinde Kullanım Alanları**

Hızlı prototipleme teknikleri; eksiltme prensibi yerine, ekleme prensibi kullanarak üretim yapma özelliği ile günümüz CAD-CAM sistemlerine kıyasla büyük ölçüde tasarruf sağlamaktadır (Santos ve ark. 2006).



CAD-CAM sistemlerinde olduğu gibi; hızlı prototipleme sisteminin bir nesneyi üretebilmesi için sistemin bağlı olduğu bilgisayara üretilmesi istenen nesnenin 3 boyutlu şeklinin aktarılmasına ihtiyaç vardır. Bu dijital bilgi en iyi şekilde 4 yöntem ile sağlanabilir;

- 1-Bilgisayarlı Tomografi (BT)
- 2-Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRI)
- 3-Lazer İle Yüzey Taraması
- 4-Ağız İçi Optik Tarama (Santos ve ark. 2006).

Günümüzde bu sistemler diş hekimliği alanında çok farklı amaçlar ile kullanılabilmektedir;

**Dental Aletlerin Üretimi:** Dental aletlerin dizaynı, geliştirilmesi ve üretilmesi için kullanılabilirler. Hızlı prototipleme sistemleri yardımıyla çeşitli aletler 3 boyutlu olarak tasarlanıp imal edilebilir. Örnek olarak vücudun çeşitli bölgelerinde kullanılan cerrahi implantlar çok karmaşık yapılardır ve bunların tasarımı ve üretimi kolaylıkla bu sistemler aracılığı ile gerçekleştirilebilir (Jamieson ve ark. 1995).

**Görselleştirme ve Eğitim:** Hızlı prototipleme sistemlerindeki veriler dijital olarak çoğaltılabilir, model üzerinde anatomik oluşumlar incelenebilir ve bu modeller yardımıyla hastalar bilgilendirilebilir (MacAloon 1997).

**Cerrahi Planlama ve Üretim:** Cerrahlar karmaşık operasyonlar için planlama yapabilir, opere edilecek oluşumun sınırlarını tam olarak belirleyebilirler. Operasyonu kolaylaştıracak kişisel cerrahi plaklar ve rehberler üretilebilir (Kai ve ark. 1998, MacAloon 1997).

**Protetik ve Ortodontik Çalışma:** Hastaların dişleri ve ağız içi dokuları taranabilir ve arşivlenebilir. Sabit restorasyonlar, hareketli bölümlü protezlerin metal alt yapıları ve dental implant dayanakları üretilebilir. Beklenen estetik sonuçlar yardımcı programlar kullanılarak hastayla paylaşılabilir (Chen 1998, Jeng ve ark. 2000a, Jeng ve ark. 2000b).

**Adli Tıp ve Diş Hekimliği:** Kriminal incelemelerde, ipuçlarının birleştirilmesinde, kalan dokuların tamamlanmasında ve simule edilmesinde kullanılabilir (Crockett ve Zick 2000).

Hastadan elde edilen manyetik rezonans (MRI) ve bilgisayarlı tomografi (BT) verileri doğrultusunda, hızlı prototipleme sistemleri yardımıyla çene-yüz protezlerinin üretimi de gerçekleştirilebilmektedir. Böylece ölçü alınmaksızın defekt bölgesiyle uyumlu; boyut, şekil ve kozmetik olarak tatminkar çene-yüz protezleri üretilebilmektedir. Bunun yanı sıra hastaya ait BT verileri kullanılarak, hızlı prototipleme sistemleri ile hastanın çene modelleri elde edilebilmekte ve çene-yüz cerrahi operasyonlarının planlanmasında kullanılmaktadır. Bu sayede maksiller sinüs, burun tabanı, mandibuler kanal, mental foramen gibi anatomik oluşumlar göz önünde bulundurularak ve zarar görmeleri önlenerek operasyonun tamamlanması sağlanmaktadır. Bu modeller rehber alınarak dental implant cerrahisinde kullanılacak olan cerrahi plaklar hazırlanabileceği gibi, stentler hızlı prototipleme sistemleri ile doğrudan üretilebilmektedir (Cheah ve ark. 2003, Ciocca ve Scotti 2004, Curcio ve ark. 2007, Feng ve ark. 2010, Lal ve ark. 2006).

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

Seçici lazer sinterleme (SLS), toz partiküllerinin üst üste tabakalar halinde eklenerek malzemelerin üretildiği bir yöntemdir. Devamlı ya da kesintili lazer ışınları; ısı kaynağı olarak tozları birleştirmek ve önceden belirlenmiş şekilleri oluşturmak için kullanılır. Seçici lazer sinterleme; modeller oluşturmak, döküm için kalıplar üretmek ve küçük fonksiyonel parçalar üretmek için kullanılır. Bunların yanında enjeksiyon ile döküm, polimer kalıp üretimi, kum döküm kalıpları, biomedikal araçlar ve diş hekimliği alanında çeşitli üretimlerde kullanılır (Casalino 2002, Liew ve ark. 2001, Nicole ve ark. 2001).

#### **1.2.2.2.2 Seçici Lazer Sinterleme Yönteminin Çalışma Prensibi**

SLS cihazları kullanılarak yapılan imalat; veri oluşturulması, imalat ve yüzey işlemleri olarak üç grupta sıralanabilir. Veri oluşturulması işlemi; her hangi bir CAD programında elde edilecek restorasyonun 3 boyutlu olarak tasarlanması ve tasarım

dosyasının STL formatında kaydedilmesini içerir. STL dosya formatı hızlı prototip işlemlerine imalatta basitlik ve kullanılabilirlik kazandırmaktadır. STL dosya formatı hızlı prototipleme cihazlarında kullanılan standart dosya formatıdır. İmalat işlemlerinde; STL formatındaki tasarım dosyası SLS cihazının imalat yazılımına aktarılır. Aktarılan dosya; yazılım tarafından imal edilecek restorasyonun yüksekliği boyunca yatay katmanlara bölünerek (metaller için 0.05 mm) hazırlanır (ÓDonnchadha ve Anthony 2004).

İmalat sürecinde iş akışı şöyle gelişir, ilk önce imalatın hangi malzemeden yapılacağı tespit edilir. Bu seçim; üretimden sonra da restorasyonun mekanik özelliklerini etkileyecektir. Seçilen malzemenin tozu; üretici firmalar tarafından istenilen mekanik özelliklere veya kullanım alanlarına göre özel olarak hazırlanmaktadır. Toz seçiminden sonra cihaz kartuşu bu toz ile doldurularak işleme başlanır (ÓDonnchadha ve Anthony 2004).

Eksen hareketleri bir tarayıcı yardımıyla tek odaktan sağlanabildiği gibi aynalar yardımıyla da lazer ışınının odaklanması sağlanabilmektedir. Cihazın yazılımı tarafından katmanlara bölünen restorasyon, bir toz havuzunda; tablanın düşey ekseninde her hareketi bir katmana eşit olacak şekilde ayarlanır. Lazer tarafından her katman sinterlenmektedir. Her katmanın sinterleme işlemi bittikten sonra; tabla aşağı yönde bir katman oluşturacak kadar hareket etmektedir. Süpürücü vasıtasıyla yeni toz havuz üzerine serpilerek işlemler tekrarlanır (Delikanlı ve ark. 2005).

Özellikle protetik diş hekimliğinde 14 üyeye kadar tek parça halinde üretimin yapılabildiği sistemde, tek seferde toplam 90 üye metal alt yapının üretimi gerçekleştirilebilmekte, döküm işlemine kıyasla üretim sonrası düzeltmelere daha az gereksinim duyulmakta ve dolayısıyla zamandan da büyük kazanç sağlanmaktadır (Uçar ve ark. 2009). Seçici lazer sinterleme cihazları ile üretilen metal alt yapılarda, döküm işlemleri esnasında meydana gelen büzülme ortadan kalkmakta, sahip oldukları boyutsal stabilite sayesinde çok üyeli sabit restorasyonlar destek dişler üzerine pasif olarak yerleşmektedir. Bu cihazlar ile metal alaşımlardan karmaşık şekillere sahip

nesnelerin ve hareketli bölümlü protezlerin metal alt yapılarının üretilmesi de gerçekleştirilebilmektedir (Williams ve ark. 2006).

### **1.2.2.2.3 Seçici Lazer Sinterleme Yönteminde Kullanılan Malzemeler**

Seçici lazer sinterleme işleminde pek çok malzeme kullanılır (Kruth 2001). Bu durum seçici lazer sinterleme işlemini diğer yöntemlere göre üstün bir duruma getirir (Kochan ve ark. 1999). Günümüzde kullanılabilen malzemeler; mumlar, seramikler, naylon ve cam kompozitler, metaller, alaşımlar, metal tozları, karbonat ve kömürdür (Bugeda ve ark. 1999, Ho ve ark. 1999, Kandis ve Bergman 2000, Niu ve Chang 2000, Vail ve ark. 1993). Seçici lazer sinterleme işleminde ilk olarak polikarbonat tozları ve bis-fenol A polikarbonat kullanılmıştır (Berzins ve ark. 1996, Bugeda ve ark. 1999, Ho ve ark. 1999, Nelson ve ark. 1993, Williams ve Deckard 1998).

### **1.2.3 Metal Destekli Seramik Restorasyonlar**

Dental seramiklerin restoratif malzeme olarak kullanımları ile ilgili temel sıkıntılar; seramiklerin düşük gerilme ve makaslama dirençleri ile ilişkilidir. Bu dezavantajı giderebilmek için seramiklerin metal alt yapılar tarafından güçlendirilmesi fikri geliştirilmiş ve bu restorasyonlar metal destekli seramik restorasyonlar adını almıştır (Anusavice ve ark. 2012b).

Yaklaşık 50 yıldır protetik diş tedavisi alanında kullanım alanı bulan metal-destekli seramik restorasyonlar (Kelly ve ark. 1996), hali hazırda tüm seramik restorasyonlar arasında 'altın standardı' oluşturmakta ve hızlı bir gelişim gösteren tam seramik sistemlerin performanslarının ölçüldüğü testlerde kontrol grubunu oluşturmaktadır (Anusavice 2012).

Metal destekli seramik restorasyonlar, metalin sağlamlığı ve hatasızlığını seramiğin estetiği ile birleştirir (Shillingburg ve ark. 1997a). Metal destekli seramik restorasyonlar; tabakalama seramiği ve onu destekleyen bir metal alt yapıdan oluşur. Bu iki yapı birbirine mekanik ve kimyasal olarak bağlanır. Bu bağlantının kimyasal komponenti fırınlama esnasında oluşur (Rosenstiel ve ark. 2006a).

Metal destekli seramik restorasyonların metal alt yapılarının temel görevleri; restorasyonun prepare edilmiş dişe uyum yüzeyini oluşturması, üst yapıyı oluşturan seramikle bağlantıyı sağlayan metal oksitlerin kaynağı olması, kırılğan seramik üst yapıya yeterli dayanıklılık ve desteği sağlaması ve prepare edilmiş dişin uygun aksiyal konturlarını temin etmesidir. Metal destekli seramik restorasyonlarda alt yapı; restorasyonun prepare edilmiş dişle olan uyumundan temel olarak sorumlu yapısal unsurdur (Naylor 2009a).

Farklı içerik ve renklerdeki seramik tozları istenilen hacme ulaşmak için metal alt yapı üzerine uygulanır ve fırınlanır (Rosenstiel ve ark. 2006a). Bir metal destekli seramik restorasyonda; metal alt yapı üç seramik tabakası ile örtülmüştür.

1- Opak seramiği alttaki metali maskeler, rengin temelini oluşturur.

2- Dentin ya da gövde seramiği; restorasyonun ana kütesini meydana getirir ve rengin büyük kısmını oluşturur.

3- Mine ya da insizal seramiği restorasyona şeffaflığı verir (Shillingburg ve ark. 1997a).

### **1.2.3.1 Metal Destekli Seramik Restorasyonlarda Kullanılan Alaşımalar**

Metal destekli seramik restorasyonların alt yapılarının elde edilmesinde çok geniş bir yelpazedeki metal alaşımlarının kullanılması mümkündür. Bu alaşımların alt grubunu oluşturan temel metal alaşımları; düşük maliyetleri, birim ağırlık başına daha fazla metal alt yapı imalatına izin veren düşük özgül ağırlıkları, yüksek elastik modülleri ve yüksek dayanıklılıkları sebebiyle günümüzde kullanım alanı bulmaktadır (Anusavice ve ark. 2012b, Naylor 2009b).

### **1.2.3.2 Metal Alaşımlarının Gelişimi**

İlk defa bir altın inley restorasyonu; kayıp mum tekniği olarak tanımlanan bir teknik ile 1907 yılında Taggart tarafından elde edilmiştir. Bu teknik; onley restorasyonlarının,

kron restorasyonlarının, çok üyeli sabit bölümlü protezlerin ve hareketli bölümlü protez metal alt yapılarının elde edilmesinde öncülük etmiştir. 1932 yılında Amerikan Ulusal Standartlar ve Teknoloji Enstitüsü (NIST), kullanılan altın bazlı alaşımların ortak özelliklerini değerlendirmiş ve Vickers sertlik derecesini (VSD) temel alan bir sınıflama yapmıştır. Bu sınıflamaya göre bu alaşımlar; Tip I (yumuşak, VSD, 50-90), Tip II (orta, VSD, 90-120), Tip III (sert, VSD, 120-150), Tip IV (ekstra sert, VSD 150 ve üstü) olarak sınıflandırılmıştır. Yükselen altın fiyatlarına tepki olarak; altın yerine kısmen ya da tamamen daha ucuz kıymetli metallerin kullanılmaya başlaması ile yeni alaşımlar ortaya çıkmıştır (Anusavice ve ark. 2012b).

Cr-Ni ve Cr-Co alaşımları ise 1933 yılından itibaren kullanılmaya başlanmıştır. Bu alaşımların avantajları; düşük maliyetleri, birim ağırlık başına daha fazla metal alt yapı imalatına izin veren düşük özgül ağırlıkları, yüksek elastik modülleri ve yüksek dayanıklılıklarıdır. Bu özelliklerinden dolayı hareketli bölümlü protezlerin üretiminde kıymetli metal alaşımlarının yerini almışlardır. 1980 ve 2012 yılları arasında hızla dalgalanan ve artan altın fiyatları sebebiyle sabit bölümlü protezlerin üretiminde kıymetli metal alaşımlarına mantıklı bir alternatif olmuşlardır (Anusavice ve ark. 2012b).

Metal destekli seramik restorasyonların kullanımı 1950'li yılların sonunda başlamıştır. Pt ve Pd içeren kıymetli metal alaşımları ve porselen arasında bağlantının elde edilebilmesinden sonra bu tip restorasyonların kullanımı artmıştır. Kıymetli metal alaşımları geleneksel olarak Au ayarına göre sınıflandırılmaktadır. Ayar sistemi ise alaşım içerisindeki Au miktarı ile belirtilir. Alaşım 24 bölüm olarak kabul edilir ve alaşımdaki 24 bölümün içerisinde kaç bölüm Au olduğuna göre ifade edilmektedir. 18 ayar Au olarak ifade edilen bir alaşımda Au miktarı 18/24 yani % 75 oranındadır. 1932 yılında Amerikan Ulusal Standartlar ve Teknoloji Enstitüsü'nün (NIST) yaptığı sınıflamadan bu yana; içerikleri, kullanım alanları ve mekanik özelliklerine göre önemli sayıda farklı alaşım grupları ve sınıflamaları ortaya çıkmıştır (Anusavice ve ark. 2012b).

### 1.2.3.3 Diş Hekimliğinde Kullanılan Alaşım Kavramları

Alaşımın özelliklerinden bahsetmeden bazı terimlerin anlam ve içeriğine değinmek gereklidir.

**Alaşım:** Bu terim iki veya daha fazla metal ya da metaloidin bir araya gelmesini ifade eder (The Glossary of Prosthodontic Terms 2005).

**Soy Metal:** Ağız içinde kullanıldıklarında oksidasyona, kararmaya ve korozyona karşı dirençli metallerdir. Örnek olarak Au ve Pt verilebilir (The Glossary of Prosthodontic Terms 2005).

**Kıymetli Metal:** Au, Ag ve Pt grubundaki metaller için kullanılan terimdir. Amerikan Diş Hekimleri Birliği'nin (ADA) 1984 yılında yaptığı sınıflamaya göre bu metallerin (Au, Pt, Pd) ağırlıkça en az % 25 oranında bulunduğu alaşımlar kıymetli metal alaşımları olarak adlandırılır ( The Glossary of Prosthodontic Terms 2005).

**Temel Metal:** Kararmaya ve korozyona karşı dirençli olmayan metallerdir. Bu soy olmayan metallerin oluşturduğu alaşımlara temel metal alaşımları denir (The Glossary of Prosthodontic Terms 2005).

### 1.2.3.4 Alaşım İçerisine Eklenen Bazı Elementlerin Alaşıma Kazandırdığı Özellikler

**Alüminyum (Al):** Ni alaşımlarına erime ısısını düşürmek için eklenir. Metal-seramik sistemlerinde oksit oluşumunu pekiştirir (Naylor 2009b).

**Berilyum (Be):** Ni alaşımlarının erime derecesini düşürür. Aynı zamanda akışkanlığı, dökülebilirliği ve cilalanabilirliği artırır (Naylor 2009b).

**Bor (B):** Ni alaşımlarında oksit giderici ajan olarak görev yapar. Erimiş alaşımın yüzey gerilimini azaltır ve böylece dökülebilirliği artırır (Naylor 2009b).

**Krom (Cr):** Alaşımın sertliğini artırır ve korozyona karşı direnç sağlar (Naylor 2009b).

**Kobalt (Co):** Ni alaşımlarının karşı alternatifini oluşturur. Yüksek Pd alaşımlarında termal genleşme katsayısını azaltıcı ve mekanik dayanıklılığı arttırıcı ajan olarak görev yapar (Naylor 2009b).

**Bakır (Cu):** Alaşımın erime ısısını düşürür ve dayanıklılığını arttırır. Pt, Pd, Ag ve Au alaşımlarının termal stabilitesini sağlar (Naylor 2009b).

**Galyum (Ga):** Ag içermeyen alaşımlarında; alaşımın termal genleşme katsayısını kompanse eder. Düşük erime sıcaklığına sahip ve değerli bir metaldir (Naylor 2009b).

**Altın (Au):** Korozyona ve kararmaya karşı direnç gösterir. Alaşımların maliyetini, özgül ağırlılığını ve erime sıcaklığını arttırır. Alaşıma sarı ton verir (Naylor 2009b).

**İndiyum (In):** Au alaşımlarının erime sıcaklığını ve özgül ağırlılığını düşürür, akışkanlığını ve mekanik dayanıklılığını arttırır. Kıymetli bir metaldir. Ag oranı yüksek olan alaşımlarda kararmaya karşı direnç sağlar (Naylor 2009b).

**İridiyum (Ir):** Au ve Pd alaşımlarının mekanik özelliklerini ve kararmaya karşı direncini arttırır. Pt grubunun bir üyesidir ve kıymetli bir metaldir (Naylor 2009b).

**Demir (Fe):** Au alaşımlarında sertleştirici ajan olarak kullanılmaktadır (Naylor 2009b).

**Magnezyum (Mg):** Ni ve Co alaşımlarında sertleştirici ve oksit giderici ajan olarak kullanılmaktadır (Naylor 2009b).

**Molibden (Mo):** Ni alaşımlarında korozyona karşı direnci geliştirir, oksit formasyonuna katkıda bulunur ve termal genleşme katsayısının ayarlanmasına yardımcı olur (Naylor 2009b).

**Nikel (Ni):** Termal genleşme katsayısı Au'nın termal genleşme katsayısına benzerdir. Korozyona direnç sağlar. Allerjendir (Naylor 2009b).

**Paladyum (Pd):** Au alaşımlarının dayanıklılığını ve sertliğini arttırır, korozyona direnç sağlar. Erime sıcaklığını yükseltir (Naylor 2009b).



**Platin (Pt):** Au alaşımlarının dayanıklılığı, erime sıcaklığı ve sertliğini arttırmakla beraber korozyona ve kararmaya karşı direncini geliştirir. Au içermeyen alaşımların özgül ağırlılığını arttırır. Kıymetli bir metaldir (Naylor 2009b).

**Rutenyum (Ru):** Au ve Pd alaşımlarının mekanik özelliklerini ve kararmaya karşı direnci arttırır. Pt grubu kıymetli bir metaldir (Naylor 2009b).

**Gümüş (Ag):** Au ve Pd alaşımlarının erime ısısını düşürür, akışkanlığını arttırır ve termal genleşme katsayısının kontrolünü sağlar (Naylor 2009b).

**Kalay (Sn):** Au ve Pd alaşımlarında sertleştirici ajan olarak görev yapar ve porselen bağlantısı için oksit oluşumuna yardım eder (Naylor 2009b).

**Çinko (Zn):** Alaşımın erime derecesini düşürür ve dökülebilirliğini arttırır. Pd ile beraber alaşımın sertliğini arttırır (Naylor 2009b).

### **1.2.3.5 Metal Destekli Seramik Restorasyonlarda Alt Yapı olarak Kullanılan Alaşımların Sınıflandırılması**

Alaşımlar; temel elementlere göre ya da içerisinde en çok bulunan elementlere göre sınıflandırılabilirler. İsimlendirilmeleri, içeriklerinde en fazla olan iki ya da üç elemente göre ve elementlerin sırasına göre yapılır. Bazen bu kural istisnalarla bozulabilir. Örnek olarak Ni-Cr-Mo-Be alaşımı; Ni-Cr-Be şeklinde sınıflandırılır. Çünkü Be elementi Mo elementine göre daha az miktarda bulunmasına rağmen alaşımın özelliklerini daha fazla etkilediği için bu şekilde bir isimlendirme söz konusudur (Anusavice ve ark. 2012b). Metal destekli seramik restorasyonlarda kullanılan alaşımlar aşağıda gösterilmiştir (Shillingburg ve ark. 1997a).

Yüksek Soy Metal Alaşımları;

- Au-Pt-Pd
- Au-Pd-Ag
- Au-Pd

Soy Metal Ağırlıklı Alaşımlar;

- Pd-Ag
- Yüksek Pd

Temel Metal Alaşımları;

- Cr-Ni
- Cr-Co

### **1.2.3.6 Metal Destekli Seramik Restorasyonlarda Alt Yapı Olarak Kullanılan Temel Metal Alaşımları**

#### **1.2.3.6.1 Cr-Ni Alaşımları**

Bu metal alaşımları ekonomik olmaları nedeniyle tam kron restorasyonları ya da tamamı metal sabit bölümlü protezlerde kullanılabilirler (Bertolotti 1984). Genel olarak Cr-Ni alaşımları, Be içeriklerine göre ikiye ayrılır. Be içeren grup daha iyi fiziksel özellikler gösterdiği için dünya pazarlarında önemli bir yere sahiptir (Tucillo ve Cascone 1983). Be, alaşımın dökülebilirliğini geliştirir ve yüksek sıcaklık derecelerinde kalın oksit tabakası oluşumunu engeller (Report 1984). Be içermeyen Cr-Ni sistemlerinin ise düşük maliyet, düşük özgül ağırlık ve Be elementinin toksik etkisinin olmaması gibi avantajları mevcuttur. Ni duyarlılığı olan hastalarda kullanılmamaları, Be içermeyen sistemlerin pürüzlendirilememeleri, Cr-Ni-Be alaşımları kadar iyi dökülememeleri ve daha kalın bir oksit tabakası oluşturmaları ise dezavantajlarını oluşturur (Naylor 2009b).

#### **1.2.3.6.2 Cr-Co Alaşımları**

Cr-Ni alaşımları gibi ekonomiktirler. Hem metal destekli seramik restorasyonlarda hem de tam metal kron restorasyonlarında kullanılabilirler. Temel içeriği Co olduğu için Cr-Co alaşımları olarak adlandırılır. Be içerikli olan ve olmayan iki alt gruba ayrılırlar. Cr-Co alaşımları, Cr-Ni-Be sistemi kadar başarılı değildir. Be içeren Cr-Ni alaşımlarına biouyumluluk konusunda bir alternatif olarak da düşünülebilirler.

İşlenmeleri Ni alaşımlarına göre daha zordur ve yüksek sertlikleri sebebiyle karşıt dişlerde aşınmalara sebep olabilirler. Ayrıca metal destekli seramik restorasyonlarda Ni temelli alaşımlardan daha fazla oksit tabakası oluştururlar (Naylor 2009b).

### **1.2.3.7 Metal Destekli Seramik Restorasyonlarda Kullanılan Tabakalama Seramikleri**

#### **1.2.3.7.1 Metal Destekli Seramik Restorasyonlarda Kullanılan Tabakalama Seramiklerinin Temel Yapısı**

Metal destekli seramik restorasyonlarda kullanılan tabakalama seramiklerinin temel yapısını feldspar, quartz, alümina ve kaolin oluşturur.

**Feldspar ( $K_2O-Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$  ve  $Na_2O-Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$ ):** Feldspar; cam matriksin oluşumundan birinci derecede sorumludur. Potasyum alüminyum silikat ve albitin karışımıdır. Diş hekimliğinde kullanılan tabakalama seramiklerinde K miktarı yüksek olan feldspar tercih edilir. Böylece seramiğin şeffaflığı artırılır. Feldsparın erime sıcaklığı 1250–1500 °C'dir. Erime sırasında kaolin ve quartzı bir arada tutar. Feldspar sadece viskoziteyi artırmakla kalmaz aynı zamanda sinterleme sırasında piropplastik akıcılığı kontrol eder (Naylor 2009c).

**Kuartz ( $SiO_2$ ):** Şekillenme ısısı çok yüksek olduğu için pişirme sırasında akıcı kıvamda olan diğer seramik bileşenlerinin şeklini korumasına yardım eder. Yüksek sıcaklıklarda metal alt yapı üzerine uygulanan büyük miktardaki seramik yapısının korunmasına yardım eder. Kuartz aynı zamanda seramiğin dayanıklılığına katkı sağlar (Naylor 2009c).

**Alüminyum Oksit ( $Al_2O_3$ ):** Tabakalama seramiklerinin yapılarındaki üçüncü bileşen olan alüminyum oksit; en sert ve en güçlü oksit olarak düşünülür. Termal genleşme katsayısının düşük ısı seramikleriyle benzer olmasından dolayı iki malzemeyi uyumlu hale getirir. Alüminyum oksit genel yapının dayanıklılığını ve eriyik malzemenin viskozitesini artırır (Naylor 2009c).

**Kaolin ( $Al_2O_3SiO_2H_2O$ ):** Esasen bir kildir ve alüminyum oksit içeren magmatik kayalardan oluşur. Karakteristik özellik olarak seramiğe kütle verir ve işlenebilirliğini sağlar. Kaolin opakdır ve çok küçük miktarlarda eklenir. Mine tabakası için kullanılan seramiklerde şeffaflığı azalttığı için bulunmaz (Naylor 2009c).

#### **1.2.3.7.2 Metal Destekli Seramik Restorasyonlarda Kullanılan Tabakalama Seramiklerinin Özellikleri**

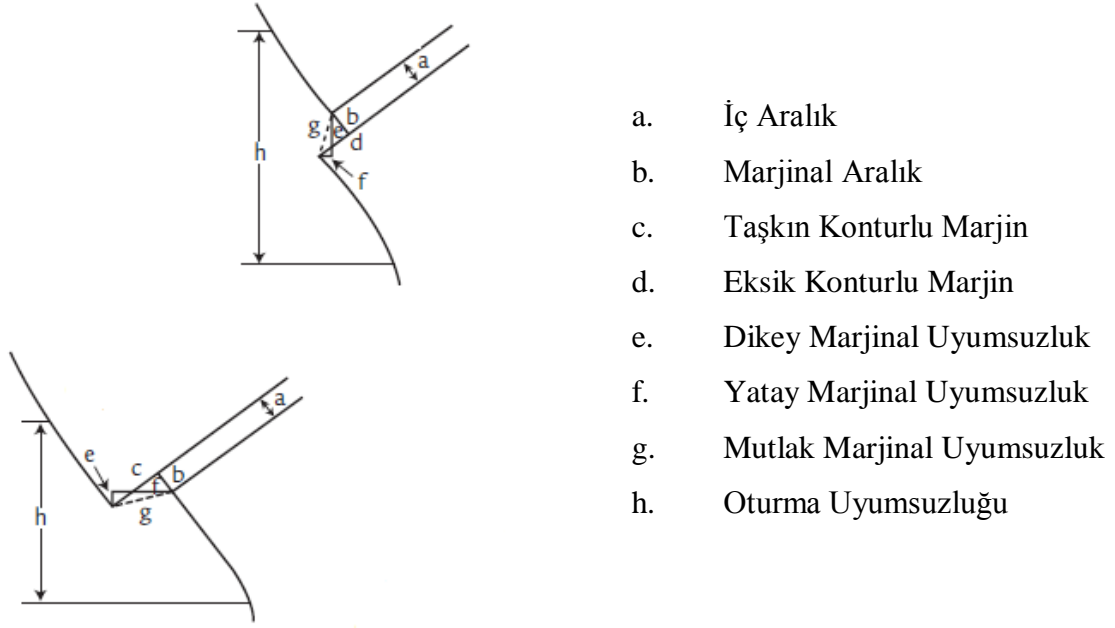
Metal destekli seramik restorasyonlarda kullanılan tabakalama seramiklerinin aşağıdaki özelliklere sahip olması gerekir.

- 1- Doğal dişlerin görünümünü en iyi şekilde taklit etmelidir.
- 2- Kullanılan alt yapı alaşımına göre daha düşük fırınlanma sıcaklığına sahip olmalıdır.
- 3- Sahip olduğu termal genişleme katsayısı kullanılan alaşımın termal genişleme katsayısıyla uyumlu olmalıdır.
- 4- Ağız içi ortam şartlarına karşı uzun süre dayanıklı olmalıdır.
- 5- Aşındırıcı özelliği asgari düzeyde olmalıdır (Sakaguchi ve Powers 2012).

### **1.3 Uyum**

Metal destekli seramik restorasyonlarının uyumu, en iyi şekilde restorasyon yüzeyi ve prepare edilmiş diş üzerindeki muhtelif noktalar arasında tespit edilen uyumsuzluk temel alınarak tanımlanabilir. Metal alt yapının iç yüzeyi ile prepare edilen dişin aksiyal duvarı arasında ölçülen dik mesafe 'iç aralık', eğer aynı ölçüm preparasyon marjinde yapıldıysa 'marjinal aralık' adını alır (Holmes et al., 1989).

Metal destekli seramik restorasyonların marjinal uyumu; restorasyonun uzun dönemde başarısında hayati öneme sahiptir. Eğer restorasyonun yeterli uyumu mevcut değilse hem uygulandığı dişe hem de destekleyici periodontal dokulara yıkıcı etki gösterme potansiyeli mevcuttur (Holmes et al., 1989).



- a. İç Aralık
- b. Marjinal Aralık
- c. Taşkın Konturlu Marjin
- d. Eksik Konturlu Marjin
- e. Dikey Marjinal Uyumsuzluk
- f. Yatay Marjinal Uyumsuzluk
- g. Mutlak Marjinal Uyumsuzluk
- h. Oturma Uyumsuzluğu

Şekil 1.2 Uyum Terminolojisi

Restorasyonun giriş yoluna paralel olarak ölçülen uyumsuzluk dikey marjinal uyumsuzluk, giriş yoluna dik olarak ölçülen uyumsuzluk ise yatay marjinal uyumsuzluk olarak adlandırılır. Aynı zamanda taşkın konturlu restorasyon marjini ve eksik konturlu restorasyon marjini ihtimali de mevcut olabilir. Taşkın konturlu marjin; marjinal aralık ile restorasyon marjini arasındaki dikey mesafedir. Eksik konturlu marjin ise marjinal aralıktan dışın kenar açısına olan dikey mesafedir (Holmes ve ark. 1989).

Mutlak marjinal uyumsuzluk; marjinal aralık ile taşkın/eksik kontur hatasının açısal kombinasyonudur. Mutlak marjinal uyumsuzluk taşkın/eksik konturlu marjin ile marjinal aralığın hipotenüsüdür. Aynı zamanda dikey ve yatay marjinal uyumsuzluğun açısal kombinasyonu olarak tanımlanabilir. Bu iki hipotenüs aynıdır fakat dikey ve yatay marjinal uyumsuzluk olarak tanımlanan kenarların oluşturduğu üç farklı açıdan oluşur. Mutlak marjinal uyumsuzluk; restorasyon marjini ile prepare edilen dişin kenar açısı arasında ölçülür. Taşkın ya da eksik kontur mevcut olmadığında mutlak marjinal

uyumsuzluk ve marjinal aralık değerleri sayısal olarak aynıdır. Marjinal aralık mevcut olmadığında ise mutlak marjinal uyumsuzluk taşkın ya da eksik kontur ile aynıdır. Oturma uyumsuzluğu; restorasyonun giriş yoluna dik rastgele bir nokta üzerinde, restorasyonun dış yüzeyi ile dışın marjiniinden uzak olan nokta arasındaki ölçüm miktarıdır (Holmes ve ark. 1989).

İdeal bir uyum; metal destekli seramik restorasyonların uzun dönem başarısındaki en önemli faktörlerden biridir (Holmes ve ark. 1989). İç ve marjinal uyumu kötü olan bir restorasyonda aşağıdaki sorunlar görülebilir.

- 1- Plak birikimi (Behrend 1984, Bjorn ve ark. 1970, Saltzberg ve ark. 1976)
- 2- Çürük riski (Karlsson 1986, Schwartz ve ark. 1970)
- 3- Mikrosızıntı (Bergenholtz ve ark. 1982)
- 4- Endodontik sorunlar (Bergenholtz ve ark. 1982)
- 5- Periodontal hastalıklar (Behrend 1984)
- 6- Estetik sorunlar (Behrend 1984)

### **1.3.1 Uyumun Ölçüm Yöntemleri**

Günümüze kadar yapılan çalışmalarda iç ve marjinal uyumun ölçümü için farklı yöntemler kullanılmıştır. Bu yöntemler incelendiğinde;

- 1- Direkt yöntemin 87 (%47.5) çalışmada,
- 2- Kesit alma yönteminin 43 (%23.5) çalışmada,
- 3- Silikon replika yönteminin ise 37 (%20.2) çalışmada kullanıldığı belirlenmiştir (Nawafleh ve ark. 2013).

Elde edilen sonuçlara göre marjinal aralık miktarları; direkt yöntemin kullanıldığı 87 çalışmada 7.5-143 µm arasında, kesit alma yönteminin kullanıldığı 43

çalışmada 8.3-135 µm arasında ve silikon replika yönteminin kullanıldığı 37 çalışmada ise 13.4-189.3 µm arasında bulunmuştur (Nawafleh ve ark. 2013).

Amerikan Diş Hekimleri Birliği'nin 8 no'lu spesifikasyonuna göre siman kalınlığı Tip I simanlar için 25 µm, Tip II simanlar için 40 µm olarak belirlenmiştir (ADA 1970-1971). McLean ve arkadaşları, 5 yıl boyunca 1000 restorasyonu takip etmiş ve maksimum kabul edilebilir ortalama marjinal aralık miktarını 120 µm olarak bulmuşlardır (McLean ve von Fraunhofer 1971). Yine farklı yöntemlerle elde edilmiş metal alt yapıların iç uyumunun incelendiği başka bir çalışmada ise siman aralığı miktarı 83-169 µm arasında bulunmuştur (Ortorp ve ark. 2011).

**Direkt Yöntem:** Bu yöntem kron restorasyonu ile day/diş arasında mevcut olan mesafenin marjin bölgesinde ölçülmesi esasına dayanır. Herhangi bir şekilde kron restorasyonu ile day/diş arasında silikon ya da başka bir aracı malzeme kullanılmaz. Bu teknik ağız içerisinde kullanıldığında herhangi bir mikroskop ya da büyütme aracı kullanılamaz. Bu yöntemin uygulaması basit ve ucuzdur aynı zamanda diğer yöntemlere göre daha kısa zamanda tamamlanır. Fakat ağız içinde uygulandığında herhangi bir sayısal ölçüm yapılamaz. Bu yöntemin en büyük dezavantajı iç uyumun ölçülememesidir. Marjinde yapılacak ölçümlerin tam olarak hangi bölgeden yapılacağı konusu ve diş renginde bir siman kullanıldığında diş ile simanın ayırt edilememesi riski diğer dezavantajlarıdır (Beschnidt ve Strub 1999, Schmalz ve ark. 1995, White ve ark. 1995).

**Silikon Replika Yöntemi:** Kron restorasyonunun içi akıcı kıvamlı elastomerik ölçü malzemesi ile doldurulur ve simantasyon işlemi yapılmış gibi daya oturtulur. Ölçü malzemesi polimerize olduktan sonra sonra nazikçe restorasyon daydan ayrılır. Daha sonra restorasyonun içine; akıcı kıvamda olan elastomerik ölçü malzemesini sabitlemek için yoğun kıvamlı elastomerik ölçü malzemesi ilave edilir. Her iki elastomerik ölçü malzemesi birlikte çıkarılarak istenildiği şekilde kesitler alınarak ölçümler yapılır (Nawafleh ve ark. 2013). Birçok araştırmacı bu aşamadan sonra restorasyondan uzaklaştırılan akıcı ve yoğun kıvamlı elastomerik ölçü malzemesini ya bir ilave malzeme ile çevrelemiş ya da epoksi rezin içerisine gömerek incelemiştir. Bu yöntemin bazı dezavantajları akıcı kıvamdaki elastomerik ölçü malzemesinin yırtılarak çıkma olasılığı ve restorasyon marjinlerinin tam olarak görülememesi

olasılığdır (Att ve ark. 2009, Beschmidt ve Strub 1999, Kern ve ark. 1993, Okutan ve ark. 2006, Stappert ve ark. 2004, Tinschert ve ark. 2001, Wolfart ve ark. 2003).

**Kesit Alma Yöntemi:** Bu yöntemde kron restorasyonu daylara simante edilir. Daha sonra restorasyon day kompleksi istenilen yönde kesilerek, kesit alınır. Alınan kesitte siman kalınlığı ölçülür (Good ve ark. 2009). Bu yöntem kesintisiz bir görüş sağlar. Fakat yıkıcı bir tekniktir, uzun dönemli ve iki aşamalı çalışmalara izin vermez (Shearer ve ark. 1996).

**3 Boyutlu Ölçüm Yöntemi:** Mevcut çalışmalar incelendiğinde; 3 boyutlu ölçüm için genellikle silikon-replika yönteminin kullanıldığı görülmüştür.

Bu çalışmalarda;

- 1- Elde edilen silikon replikalar; bir optik sistemle taranarak dijital ortama aktarılmıştır (Luthardt ve ark. 2004).
- 2- Elde edilen silikon replikalar fotometrik bir sistemle değerlendirilmiştir (Kelly ve ark. 1989).
- 3- Elde edilen silikon replikaların; özgül ağırlığı ve ağırlığı ölçülmüştür (Qualtrough ve ark. 1993).

Prepare edilen dişin dış yüzeyi ve kron restorasyonunun iç yüzeyi tamamen üç boyutlu olarak taranabilir, dijital ortama aktarılabilir ve karşılaştırılabilirse gerçek bir 3 boyutlu uyum ölçüm yönteminin geliştirilmiş olacağı bildirilmiştir. Ancak araştırmacılar; kron restorasyonlarının uyum yüzeyinin derinliğinden dolayı yeterli kalitede veri elde edemediklerini belirtmişlerdir (Luthardt ve ark. 2004).



#### **1.4 Amaç**

Bu in-vitro çalışmanın amacı; farklı bilgisayar destekli üretim yöntemleri ile elde edilen sabit protezlerin iç ve marjinal uyumlarının; yeni geliştirilen bir sayısal yöntemle tabakalama seramiği öncesi ve sonrasında ölçülmesi ve kıyaslanması bunun yanı sıra mekanik özelliklerinin de incelenmesidir.

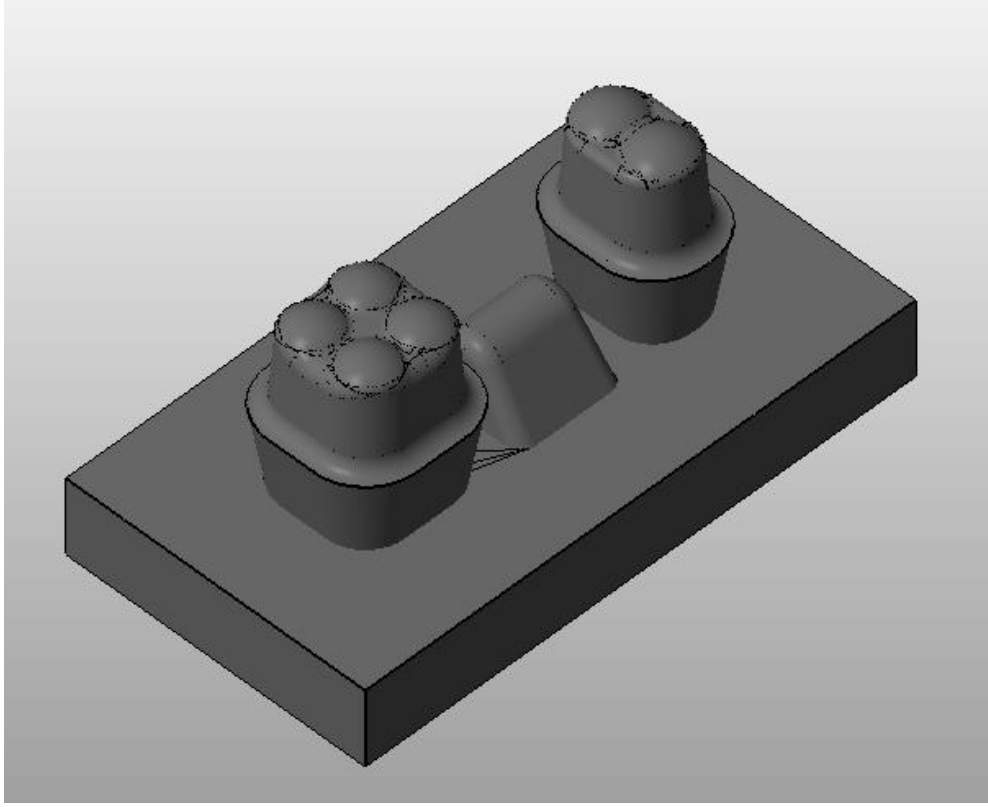
#### **1.5 Hipotez**

Bu in-vitro çalışmada test edilen boş hipotez ( $H_0$ ); farklı bilgisayar destekli imalat yöntemlerinin ve tabakalama seramiği uygulamasının; sabit protezlerin iç/marjinal uyumları ve mekanik özellikleri üzerine bir etkisi olmadığıdır.

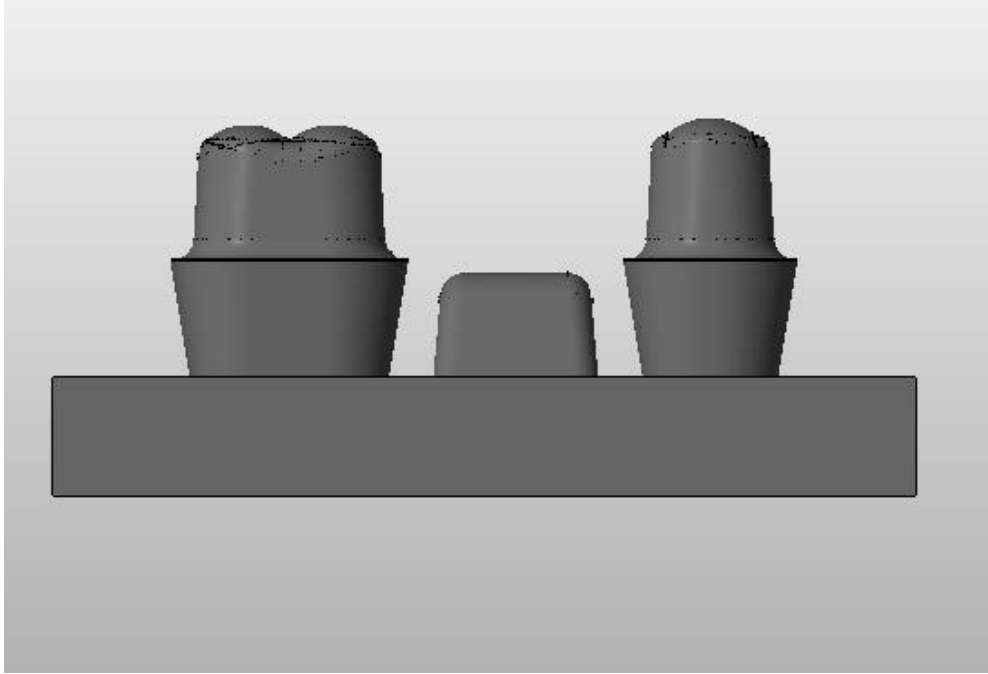
## 2 GEREÇ VE YÖNTEM

### 2.1 Ana Modelin 3 Boyutlu Olarak Elde Edilmesi

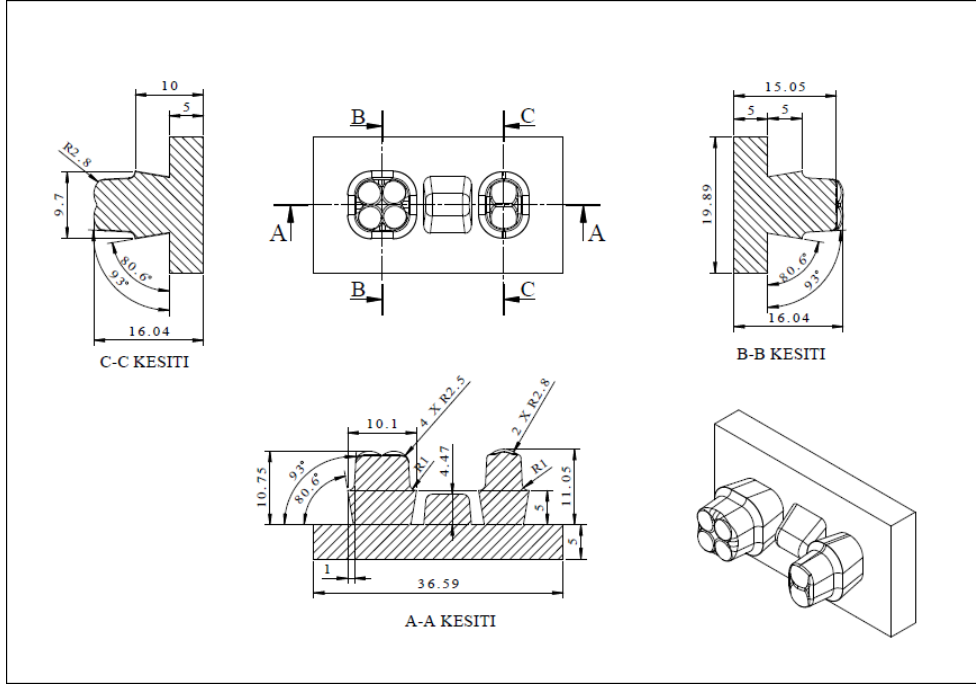
Bu bölüm üzerinde sabit protez metal alt yapılarının tasarlanacağı ana modelin elde edilmesi ile ilgilidir. Bu ana model için 45 - 47 numaralı bölge seçilmiştir. Burada 45 ve 47 numaralı dişler prepare edilen dişleri; 46 numaralı diş ise dişsiz kreti temsil edecek şekilde planlanmıştır. Prepare edilen dişlerde; 1 mm kalınlığında oluk tarzı marjinal tasarım ve 3° eğime sahip aksiyal duvarlar oluşturulmuştur. Bu tasarımda; ileriki analiz işlemlerini standardize edebilmek için tüm marjinler aynı yatay düzlemde konumlanmış; 45 ve 47 numaralı dişler aynı bukkolingual mesafeye sahip olmuştur. Bu özelliklere sahip bir ana model; 3 boyutlu tasarım programı (Solidworks 3D CAD Design; Dassault Systèmes SolidWorks Corp., Massachusetts, Amerika Birleşik Devletleri) kullanılarak oluşturulmuştur. Bu 3 boyutlu ana model; CAD<sub>Anamodel</sub> şeklinde isimlendirilmiştir (Şekil 2.1; Şekil 2.2 ve Şekil 2.3).



Şekil 2.1 CAD<sub>Anamodel</sub> dosyasının izometrik görüntüsü



Şekil 2.2 CAD<sub>Anamodel</sub> dosyasının bukkal görüntüsü

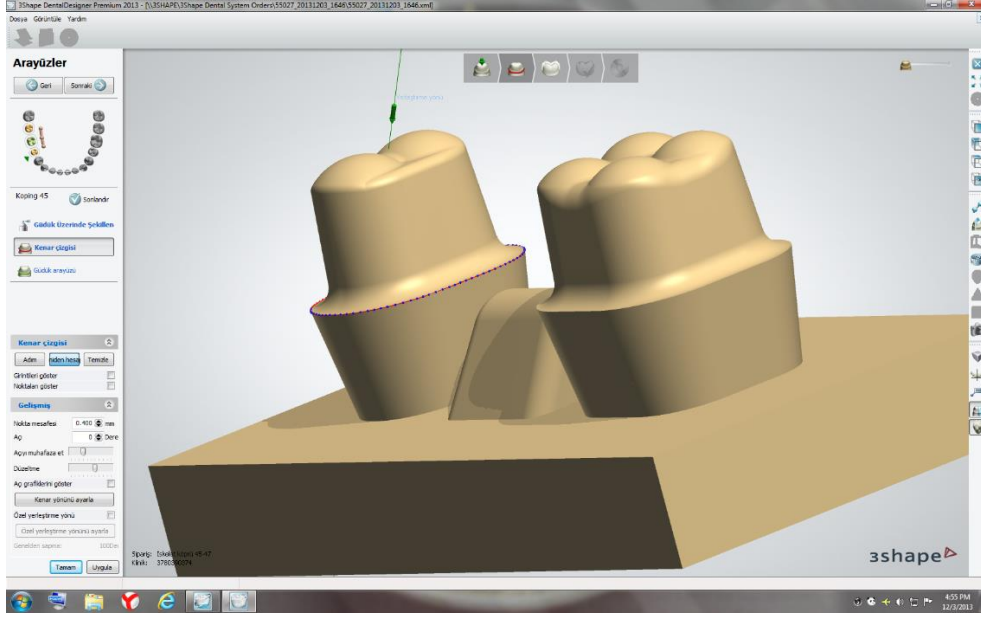


Şekil 2.3 CAD<sub>Anamodel</sub> dosyasının teknik çizimi

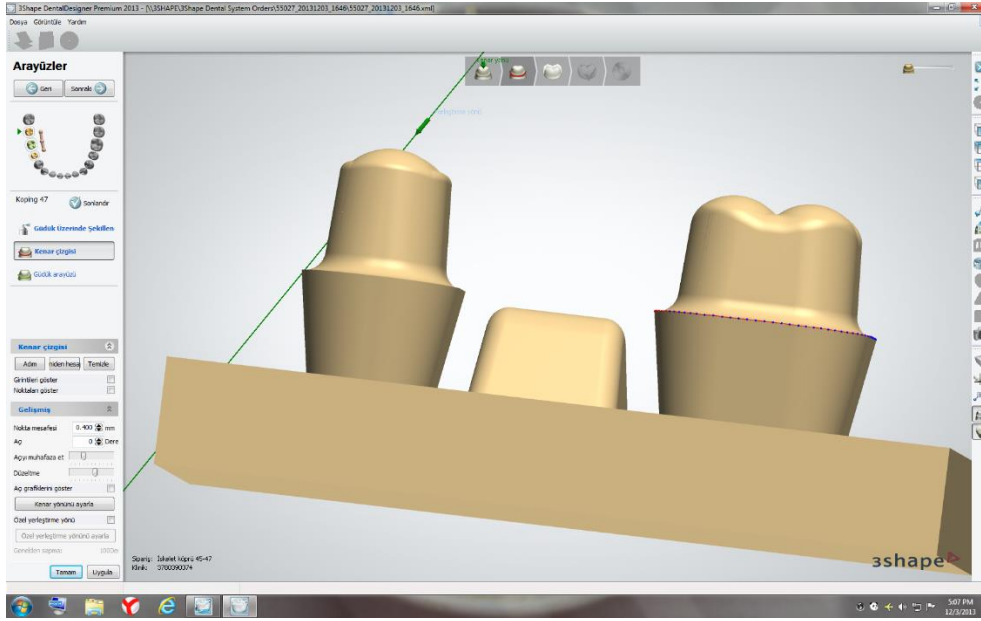
## 2.2 Sabit Protez Metal Alt Yapılarının Üretiminde Kullanılacak Üç Boyutlu Tasarım Dosyasının Oluşturulması

Bu tasarım dosyasının oluşturulması için Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi bünyesinde bulunan bilgisayar destekli tasarım programı (3Shape Dental System Premium 2014; 3Shape A/S, Kopenhag, Danimarka ) kullanılmıştır. Elde edilen 3 boyutlu alt yapı tasarım dosyası CAD<sub>Tasarım</sub> olarak isimlendirilmiştir. Bu dosyanın tasarım aşamaları ve özellikleri aşağıda belirtilmiştir.

1- CAD<sub>Anamodel</sub> dosyası üzerinde hazırlanacak sabit protez metal alt yapısının giriş yolu ve prepare edilmiş molar ve premolar dişlerin marjinal sınırları belirlenmiştir. Bu giriş yolu ve marjinal sınırı belirleme işlemi tasarım programı tarafından otomatik olarak gerçekleştirilmiştir (Şekil 2.4 ve Şekil 2.5).

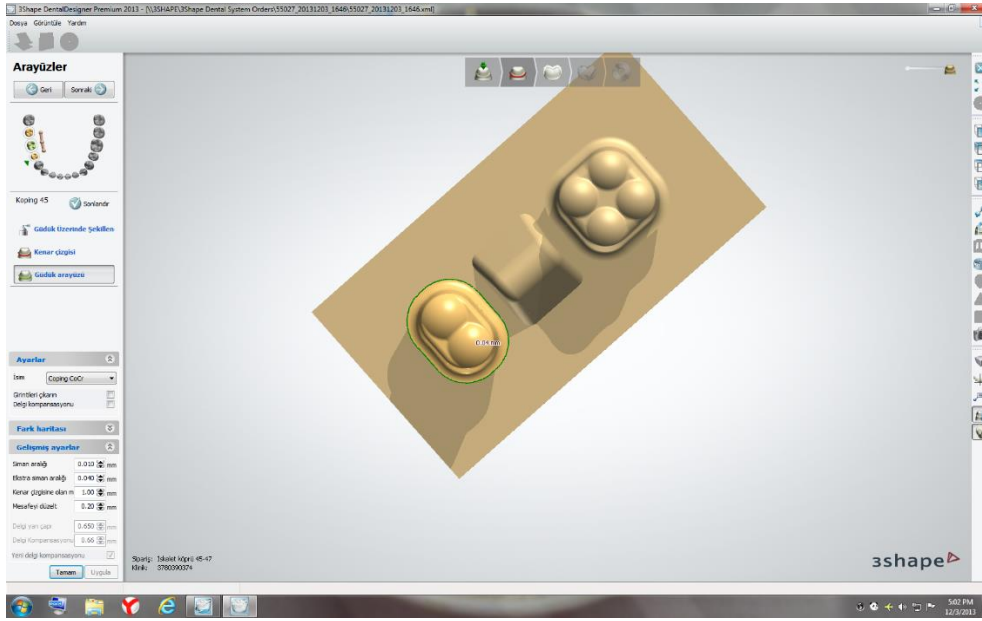


Şekil 2.4 Bilgisayar destekli tasarım aşamasında giriş yolunun ve prepare edilmiş premolar dişin marjinal sınırlarının belirlenmesi.



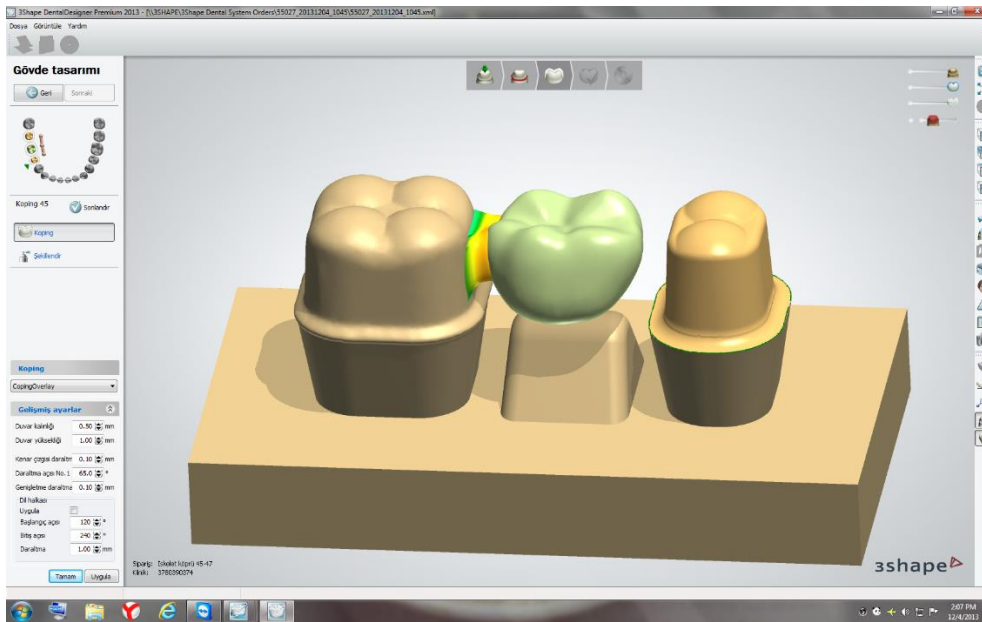
Şekil 2.5 Bilgisayar destekli tasarım aşamasında giriş yolunun ve prepare edilmiş molar dişin marjinal sınırlarının belirlenmesi.

2- Marjinal sınırlar belirlendikten sonra siman aralığı miktarı 40 µm olarak ayarlanmıştır (Ortorp ve ark. 2011) (Şekil 2.6).



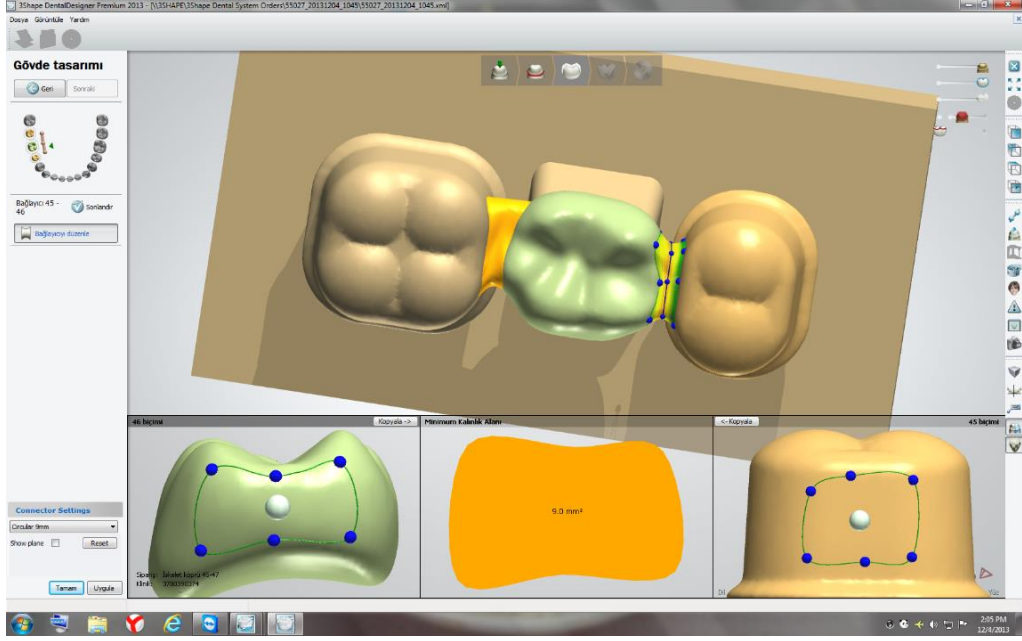
Şekil 2.6 Bilgisayar destekli tasarım aşamasında siman aralığı miktarının ayarlanması

3- Siman aralığı belirlendikten sonra metal alt yapı kalınlığı belirlenmiştir. Metal alt yapı kalınlığı her yerde eşit ve 0.5 mm olarak ayarlanmıştır (Ortorp ve ark. 2011) (Şekil 2.7).

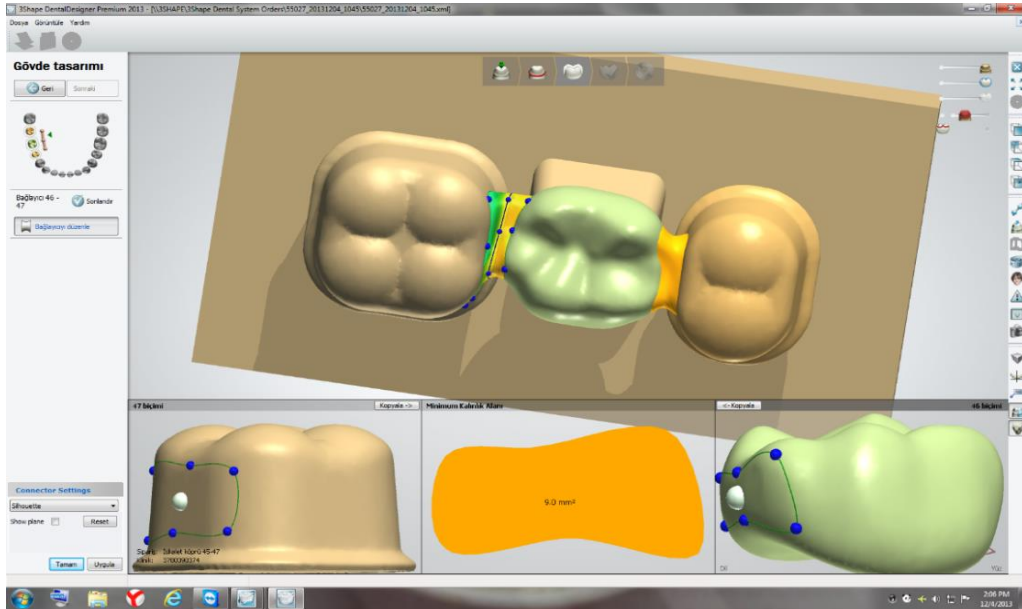


Şekil 2.7 Bilgisayar destekli tasarım aşamasında metal alt yapı kalınlığının 0.5 mm olarak her yerde eşit kalınlıkta ayarlanması.

4. Metal alt yapı kalınlığı ayarlandıktan ve tutucu üniteler oluşturulduktan sonra gövde ve konnektör tasarımına geçilmiştir. Konnektör bağlantıları her iki tarafta da  $9 \text{ mm}^2$  olarak tasarlanmıştır (Ortop ve ark. 2011) (Şekil 2.8 ve Şekil 2.9).

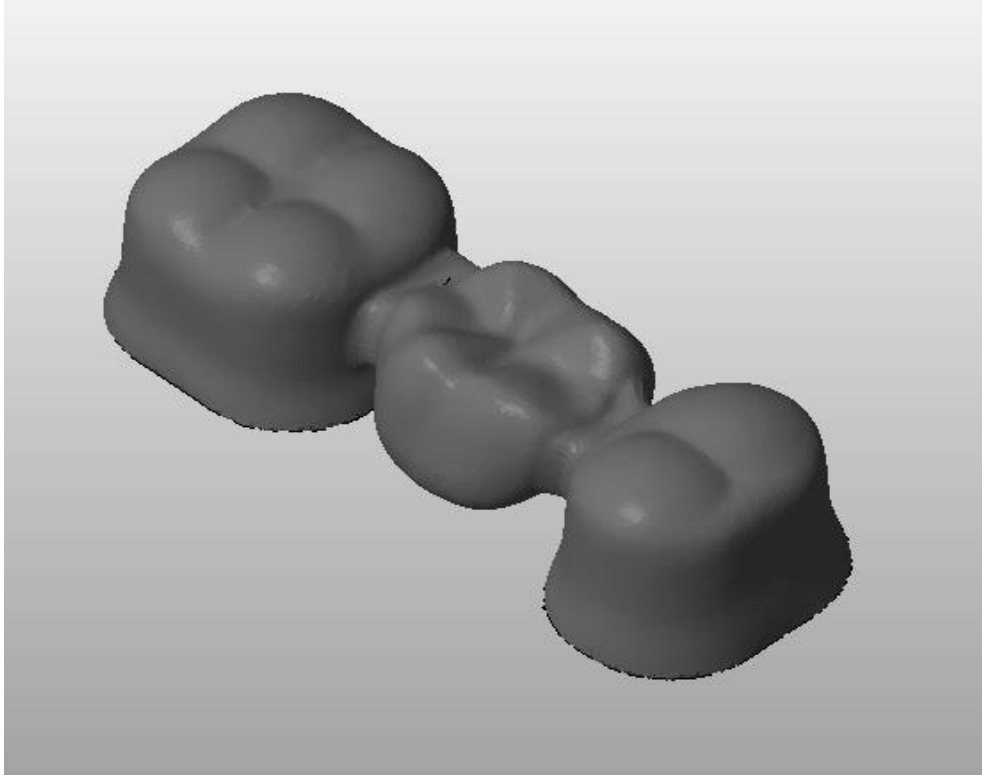


Şekil 2.8 Bilgisayar destekli tasarım aşamasında premolar diş bölgesindeki konnektör kesit alanı



Şekil 2.9 Bilgisayar destekli tasarım aşamasında molar diş bölgesindeki konnektör kesit alanı

Marjinal sınırlar, siman aralığı, metal alt yapı kalınlığı, tutucu üniteler, gövde ve konnektörlerin özellikleri belirlendikten sonra CAD<sub>Tasarım</sub> dosyası bilgisayar destekli sistemlere üretim için gönderilmeye hazır hale gelmiştir (Şekil 2.10). Bu aşamadan sonra bu 3 boyutlu dosyanın ‘Standart Tessellation Language’ yani STL formatında çıktısı alınmıştır.



Şekil 2.10 CAD<sub>Tasarım</sub> dosyasının tamamlanmış hali

### **2.3 Elde Edilen Üç Boyutlu Tasarım Dosyasına Göre Sabit Protez Metal Alt Yapılarının Üretilmesi**

Dört farklı üretim yönteminin karşılaştırılabilmesi ve gereken örnek sayılarının belirlenebilmesi için güç analizi yapılmıştır. Bu analiz;  $d=0.30$ ;  $\alpha=0.05$ ;  $1-\beta=0.8$  parametreleri kullanılarak GPower analiz programı (Faul Erdfelder; Lang&Buchner 2007, Düsseldorf, Almanya) ile yapılmıştır. Analiz sonuçlarına göre her grupta 16 adet sabit protez metal alt yapısı olmak üzere toplamda 64 adet sabit protez metal alt yapısının üretilmesi planlanmıştır.



### 2.3.1 Sabit Protez Metal Alt Yapılarının; Freze Edilmiş Mum Alt Yapıların Dökümü (FEMAD) Yoluyla Üretilmesi

Bu gruptaki sabit protez metal alt yapıları aynı zamanda kontrol grubunu oluşturmaktadır ve kayıp mum tekniği ile üretilmiştir. 16 adet mum alt yapı mum bloktan (Ceramil Wax; Amann Girrbach AG, Koblach, Avusturya) bilgisayar destekli freze ünitesi (Ceramil Motion 2; Amann Girrbach AG) kullanılarak elde edilmiştir. Bu örnekler konvansiyonel döküm yöntemi kullanılarak Cr-Co alaşımı (Girobond NB; Amann Girrbach AG) içerikli metal alt yapılara dönüştürülmüştür (Özel Doğal Çok Amaçlı Diş Protez Laboratuvarı, Denizli, Türkiye) (Şekil 2.11). Kullanılan metal alaşımı;

- % 62 Co
- % 25 Cr
- % 5 Mo
- % 5 W
- % 1 Si
- % 1'in altında Se, Fe, Nb içermektedir (AmmanGirrbach 2014).



Şekil 2.11 FEMAD yöntemiyle üretilen sabit protez metal alt yapıları

### 2.3.2 Sabit Protez Metal Alt Yapılarının Seçici Lazer Sinterleme Yöntemi İle (SLS) Üretilmesi

Bu gruptaki sabit protez metal alt yapıları Seçici Lazer Sinterleme (SLS) yöntemi ile üretilmiştir. Sabit protez metal alt yapıları seçici lazer sinterleme ünitesi (Eosint M280; EOS GmbH, Krailing, Almanya) yardımıyla 1400°C sıcaklık üreten 200W gücünde Yb-fiber lazer kaynağı ile Cr-Co tozu (EOS CobaltChrome SP2; EOS GmbH) kullanılarak elde edilmiştir (Özel Pamukkale Lazer Alt Yapı Merkezi ve Diş Protez Laboratuvarı, Denizli, Türkiye) (Şekil 2.12). Kullanılan Cr-Co tozu;

- % 63.8 Co
- % 24.7 Cr
- % 5.1 Mo
- % 5.4 W
- % 1 Si
- % 0.5'den az Fe
- % 0.1'den az Mn içermektedir (EOS 2014).



Şekil 2.12 SLS yöntemiyle üretilen sabit protez metal alt yapıları

### 2.3.3 Sabit Protez Metal Alt Yapılarının Yarı Sinterlenmiş Cr-Co Bloktan Freze Yöntemiyle (YSBF) Üretilmesi

Bu gruptaki sabit protez metal alt yapıları; yarı sinterlenmiş Cr-Co bloktan (Ceramill Sintron; Amann Girrbach AG), bilgisayar destekli freze ünitesi (Ceramill motion 2; Amann Girrbach AG) kullanılarak freze yoluyla üretilmiştir (Özel Doğal Çok Amaçlı Diş Protez Laboratuvarı). Yarı sinterlenmiş Cr-Co bloğun içeriğinde;

- % 66 Co
- % 28 Cr
- % 5 Mo
- % 1'den fazla Si
- % 1'den fazla Fe
- % 1'den fazla Mn bulunmaktadır (Amann Girrbach 2014).

Yarı sinterlenmiş sabit protez metal alt yapılarının sinterleme işleminde Ar gazı ile çalışan özel bir sinterleme fırını (Ceramill Arghoterm; Amann Girrbach AG) kullanılmıştır. Yarı sinterlenmiş haldeki sabit protez metal alt yapılarının sinterleme işlemi 1280°C sıcaklığında 360 dakikada tamamlanmıştır (Şekil 2.13).



Şekil 2.13 YSBF yöntemiyle üretilen sabit protez metal alt yapıları

### 2.3.4 Sabit Protez Metal Alt Yapılarının Tam Sinterlenmiş Cr-Co Bloktan Freze Yöntemiyle (TSBF) Üretilmesi

Bu gruptaki sabit protez metal alt yapıları; bilgisayar destekli freze ünitesi (Avamill Chrome Dental CNC; Maydental, İzmir, Türkiye) yardımıyla tam sinterlenmiş Cr-Co blok (Kera-Disc Co-Cr Base; GmbH, Eisenbach, Almanya) kullanılarak elde edilmiştir (Özel İMC Çok Amaçlı Diş Protez Laboratuvarı San. Tic. Ltd. Şti, İzmir, Türkiye) (Şekil 2.14).



Şekil 2.14 TSBF yöntemiyle üretilen sabit protez metal alt yapıları

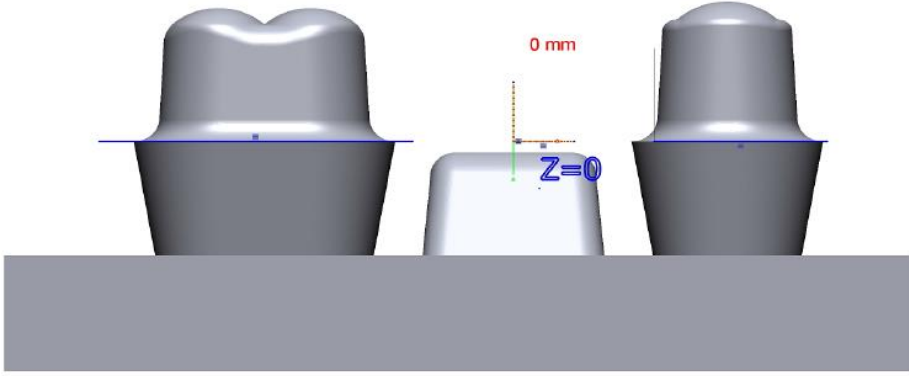
### 2.4 Sabit Protez Metal Alt Yapılarının Üç Boyutlu Lazer Tarayıcı İle Taranması Ve İç/Marjinal Uyum Testinin Gerçekleştirilmesi

Sabit protez metal alt yapıları; 3 boyutlu lazer tarayıcı kullanılarak taranmıştır. Kullanılan lazer tarayıcı; modüler topometrik sayısallaştırma sistemidir (Breuckmann; SmartScan; Concurrent Design Group, Sigmaringen, Almanya). Bu sistem kullanılarak yeterli kaliteye sahip 3 boyutlu dosyalar elde edilebilmiştir ve elde edilen dosyalar CAD<sub>Alt yapı</sub> şeklinde isimlendirilmiştir.

Tüm CAD<sub>Alt yapı</sub> dosyaları elde edildikten sonra; karşılaştırma ve iç/marjinal uyumların ölçümü aşamasına geçilmiştir. Bu ölçüm işleminde CAD<sub>Ana model</sub> ve CAD<sub>Alt yapı</sub> dosyaları bir endüstriyel kalite kontrol programı (Rapidform XO V Verify;

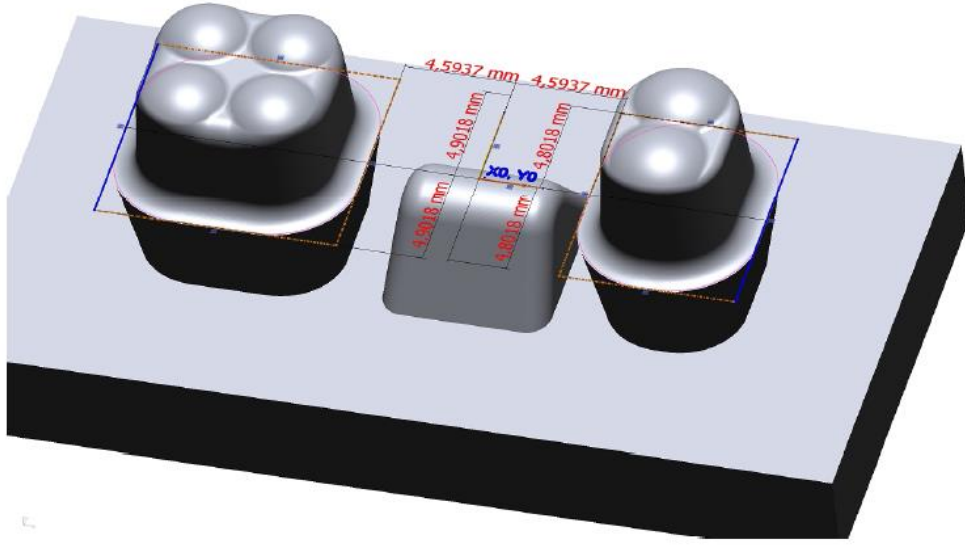
3D Systems, Inc., South Carolina, Amerika Birleşik Devletleri) yardımıyla çakıştırılmıştır.

Bu çakıştırma işleminde; iç ve marjinal uyum analizlerini standardize edebilmek için bir koordinat sistemi geliştirilmiştir.  $CAD_{Anamodel}$  dosyası üzerinde; preparasyonu marjinlerinin en apikal noktalarını birleştiren doğru ve  $CAD_{Altyapı}$  dosyaları üzerinde sabit protez metal alt yapılarının en apikal noktalarını birleştiren doğrular Z referans düzlemini oluşturmuştur (Şekil 2.15).



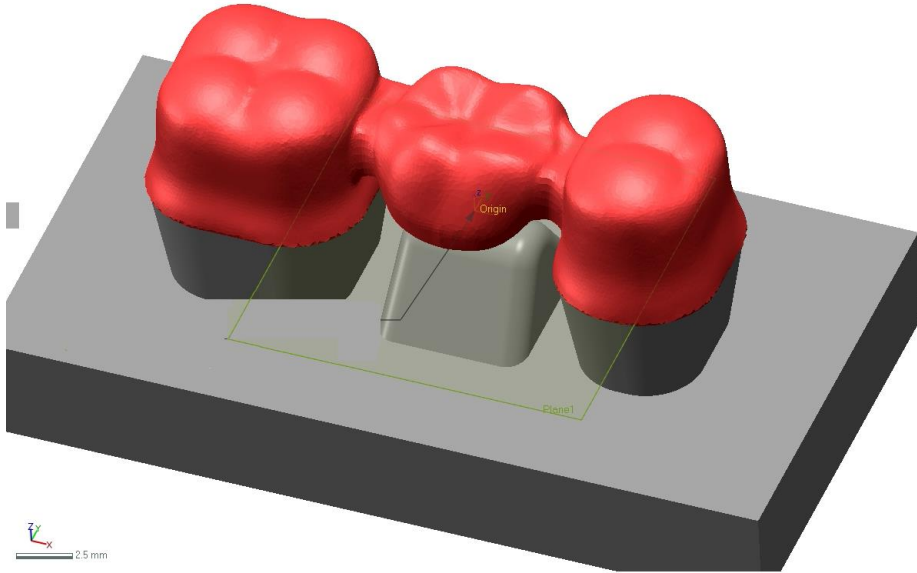
Şekil 2.15  $CAD_{Anamodel}$  dosyasına ait Z referans düzlemi

X ve Y referans noktalarını belirlemek için  $CAD_{Anamodel}$  dosyasında preparasyon marjinlerinden itibaren her iki dişte marjinleri teğet geçen dikdörtgenler çizilmiş ve bu dikdörtgenlerin merkezleri arasındaki mesafenin orta noktası  $X_0$  ve  $Y_0$  referans noktaları olarak belirlenmiştir.  $CAD_{Altyapı}$  dosyaları içinse; sabit protez metal alt yapılarının en apikal noktalarına teğet geçen dikdörtgenler çizilmiş ve bu dikdörtgenlerin merkezleri arasındaki mesafenin orta noktaları  $X_0$  ve  $Y_0$  referans noktaları olarak belirlenmiştir (Şekil 2.16).



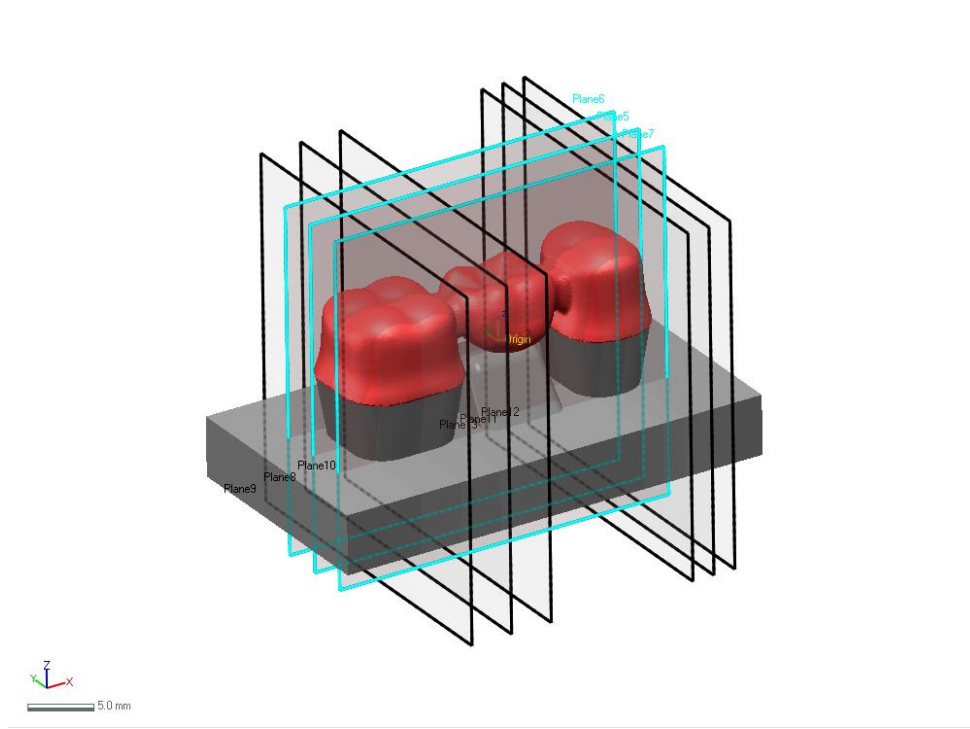
Şekil 2.16 CAD<sub>Anamodel</sub> dosyasına ait  $X_0$  ve  $Y_0$  referans noktaları

Bu işlemin ardından CAD<sub>Altyapı</sub> ve CAD<sub>Anamodel</sub> dosyaları; Z referans düzlemleri ve  $X_0$  ve  $Y_0$  referans noktaları aynı olacak şekilde çakıştırılmıştır (Şekil 2.17).



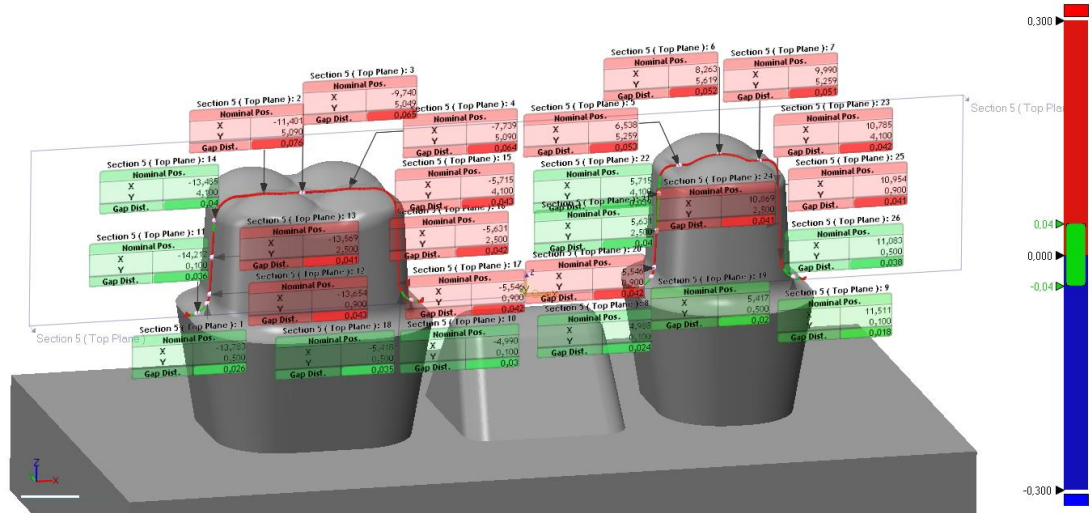
Şekil 2.17 CAD<sub>Altyapı</sub> ve CAD<sub>Anamodel</sub> dosyalarının çakıştırılması

İç ve marjinal uyum ölçümü için her bir prepare edilmiş diştten 3 bukkio-lingual 3 mezio-distal yönlü kesit alınmıştır. Bu kesitler; ya prepare edilen dişin merkezinden geçmiş; ya da oluk marjinal tasarımının kurvatürünün iç bitim noktasından geçirilerek standardizasyon sağlanmıştır (Şekil 2.18).

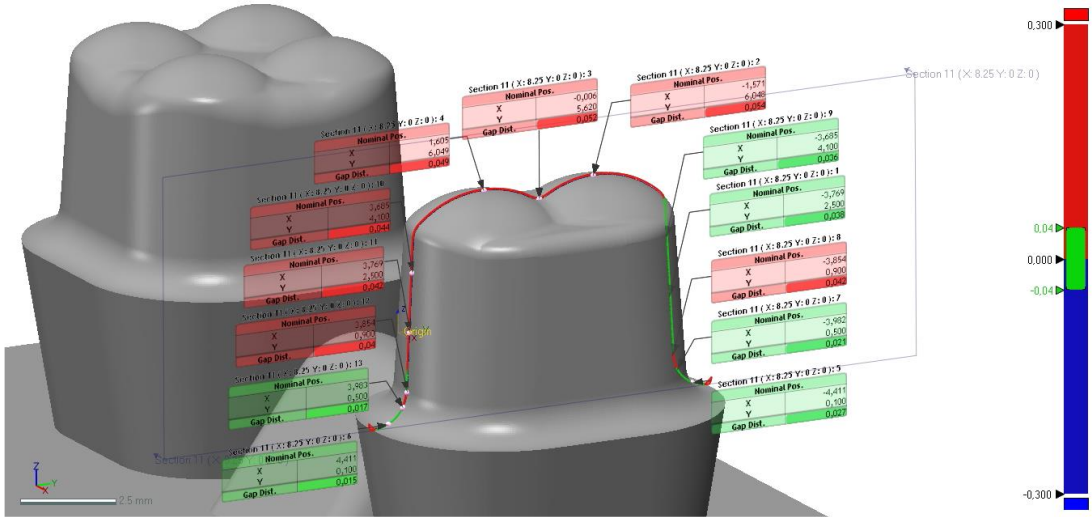


Şekil 2.18 İç ve marjinal uyum ölçümleri için kullanılan kesitler

Alınan her bir kesitte; marjinal uyum ölçümü için her bir dişin preparasyon marjiniinden itibaren 0.1, 0.5 ve 0.9 mm yukarıda simetrik olarak 3 noktada toplam 72 adet ölçüm yapılmıştır. İç uyumun ölçümü için ise her bir dişin aksiyal duvarının tam ortasında konumlu simetrik iki nokta ile; dişin oklüzal yüzünde simetrik 3 noktada toplam 156 adet ölçüm yapılmıştır (Şekil 2.19; Şekil 2.20 ve Şekil 2.21).

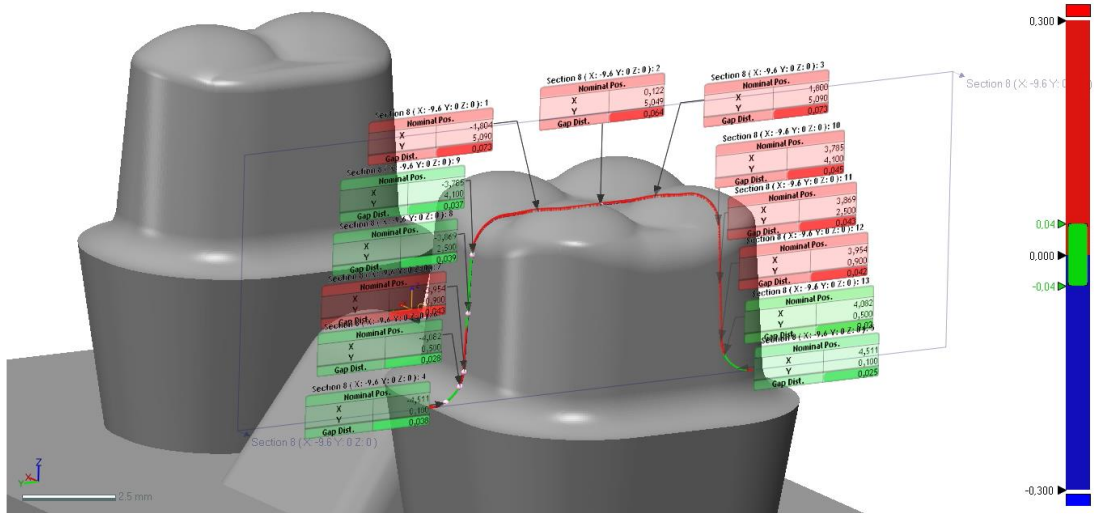


Şekil 2.19 Bukkolingual yönlü merkezi kesit üzerindeki ölçüm noktaları



Şekil 2.20 Mesiodistal yönlü merkezi kesit üzerinde premolar dişe ait ölçüm noktaları





Şekil 2.21 Mesiodistal yönlü merkezi kesit üzerinde molar dişe ait ölçüm noktaları

## 2.5 Sabit Protez Metal Alt Yapılarına Tabakalama Seramiğinin Uygulanması

İç ve marjinal uyumları ölçülen sabit protez metal alt yapıları üzerine konvansiyonel yöntemle A<sub>1</sub> renginde tabakalama seramiği (Ceramco 3; Dentsply International Inc., Pennsylvania, Amerika Birleşik Devletleri) uygulanmıştır. Bu tabakalama seramiğinin kalınlığının tüm örneklerde homojen olabilmesi için bir indeks hazırlanmıştır. Bir sabit protez metal alt yapısı üzerine otopolimerizan akrilik rezin (Orthocryl Acrylic; Dentaaurum GmbH & Co. KG, Ispringen, Almanya) kullanılarak tabakalama seramiği kalınlığını taklit eden modelaj uygulanmıştır. Bu modelaj üzerinde, termoform cihazı yardımıyla (Essix Thermoforming Machine; Dentsply International Inc., Pennsylvania, Amerika Birleşik Devletleri) sert plak uygulaması yapılmıştır. Sabit protez metal alt yapıları ile sert plak arasında kalan boşluk; tabakalama seramiğinin uygulanmasında rehber görevi görmüştür (Şekil 2.22). Elde edilen sabit protezlerin uyum yüzeyleri 0.5 bar basınçla 5 mm mesafeden 10 sn süreyle 100 µm Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> tozuyla kumlanarak (Di Francescantonio ve ark. 2010) olası fazla metal oksit tabakaları uzaklaştırılmıştır.



Şekil 2.22 Tabakalama seramiği uygulaması için hazırlanan sert plak indeks

## **2.6 Tabakalama Seramiği Uygulanan Sabit Protezlerin Üç Boyutlu Lazer Tarayıcı İle Taranması Ve İç/Marjinal Uyum Testinin Gerçekleştirilmesi**

Seramik uygulanmasını takiben elde edilen sabit protezler aynı yöntem kullanılarak taranmış ve elde edilen dosyalar CAD<sub>Protez</sub> şeklinde isimlendirilmiştir. 64 adet CAD<sub>Protez</sub> dosyası elde edildikten sonra yine çakıştırma ve iç/marjinal uyum ölçümü aynı yöntemle gerçekleştirilmiştir.

## **2.7 Tabakalama Seramiği Uygulanan Sabit Protezlerin Mekanik Dayanıklılıklarının Ölçülmesi**

Tüm gruplardaki sabit protezler rastgele şekilde 2 alt gruba ayrılmıştır. İlk alt gruptaki sabit protezlere herhangi bir işlem uygulanmazken, ikinci alt gruptaki sabit protezlere önce 5000 adet termosiklus (5°C-55°C, 10 sn daldırma süresi) (Aboushelib 2012) işlemi bir termal siklus cihazı yardımıyla uygulanmış (Nova, Konya, Türkiye) daha sonra da; çiğneme simülatörü cihazı (Chewing Simulator; SD Mechatronic GmbH,

Feldkirchen-Westerham, Almanya) yardımıyla gövdenin orta oklüzal noktasından olmak üzere 50000 defa 50 N kuvvet uygulanmıştır. Bu alt gruptaki sabit protezlerde metal-tabakalama seramiği ara yüzünde herhangi bir bağlantı hatası meydana gelmemiştir. Tüm alt gruplardaki sabit protezlere universal test cihazı (Lloyd LRX, Lloyd, Fareham, İngiltere) yardımıyla 0.5 mm/dakika hızında 3 nokta bükölme testi uygulanmıştır. Böylece termal siklus ve dinamik yükleme işlemlerinin değişik bilgisayar destekli üretim yöntemleriyle üretilmiş sabit protezlerin mekanik özellikleri üzerine olan etkileri de değerlendirilmiştir.

### 3 BULGULAR

Çalışma sonucunda elde edilen veriler istatistik paket programı yardımıyla (SPSS 15; IBM Corporation, New York, Amerika Birleşik Devletleri) Genel Lineer Model tekniği kullanılarak değerlendirilmiştir. Gruplar arası farklılıkların tespitinde DUNCAN post-hoc testi kullanılmıştır ( $p= 0.05$ ).

Marjinal uyumun değerlendirilmesinde; üretim yöntemi, fırınlama işlemi, kesit ve diş değişkenleri temel alınmıştır. Üretim yöntemi değişkeni; farklı bilgisayar destekli üretim yöntemleriyle üretilmiş sabit protez metal alt yapılarından ölçülen ortalama marjinal aralık değerleri arasında bir farklılık olup olmadığını; fırınlama işlemi değişkeni tabakalama seramiği öncesi ve sonrasında ölçülen ortalama marjinal aralık değerleri arasında bir farklılık olup olmadığını, kesit değişkeni; preparasyon marjinalinden 0.1, 0.5 ve 0.9 mm yukarıda ölçülen ortalama marjinal aralık değerleri arasında bir farklılık olup olmadığını, diş değişkeni ise molar ya da premolar dişin üzerinden yapılan ortalama marjinal aralık ölçümleri arasında bir farklılık olup olmadığını değerlendirebilmek amacıyla kullanılmıştır.

Marjinal uyumun değerlendirildiği Genel Lineer Model analizinde; üretim yöntemi ( $p < 0.01$ ) ve fırınlama işlemi değişkenleri ( $p < 0.01$ ); ölçülen ortalama marjinal aralık değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık oluşturmuşken, diş ve kesit değişkenleri ile tüm değişkenlerin etkileşimleri ( $p > 0.05$ ) ölçülen ortalama marjinal aralık değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık oluşturmamıştır (Çizelge 3.1).

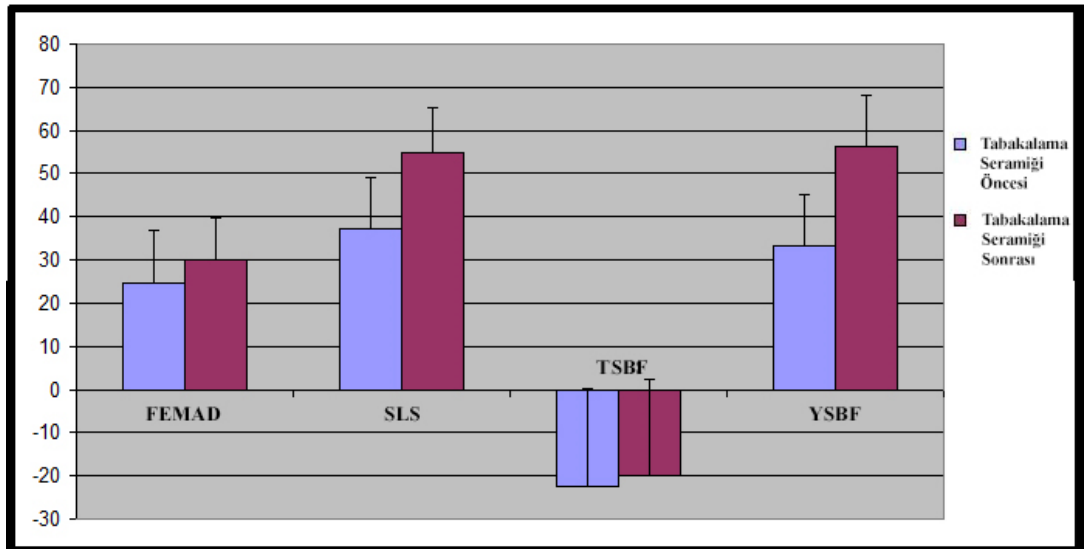
<b>Değişken</b>	<b>Serbestlik Derecesi</b>	<b>Kareler Ortalaması</b>	<b>F</b>	<b>p</b>
Düzeltilmiş Model	47	14322.70	96.36	.00
Kesişim	1	449348.93	3023.26	.00
Üretim yöntemi	3	189869.41	1277.46	.00
Diş	1	156.51	1.05	.31
Kesit	2	405.70	2.73	.07
Fırınlama	1	28153.89	189.42	.00
Üretim yöntemi * Diş	3	1334.61	8.980	.00
Üretim yöntemi * Kesit	6	2943.39	19.80	.00
Diş * Kesit	2	205.12	1.38	.25
Üretim yöntemi * Diş * Kesit	6	704.45	4.74	.00
Üretim yöntemi * Fırınlama	3	4667.47	31.40	.00
Diş * Fırınlama	1	2615.18	17.60	.00
Üretim yöntemi * Diş * Fırınlama	3	1301.64	8.760	.00
Kesit * Fırınlama	2	2434.67	16.38	.00
Üretim yöntemi * Kesit * Fırınlama	6	3523.00	23.71	.00
Diş * Kesit * Fırınlama	2	179.51	1.21	.30
Üretim yöntemi * Diş * Kesit * Fırınlama	6	206.81	1.39	.22
Hata	720	148.63		
Toplam	768			
Düzeltilmiş Toplam	767			

Çizelge 3.1 Marjinal uyumun değerlendirilmesinde kullanılan Genel Lineer Model analizi çizelgesi

Üretim yöntemi ve fırınlama değişkenleri kullanılarak uygulanan DUNCAN testi sonuçlarına göre (Çizelge 3.2 ve Şekil 3.1) ortalama marjinal aralık değerleri FEMAD, SLS ve YSBF üretim yöntemlerinde tabakalama seramiği uygulamasını takiben istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde artmış, TSBF üretim yönteminde ise azalmıştır. Tabakalama seramiği uygulaması öncesinde en düşük ortalama marjinal aralık değeri TSBF üretim yöntemi için ölçülmüş ( $-22.46 \pm 22.5 \mu\text{m}$ ), bu yöntemi sırasıyla FEMAD üretim yöntemi ( $24.64 \pm 12.10 \mu\text{m}$ ), YSBF üretim yöntemi ( $33.18 \pm 11.9 \mu\text{m}$ ) ve SLS üretim yöntemleri ( $37.18 \pm 11.82 \mu\text{m}$ ) takip etmiştir. Tabakalama seramiği uygulaması öncesi; tüm üretim yöntemlerine ait ölçülen ortalama marjinal aralık değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar tespit edilmiştir. Tabakalama seramiği uygulaması sonrasında ise yine en düşük ortalama marjinal aralık değeri TSBF üretim yöntemi için ölçülmüş ( $-19.95 \pm 22.28 \mu\text{m}$ ), bu yöntemi sırasıyla FEMAD üretim yöntemi ( $29.87 \pm 9.74 \mu\text{m}$ ), SLS üretim yöntemi ( $54.67 \pm 10.4 \mu\text{m}$ ) ve YSBF üretim yöntemleri ( $56.39 \pm 11.77 \mu\text{m}$ ) takip etmiştir. Tabakalama seramiği uygulama işlemi sonrasında TSBF ve FEMAD üretim yöntemlerine ait ölçülen ortalama marjinal aralık değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar tespit edilmişken; SLS ve YSBF üretim yöntemlerine ait ölçülen ortalama marjinal aralık değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir.

Marjinal Aralık Değerleri ( $\mu\text{m}$ ) ( $X \pm \sigma_x$ )		
Grup İsmi	Tabakalama Seramiği Uygulaması Öncesi	Tabakalama Seramiği Uygulaması Sonrası
FEMAD	24.64 $\pm$ 12.10 <sup>B</sup> <sub>a</sub>	29.87 $\pm$ 9.74 <sup>B</sup> <sub>b</sub>
SLS	37.18 $\pm$ 11.82 <sup>D</sup> <sub>a</sub>	54.67 $\pm$ 10.44 <sup>C</sup> <sub>b</sub>
TSBF	-22.46 $\pm$ 22.5 <sup>A</sup> <sub>b</sub>	-19.95 $\pm$ 22.28 <sup>A</sup> <sub>a</sub>
YSBF	33.18 $\pm$ 11.9 <sup>C</sup> <sub>a</sub>	56.39 $\pm$ 11.77 <sup>C</sup> <sub>b</sub>

Çizelge 3.2 Tüm üretim yöntemlerine ait tabakalama seramiği uygulaması öncesi ve sonrası ölçülen ortalama marjinal aralık değerleri. Üst simge büyük harfler farklı üretim yöntemleriyle elde edilmiş sabit protezlerin ortalama marjinal aralık değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıkların olup olmadığını; alt simge küçük harfler ise tabakalama seramiği uygulanmamış ve uygulanmış sabit protezlerin ortalama marjinal aralık değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıkların olup olmadığını göstermektedir.



Şekil 3.1 Tüm üretim yöntemlerine ait tabakalama seramiği uygulaması öncesi ve sonrası ölçülen ortalama marjinal aralık değerlerinin grafiksel gösterimi

İç uyumun değerlendirilmesinde ise benzer şekilde; üretim yöntemi, fırınlama işlemi, kesit ve diş değişkenleri temel alınmıştır. Üretim yöntemi değişkeni; farklı bilgisayar destekli üretim yöntemleriyle üretilmiş sabit protez metal alt yapılarından ölçülen ortalama iç aralık değerleri arasında bir farklılık olup olmadığını; fırınlama işlemi değişkeni, tabakalama seramiği öncesi ve sonrasında ölçülen ortalama iç aralık değerleri arasında bir farklılık olup olmadığını, kesit değişkeni; aksiyal ve oklüzal yüzde ölçülen ortalama iç aralık değerleri arasında bir farklılık olup olmadığını, diş değişkeni ise molar ya da premolar dişin üzerinden yapılan ortalama iç aralık ölçümleri arasında bir farklılık olup olmadığını değerlendirebilmek amacıyla kullanılmıştır.

İç uyumun değerlendirildiği Genel Lineer Model analizinde; tüm değişkenler ve tüm değişkenlerin etkileşimleri ölçülen ortalama iç aralık değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık oluşturmuştur ( $p < 0.01$ ) (Çizelge 3.3).



<b>Değişken</b>	<b>Serbestlik Derecesi</b>	<b>Kareler Ortalaması</b>	<b>F</b>	<b>p</b>
Düzeltilmiş Model	31	28230.74	167.89	.00
Kesişim	1	458825.15	2728.69	.00
Üretim yöntemi	3	156997.02	933.68	.00
Diş	1	1943.78	11.56	.001
Kesit	1	100153.11	595.62	.00
Fırınlama	1	50616.29	301.02	.00
Üretim yöntemi * Diş	3	1696.29	10.09	.00
Üretim yöntemi * Kesit	3	12145.46	72.23	.00
Diş * Kesit	1	2435.20	14.48	.00
Üretim yöntemi * Diş * Kesit	3	419.51	2.50	.06
Üretim yöntemi * Fırınlama	3	764.15	4.54	.004
Diş * Fırınlama	1	3695.89	21.98	.00
Üretim yöntemi * Diş * Fırınlama	3	1669.36	9.93	.00
Kesit * Fırınlama	1	151932.52	903.56	.00
Üretim yöntemi * Kesit * Fırınlama	3	12309.39	73.21	.00
Diş * Kesit * Fırınlama	1	1056.19	6.28	.01
Üretim yöntemi * Diş * Kesit * Fırınlama	3	1772.18	10.54	.00
Hata	480	168.15		
Toplam	512			
Düzeltilmiş Toplam	511			

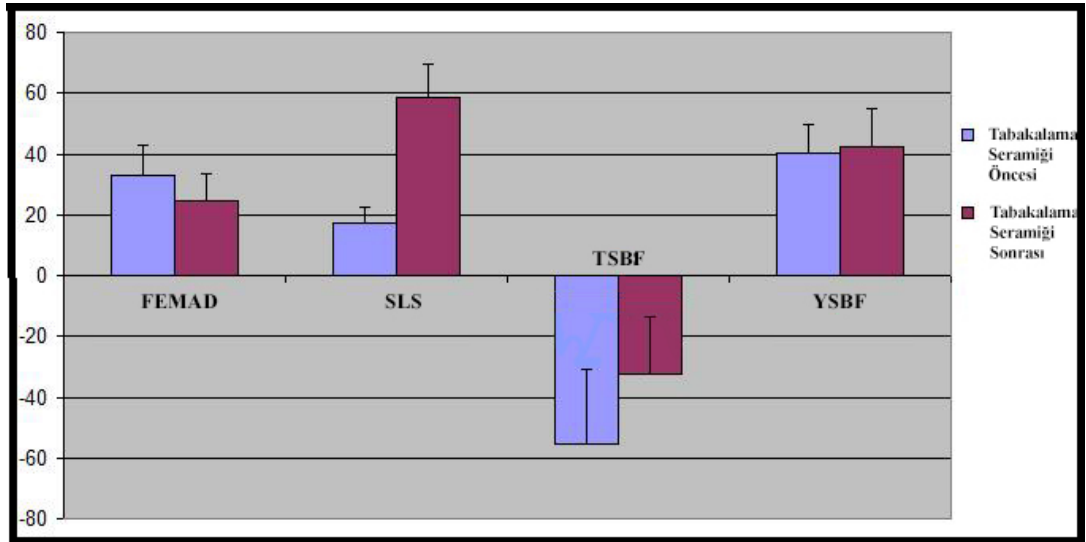
Çizelge 3.3 İç uyumun değerlendirilmesinde kullanılan Genel Lineer Model analizi çizelgesi

Tüm üretim yöntemleri için; oklüzal kesitlerdeki ortalama aralık değerleri, aksiyal kesitlerdeki ortalama aralık değerlerinden daha büyük olmuştur. Üretim yöntemi ve fırınlama değişkenleri kullanılarak uygulanan DUNCAN testi sonuçlarına göre (Çizelge 3.4 ve Şekil 3.2) ortalama aksiyal aralık değerleri tabakalama seramiği uygulamasını takiben SLS ve YSBF üretim yöntemlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde artmış FEMAD ve TSBF üretim yönteminde ise azalmıştır. Tabakalama seramiği uygulaması öncesinde en düşük ortalama aksiyal aralık değeri TSBF üretim yöntemi için ölçülmüş ( $-55.41 \pm 24.36 \mu\text{m}$ ), bu yöntemi sırasıyla SLS üretim yöntemi ( $17.15 \pm 5.46 \mu\text{m}$ ), FEMAD üretim yöntemi ( $32.87 \pm 9.90 \mu\text{m}$ ) ve YSBF üretim yöntemleri ( $40.05 \pm 9.7 \mu\text{m}$ ) takip etmiştir. Tabakalama seramiği uygulaması öncesi; tüm üretim yöntemlerine ait ölçülen ortalama aksiyal aralık değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar tespit edilmiştir. Tabakalama seramiği uygulaması sonrasında ise yine en düşük ortalama aksiyal aralık değeri TSBF üretim yöntemi için ölçülmüş ( $-32.66 \pm 19.29 \mu\text{m}$ ), bu yöntemi sırasıyla FEMAD üretim yöntemi ( $24.58 \pm 8.81 \mu\text{m}$ ), YSBF üretim yöntemi ( $42.34 \pm 12.61 \mu\text{m}$ ) ve SLS üretim yöntemleri ( $58.68 \pm 10.89 \mu\text{m}$ ) takip etmiştir. Tabakalama seramiği uygulama işlemi sonrasında da tüm üretim yöntemlerine ait ölçülen ortalama aksiyal aralık değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar tespit edilmiştir.

Oklüzal aralık değerleri ise tabakalama seramiği uygulamasını takiben tüm gruplarda istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde azalmıştır. Tabakalama seramiği uygulaması öncesinde en düşük ortalama oklüzal aralık değeri TSBF üretim yöntemi için ölçülmüş ( $28.09 \pm 30.75 \mu\text{m}$ ), bu yöntemi sırasıyla FEMAD üretim yöntemi ( $57.29 \pm 8.61 \mu\text{m}$ ), YSBF üretim yöntemi ( $79.17 \pm 8.02 \mu\text{m}$ ) ve SLS üretim yöntemleri ( $119.82 \pm 9.28 \mu\text{m}$ ) takip etmiştir. Tabakalama seramiği uygulaması öncesi; tüm üretim yöntemlerine ait ölçülen ortalama oklüzal aralık değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar tespit edilmiştir. Tabakalama seramiği uygulaması sonrasında ise yine en düşük ortalama oklüzal aralık değeri TSBF üretim yöntemi için ölçülmüş ( $-20.95 \pm 22.26 \mu\text{m}$ ), bu yöntemi sırasıyla FEMAD üretim yöntemi ( $18.93 \pm 10.79 \mu\text{m}$ ), YSBF üretim yöntemi ( $29.59 \pm 9.98 \mu\text{m}$ ) ve SLS üretim yöntemleri ( $39.45 \pm 3.45 \mu\text{m}$ ) takip etmiştir. Tabakalama seramiği uygulaması sonrasında tüm üretim yöntemlerine ait ölçülen ortalama oklüzal aralık değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar tespit edilmiştir (Çizelge 3.5 ve Şekil 3.3).

Aksiyal Aralık Değerleri ( $\mu\text{m}$ ) ( $X \pm \sigma_x$ )		
Grup İsmi	Tabakalama Seramiği Uygulaması Öncesi	Tabakalama Seramiği Uygulaması Sonrası
FEMAD	$32.87 \pm 9.90^{C_b}$	$24.58 \pm 8.81^{B_a}$
SLS	$17.15 \pm 5.46^{B_a}$	$58.68 \pm 10.89^{D_b}$
TSBF	$-55.41 \pm 24.36^{A_b}$	$-32.66 \pm 19.29^{A_a}$
YSBF	$40.05 \pm 9.7^{D_a}$	$42.34 \pm 12.61^{C_b}$

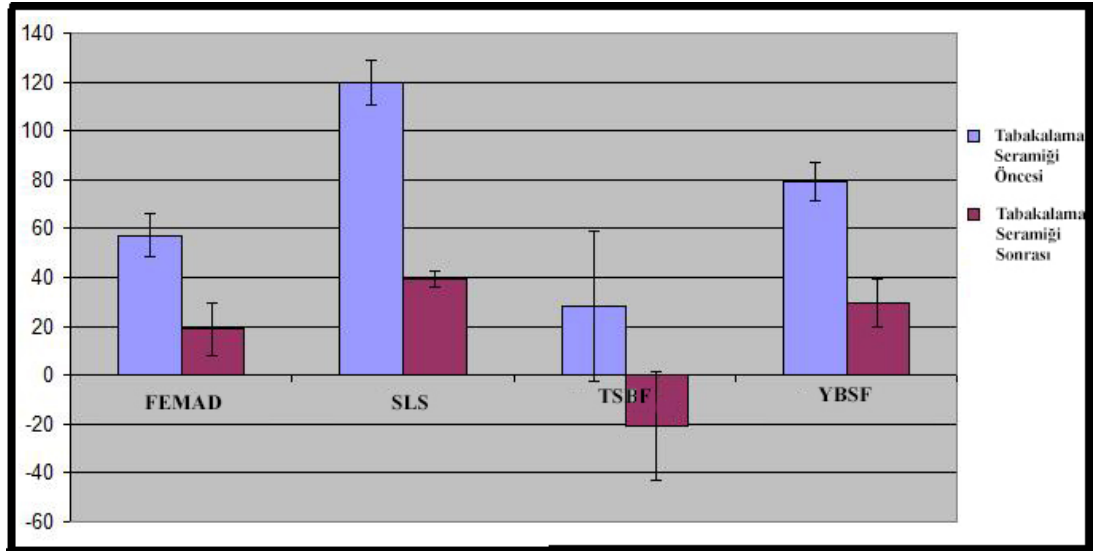
Çizelge 3.4 Tüm üretim yöntemlerine ait tabakalama seramiği uygulaması öncesi ve sonrası ölçülen ortalama aksiyal aralık değerleri. Üst simge büyük harfler farklı üretim yöntemleriyle elde edilmiş sabit protezlerin ortalama aksiyal aralık değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıkların olup olmadığını; alt simge küçük harfler ise tabakalama seramiği uygulanmamış ve uygulanmış sabit protezlerin ortalama aksiyal aralık değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıkların olup olmadığını göstermektedir.



Şekil 3.2 Tüm üretim yöntemlerine ait tabakalama seramiği uygulaması öncesi ve sonrası ölçülen ortalama aksiyal aralık değerlerinin grafiksel gösterimi

Oklüzal Aralık Değerleri ( $\mu\text{m}$ ) ( $X \pm \sigma_x$ )		
Grup İsmi	Tabakalama Seramiği Uygulaması Öncesi	Tabakalama Seramiği Uygulaması Sonrası
FEMAD	57.29 $\pm$ 8.61 <sup>B<sub>a</sub></sup>	18.93 $\pm$ 10.79 <sup>B<sub>b</sub></sup>
SLS	119.82 $\pm$ 9.28 <sup>D<sub>a</sub></sup>	39.45 $\pm$ 3.45 <sup>D<sub>b</sub></sup>
TSBF	28.09 $\pm$ 30.75 <sup>A<sub>a</sub></sup>	-20.95 $\pm$ 22.26 <sup>A<sub>b</sub></sup>
YBSF	79.17 $\pm$ 8.02 <sup>C<sub>a</sub></sup>	29.59 $\pm$ 9.98 <sup>C<sub>b</sub></sup>

Çizelge 3.5 Tüm üretim yöntemlerine ait tabakalama seramiği uygulaması öncesi ve sonrası ölçülen ortalama oklüzal aralık değerleri. Üst simge büyük harfler farklı üretim yöntemleriyle elde edilmiş sabit protezlerin ortalama oklüzal aralık değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıkların olup olmadığını; alt simge küçük harfler ise tabakalama seramiği uygulanmamış ve uygulanmış sabit protezlerin ortalama oklüzal aralık değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıkların olup olmadığını göstermektedir.



Şekil 3.3 Tüm üretim yöntemlerine ait tabakalama seramiği uygulaması öncesi ve sonrası ölçülen ortalama oklüzal aralık değerlerinin grafiksel gösterimi.

Sabit protezlere uygulanan üç nokta bükülme testi sonuçlarının değerlendirilmesinde; üretim yöntemi ve yorgunluk değişkenleri temel alınmıştır. Üretim yöntemi değişkeni; farklı bilgisayar destekli üretim yöntemleriyle üretilmiş sabit protezlerin ortalama mekanik dayanıklılıkları arasında bir farklılık olup olmadığını; yorgunluk değişkeni ise termal siklus ve dinamik yükleme işlemlerinin sabit protezlerin mekanik dayanıklılıkları üzerinde etkili olup olmadığını değerlendirebilmek amacıyla kullanılmıştır.

Sabit protezlerin mekanik dayanıklılıklarının değerlendirildiği Genel Lineer Model analizinde; üretim yöntemi değişkeni ( $p < 0.01$ ) ve yorgunluk değişkeni ( $p < 0.05$ ); sabit protezlerin ortalama mekanik dayanıklılıkları üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık oluşturmuşken her iki değişkenin etkileşimi, sabit protezlerin ortalama mekanik dayanıklılıkları üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark oluşturmamıştır ( $p > 0.05$ ) (Çizelge 3.6)

Üretim yöntemi ve yorgunluk değişkenleri kullanılarak uygulanan DUNCAN testi sonuçlarına göre (Çizelge 3.7) termal siklus ve dinamik yükleme işlemi, sabit protezlerin ortalama mekanik dayanıklılıkları üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir azalmaya neden olmuştur. Termal siklus ve dinamik yükleme işlemi uygulanmayan sabit protezlerden en yüksek ortalama mekanik dayanıklılığı TSBF üretim yöntemi kullanılarak elde edilen sabit protezler göstermiş ( $2015.38 \pm 100.74$  N), bu yöntemi sırasıyla FEMAD üretim yöntemi ( $1809.63 \pm 131.20$  N), YSBF üretim yöntemi ( $1784.75 \pm 175.46$  N) ve SLS üretim yöntemleri ( $1283.63 \pm 84.45$  N) takip etmiştir. Tüm üretim yöntemlerine ait mekanik dayanıklılık değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar tespit edilmiştir. Termal siklus ve dinamik yükleme işlemi uygulanan sabit protezler arasında ise en yüksek ortalama mekanik dayanıklılığı yine TSBF üretim yöntemi ( $2019.63 \pm 108.74$  N) göstermiştir. Bu yöntemi sırasıyla FEMAD üretim yöntemi ( $1792.75 \pm 130.10$  N), YSBF üretim yöntemi ( $1626.13 \pm 108.31$  N) ve SLS üretim yöntemleri ( $1129.26 \pm 125.46$  N) takip etmiştir. Benzer şekilde termal siklus ve dinamik yükleme işlemi uygulanan sabit protezlerin ortalama mekanik dayanıklılık değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar tespit edilmiştir.

<b>Değişken</b>	<b>Serbestlik Derecesi</b>	<b>Kareler Ortalaması</b>	<b>F</b>	<b>p</b>
Düzeltilmiş Model	7	836108.270	55.06	.00
Kesişim	1	181201886.3	11931.57	.00
Üretim Yöntemi	3	1885190.81	124.13	.00
Yorgunluk	1	106031.64	6.98	.01
Üretim yöntemi * Yorgunluk	3	30384.60	2.00	.12
Hata	56	15186,766		
Toplam	64			
Düzeltilmiş Toplam	63			

Çizelge 3.6 Sabit protezlerin mekanik dayanıklılıklarının değerlendirilmesinde kullanılan Genel Lineer Model analizi çizelgesi

3 Nokta Bükülme Testi Değerleri (N) ( $\bar{X} \pm \sigma_x$ )		
Grup İsmi	Termal Siklus ve Dinamik Yükleme İşlemi Uygulanmamış Örnekler	Termal Siklus ve Dinamik Yükleme İşlemi Uygulanmış Örnekler
FEMAD	1809.63±131.20 <sup>C</sup> <sub>a</sub>	1792,75±130.10 <sup>C</sup> <sub>b</sub>
SLS	1283.63±84.45 <sup>A</sup> <sub>a</sub>	1129.26±125.46 <sup>A</sup> <sub>b</sub>
TSBF	2015.38±100.74 <sup>D</sup> <sub>a</sub>	2019.63±108.74 <sup>D</sup> <sub>b</sub>
YSBF	1784.75±175.46 <sup>B</sup> <sub>a</sub>	1626.13±108.31 <sup>B</sup> <sub>b</sub>

Çizelge 3.7 Termal siklus ve dinamik yükleme işlemi yapılan ve yapılmayan sabit protezlerin ortalama 3 nokta bükülme testi test sonuçları. Üst simge büyük harfler farklı üretim yöntemleriyle elde edilmiş sabit protezlerin ortalama 3 nokta bükülme testi değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıkların olup olmadığını; alt simge küçük harfler ise termal siklus ve dinamik yükleme işlemi uygulanmamış ve uygulanmış sabit protezlerin ortalama 3 nokta bükülme testi değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıkların olup olmadığını göstermektedir.

#### 4 TARTIŞMA VE SONUÇ

Bu in-vitro çalışmada test edilen boş hipotez ( $H_0$ ); farklı bilgisayar destekli üretim yöntemlerinin ve tabakalama seramiği uygulamasının; sabit protezlerin iç/marjinal uyumları üzerine etkili olduğu tespit edildiğinden dolayı reddedilmiştir.

Farklı üretim yöntemleriyle elde edilmiş sabit protez metal alt yapılarının marjinal uyumunun incelendiği ve yürütülen çalışma ile yakın benzerlik içinde olan bir çalışmada; konvansiyonel kayıp mum tekniği, FEMAD üretim yöntemi, TSBF üretim yöntemi ve SLS üretim yöntemleri kullanılmıştır. Her grupta 8, toplamda 32 adet sabit protez metal alt yapısı daylara simante edilerek kesit alma yöntemi ile incelenmiştir. Elde edilen sonuçlara göre en iyi marjinal uyumu SLS üretim tekniği ( $69.5 \pm 35.25 \mu\text{m}$ ) göstermiştir. Bu grubu sırasıyla; konvansiyonel kayıp mum tekniği üretim yöntemi ( $102.25 \pm 48.75 \mu\text{m}$ ), FEMAD üretim yöntemi ( $136.25 \pm 55.13 \mu\text{m}$ ) ve TSBF üretim yöntemleri ( $188.25 \pm 107 \mu\text{m}$ ) takip etmiştir. (Ortorp ve ark. 2011). Yürütülen çalışmada ise; 4 farklı bilgisayar destekli üretim yöntemi kullanılmıştır. Bu yöntemler; FEMAD üretim yöntemi, SLS üretim yöntemi, YSBF üretim yöntemi ve TSBF üretim yöntemleridir. Elde edilen sonuçlara göre TSBF üretim yöntemi ( $-22.46 \pm 22.5 \mu\text{m}$ ) en düşük ortalama marjinal aralık değerlerini vermiştir. Bu grubu sırasıyla FEMAD üretim yöntemi ( $24.64 \pm 12.10 \mu\text{m}$ ) ve YSBF üretim yöntemi ( $33.18 \pm 11.9 \mu\text{m}$ ) takip etmektedir. SLS üretim yöntemi ise ( $37.18 \pm 11.82 \mu\text{m}$ ) en yüksek ortalama marjinal aralık değerlerini vermiştir. Her iki çalışma arasındaki sonuçların farklı olması, kullanılan bilgisayar destekli üretim ekipmanlarının ve marjinal uyum ölçüm yöntemlerinin farklı olmasından kaynaklanmış olabileceği değerlendirilmektedir.

Sabit protezlerin marjinal uyumunun incelendiği bir çalışmada; TSBF üretim yöntemi, SLS üretim yöntemi ve konvansiyonel kayıp mum tekniği üretim yöntemleri kullanılmıştır. Her grupta 20, toplamda 60 adet sabit protezin değerlendirildiği in-vivo çalışmada marjinal uyumun ölçülmesinde silikon replika yöntemi kullanılmıştır. Elde



edilen sonuçlara göre; en düşük ortalama marjinal aralık miktarı konvansiyonel kayıplı mum tekniği üretim yönteminde ( $75.92 \pm 21.03 \mu\text{m}$ ) bulunmuştur. Bu gruba; TSBF üretim yöntemi ( $86.64 \pm 24.15 \mu\text{m}$ ) ve SLS üretim yöntemleri ( $96.23 \pm 26.94 \mu\text{m}$ ) takip etmiştir (Tamac ve ark. 2014). Tüm ölçümler tabakalama seramiği uygulaması sonrası yapılmıştır. Yürütülen çalışmada ise tabakalama seramiği uygulaması sonrasında TSBF üretim yöntemi en düşük ( $-22.46 \pm 22.5 \mu\text{m}$ ), SLS üretim yöntemi ise en yüksek ( $54.67 \pm 10.44 \mu\text{m}$ ) ortalama marjinal aralık değerlerini göstermiştir. Tamaç ve arkadaşlarının çalışmasında SLS üretim yönteminin en yüksek ortalama marjinal aralık değerlerini göstermesi bu üretim yöntemi bakımından yürütülen çalışmayı desteklemektedir. Diğer iki üretim yöntemlerinden elde edilen sonuçların farklı olmasının; farklı ekipman kullanımı ve ölçüm yöntemlerinin farklı olmasından kaynaklanabileceği değerlendirilmektedir.

Sabit protez metal alt yapılarının; SLS üretim yöntemi kullanılarak kıymetli ve temel metal alaşımlarından elde edildiği ve tabakalama seramiği uygulamasının yapıldığı bir çalışmada, kıymetli metal alaşımları kullanılarak elde edilen sabit protezler ( $70-80 \mu\text{m}$ ) temel metal alaşımları kullanılarak elde edilen sabit protezlere göre ( $84.5-94.5 \mu\text{m}$ ) daha düşük ortalama marjinal aralık değerleri göstermiştir. Marjinal aralığın; silikon replika yöntemi kullanılarak tespit edildiği bu çalışmanın sonuçlarına göre SLS üretim yöntemi klinik olarak kabul edilebilir marjinal aralık değerleri göstermiştir ve kullanılan alaşım grupları arasında ortalama marjinal aralık değeri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır (Quante ve ark. 2008). Benzer şekilde yürütülen çalışmada; SLS üretim yöntemi, ortalama marjinal aralık değerleri bakımından diğer üretim yöntemlerine göre yüksek değerleri gösterse de bu değerler klinik olarak kabul edilebilir aralıkta kalmıştır.

Sabit protezlerin, SLS üretim yöntemi ile Cr-Co alaşımı ve FEMAD üretim yöntemi ile de Cr-Ni alaşımı kullanılarak elde edildiği çalışmada; sabit protezlerin marjinal aralık değerleri silikon replika yöntemi kullanılarak ölçülmüştür. Elde edilen sonuçlara göre; FEMAD üretim yöntemi ( $79.45 \pm 16.5 \mu\text{m}$ ) SLS üretim yöntemine ( $112.65 \pm 50 \mu\text{m}$ ) göre daha düşük ortalama marjinal aralık değerleri göstermiştir. Her iki üretim yöntemiyle elde edilen sabit protezlerin marjinal aralık değerleri klinik olarak kabul edilebilir aralıkta kalmıştır (Kim ve ark. 2013). Yürütülen çalışmada hem

SLS üretim yöntemiyle hem de FEMAD üretim yöntemiyle Cr-Co alaşımı kullanılarak sabit protezler elde edilmiştir. Yürütülen çalışmanın sonuçlarına göre ise FEMAD üretim yöntemi ( $29.87 \pm 9.74 \mu\text{m}$ ) SLS üretim yöntemine ( $54.67 \pm 10.44 \mu\text{m}$ ) göre daha düşük ortalama marjinal aralık değerleri göstermiştir ve bu sonuçlar Kim ve arkadaşlarının yaptığı çalışmanın sonuçları ile desteklenmektedir.

Sabit protezlerin TSBF üretim yöntemi ile Ti alaşımı kullanılarak elde edildiği ve kayıp mum tekniği üretim yöntemi ile de Ti, Ti-6Al-7Nb ve Cr-Ni temel metal alaşımlarının kullanıldığı bir çalışmada; marjinal aralık ölçümleri mikroskop altında direkt yöntemle yapılmıştır. Elde edilen sonuçlara göre, TSBF üretim yöntemi ile Ti alaşımı kullanılarak elde edilen sabit protez metal alt yapıları, tabakalama seramiği uygulaması öncesi ve sonrasında en düşük ortalama marjinal aralık değerlerini ( $24.1 \pm 1.9 \mu\text{m}$  ve  $35.6 \pm 5.5 \mu\text{m}$ ) göstermiştir. Kontrol grubu olan kayıp mum tekniği üretim yöntemi ile Cr-Ni alaşımı kullanılarak elde edilen sabit protez metal alt yapıları ise tabakalama seramiği uygulaması öncesi ve sonrasında ( $92.8 \pm 4.7 \mu\text{m}$  ve  $94.0 \pm 1.6 \mu\text{m}$ ) en yüksek ortalama marjinal aralık değerlerini göstermiştir (Shokry ve ark. 2010). Yürütülen çalışmada da TSBF üretim yöntemiyle elde edilen sabit protezler; tabakalama seramiği öncesi ve sonrasında en düşük marjinal aralık değerlerini göstermiştir. Yürütülen çalışmadaki bu sonuçlar Shokry ve arkadaşlarının yaptığı çalışmanın sonuçları ile desteklenmektedir.

Oluk, omuz ve bıçak sırtı marjinal tasarımlı prepare edilmiş dişler üzerine uygulanan, sabit protez metal alt yapılarının; TSBF üretim yöntemi ve kayıp mum tekniği üretim yöntemi ile Ti alaşımı kullanılarak elde edildiği bir çalışmada; marjinal aralık değerleri kesit alma yöntemi ile tespit edilmiştir. Elde edilen sonuçlara göre; hem TSBF üretim yöntemi ile ( $59.8 \pm 14.9 \mu\text{m}$ ) hem de kayıp mum tekniği üretim yöntemi ile ( $52.2 \pm 14.2 \mu\text{m}$ ) elde edilen sabit protez metal alt yapılarında oluk marjinal tasarımı, daha düşük ortalama marjinal aralık değerleri oluşmasını sağlamıştır. Oluk marjinal tasarımını, sırasıyla omuz marjinal tasarımına uygulanan kayıp mum tekniği ile üretilen sabit protez metal alt yapıları ( $55.2 \pm 20.0 \mu\text{m}$ ), omuz marjinal tasarımına uygulanan TSBF üretim yöntemi ile elde edilen sabit protez metal alt yapıları ( $67.0 \pm 14.1 \mu\text{m}$ ), bıçak sırtı marjinal tasarımına uygulanan kayıp mum tekniği ile üretilen sabit protez metal alt yapıları ( $76.1 \pm 9.4 \mu\text{m}$ ) ve knife-edge marjinal tasarımına

uygulanan TSBF üretim yöntemi ile elde edilen sabit protez metal alt yapıları ( $80.7 \pm 10.4 \mu\text{m}$ ) takip etmiştir. Marjinal aralık değerleri, hem marjinal tasarımlardan hem de üretim yöntemlerinden istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde etkilenmiştir (Han ve ark. 2011). Bu sonuçlar, yürütülen çalışmada oluk marjinal tasarımı kullanılmış olmasını desteklemektedir. Ortalama marjinal aralık değerleri incelendiğinde ise kayıp mum tekniği üretim yöntemi ( $61.16 \pm 14.53 \mu\text{m}$ ); TSBF üretim yöntemine göre ( $69.1 \pm 13.13 \mu\text{m}$ ) daha düşük ortalama marjinal aralık değerleri göstermiştir. Yürütülen çalışmadaki TSBF üretim yönteminin, kayıp mum tekniği üretim yöntemine göre daha düşük ortalama marjinal aralık değerleri göstermesi; söz konusu çalışmada kullanılmış olan farklı temel metal alaşımlarından ve ölçüm yöntemlerinden kaynaklanmış olabileceği değerlendirilmektedir.

Sabit protez metal alt yapılarının 4 farklı üretim yöntemi ile Cr-Co alaşımı kullanılarak elde edildiği bir çalışmada; alt yapıların iç uyum değerlendirmeleri kesit alma yöntemi kullanılarak aksiyal ve oklüzal yüzlerde ayrı ayrı yapılmıştır. SLS üretim yöntemi en düşük ortalama oklüzal aralık değerleri göstermiştir ( $140 \pm 54.5 \mu\text{m}$ ). Bu yöntemi sırasıyla; FEMAD üretim yöntemi ( $164.5 \pm 67.5 \mu\text{m}$ ), konvansiyonel kayıp mum tekniği üretim yöntemi ( $172 \pm 67.5 \mu\text{m}$ ) ve TSBF üretim yöntemleri ( $278 \pm 133.5 \mu\text{m}$ ) takip etmiştir (Ortorp ve ark. 2011). Yürütülen çalışmadaki iç uyum ölçümleri; bu çalışmada olduğu gibi oklüzal ve aksiyal yüzlerde ayrı ayrı yapılmıştır. TSBF üretim ile elde edilen sabit protez metal alt yapıları en düşük ortalama oklüzal aralık değerlerini göstermiştir ( $28.09 \pm 30.75 \mu\text{m}$ ). Bu yöntemi sırasıyla FEMAD üretim yöntemi ( $57.29 \pm 8.61 \mu\text{m}$ ), YSBF üretim yöntemi ( $79.17 \pm 8.02 \mu\text{m}$ ) ve SLS üretim yöntemleri ( $119.82 \pm 9.28 \mu\text{m}$ ) takip etmiştir. Ortorp ve arkadaşlarının tespit ettiği aksiyal aralık değerleri incelendiğinde; SLS üretim yöntemi ile elde edilen sabit protez metal alt yapıları en düşük ortalama aksiyal aralık değerlerini göstermiştir ( $55.62 \pm 30.12 \mu\text{m}$ ). Bu üretim yöntemini sırasıyla TSBF üretim yöntemi ( $60.75 \pm 46.25 \mu\text{m}$ ), FEMAD üretim yöntemi ( $63.13 \pm 33 \mu\text{m}$ ) ve kayıp mum tekniği üretim yöntemleri ( $133 \pm 49.5 \mu\text{m}$ ) takip etmiştir. Yürütülen çalışmada TSBF üretim yöntemi, en düşük ortalama aksiyal aralık değerlerine sahip sabit protez metal alt yapılarının oluşturulmasını sağlarken ( $-55.41 \pm 24.36 \mu\text{m}$ ), bu yöntemi sırasıyla SLS üretim yöntemi ( $17.15 \pm 5.46 \mu\text{m}$ ), FEMAD üretim yöntemi ( $32.87 \pm 9.90 \mu\text{m}$ ) ve YSBF üretim yöntemleri ( $40.05 \pm 9.7 \mu\text{m}$ ) takip etmiştir. Her iki çalışmada, kullanılan üretim

yöntemlerinin farklı oklüzal ve aksiyal aralık değerleri ortaya koymasının; kullanılan üretim cihazlarındaki ve malzemelerdeki ve de kullanılan ölçüm yöntemlerindeki farklılıklardan kaynaklanmış olabileceği değerlendirilmektedir.

Sabit protezlerin iç uyumunun incelendiği bir çalışmada; sabit protez metal alt yapılarının üretiminde TSBF üretim yöntemi, SLS üretim yöntemi ve konvansiyonel kayıp mum tekniği üretim yöntemleri kullanılmıştır. Bu in-vivo çalışmada iç uyumun ölçülmesinde silikon replika yöntemi kullanılmıştır. Elde edilen sonuçlara göre en düşük ortalama oklüzal aralık değerleri kayıp mum tekniği üretim yöntemi ile elde edilen sabit protezlerde ( $201.09 \pm 67.18 \mu\text{m}$ ) görülmüştür. Bu üretim yöntemini sırasıyla; TSBF üretim yöntemi ( $265.73 \pm 90.72 \mu\text{m}$ ) ve SLS üretim yöntemleri ( $290.39 \pm 112 \mu\text{m}$ ) takip etmiştir. En düşük ortalama aksiyal aralık değerleri, TSBF üretim yöntemi ile elde edilen sabit protezlerde gözlenmiştir ( $117.5 \pm 30.69 \mu\text{m}$ ). Bu üretim yöntemini sırasıyla; kayıp mum tekniği üretim yöntemi ( $121.38 \pm 30.69 \mu\text{m}$ ) ve SLS üretim yöntemleri ( $139.025 \pm 30.69 \mu\text{m}$ ) takip etmiştir (Tamac ve ark. 2014). Bu çalışmada, her ne kadar oklüzal ve aksiyal yüzlerde ölçülen ortalama aralık değerleri arasında istatistiksel bir karşılaştırma yapılmamış olsa da; oklüzal aralık değerlerinin aksiyal aralık değerlerinden daha yüksek olduğu gözlenmiştir. Yürütülen çalışmada da; oklüzal kesitlerde ölçülen ortalama aralık değerleri, aksiyal kesitlerde ölçülen ortalama aralık değerlerinden daha yüksektir. Her iki çalışmada bu benzer noktanın yanı sıra, SLS üretim yöntemi kullanılarak elde edilen sabit protezlerin en yüksek ortalama oklüzal ve aksiyal aralık değerleri göstermesi de dikkate değer bir ortak nokta olarak göze çarpmaktadır.

Sabit protez metal alt yapılarının; SLS üretim yöntemi kullanılarak kıymetli ve temel metal alaşımlarından elde edildiği ve tabakalama seramiği uygulamasının yapıldığı bir çalışmada, sabit protezlerin iç uyumları silikon replika yöntemi kullanılarak değerlendirilmiştir. Bu çalışmada iç uyum ölçümleri sadece oklüzal yüzde yapılmıştır. Elde edilen sonuçlara göre; SLS üretim yöntemi ile Cr-Co alaşımı kullanılarak elde edilen sabit protezlerin ortalama oklüzal aralık değerleri; tabakalama seramiği uygulaması öncesinde  $268 \mu\text{m}$ , sonrasında ise  $275.5 \mu\text{m}$  olarak ölçülmüştür (Quante ve ark. 2008). Yürütülen çalışmada ise SLS üretim yöntemi kullanılarak elde edilen sabit protezlerin tabakalama seramiği uygulaması öncesinde ortalama oklüzal

aralık değerleri  $57.29\pm 8.61$   $\mu\text{m}$  iken, tabakalama seramiği uygulaması sonrasında  $39.45\pm 3.45$   $\mu\text{m}$  değerine düşmüştür. Her iki çalışma arasındaki bu farklılığın sebebinin kullanılan farklı üretim ekipmanlarından kaynaklanmış olabileceği değerlendirilmektedir.

Oluk, omuz ve bıçak sırtı marjinal tasarımı prepre edilmiş dişler üzerine uygulanan sabit protez metal alt yapılarının; TSBF üretim yöntemi ve kayıp mum tekniği üretim yöntemi ile Ti alaşımı kullanılarak elde edildiği bir çalışmada; sabit protez metal alt yapılarının iç uyumları hem oklüzal hem de aksiyal yüzlerden kesit alınarak değerlendirilmiştir. Kayıp mum tekniği üretim yöntemi ile elde edilen sabit protez metal alt yapıları ( $109.8\pm 32.9$   $\mu\text{m}$ ), TSBF üretim yöntemiyle elde edilen sabit protez metal alt yapılarına ( $124.6\pm 28.0$   $\mu\text{m}$ ) göre daha düşük ortalama oklüzal aralık değerleri ortaya koymuştur (Han ve ark. 2011). Bu çalışmada, her ne kadar oklüzal ve aksiyal yüzlerde ölçülen ortalama aralık değerleri arasında istatistiksel bir karşılaştırma yapılmamış olsa da; oklüzal aralık değerlerinin aksiyal aralık değerlerinden daha yüksek olduğu gözlenmiştir. Yürütölen çalışmada da; oklüzal kesitlerde ölçülen ortalama aralık değerlerinin, aksiyal kesitlerde ölçülen ortalama aralık değerlerinden daha yüksek olduğu tespit edilmiştir. Bunun yanında TSBF üretim yöntemi kullanılarak elde edilen sabit protez metal alt yapıları hem oklüzal hem de aksiyal kesitlerde en düşük ortalama aralık değerlerini ortaya koymuştur. Her iki çalışma arasındaki farklılıkların kullanılan ölçüm yönteminden kaynaklanmış olabileceği değerlendirilmektedir.

Sabit protez metal alt yapılarının; SLS üretim yöntemi ile Cr-Co alaşımından ve kayıp mum tekniği üretim yöntemi ile Cr-Co ve Cr-Ni alaşımından elde edildiği ve tabakalama seramiği uygulamasının yapıldığı bir çalışmada; iç uyum ölçümleri silikon replika yöntemi kullanılarak yapılmıştır. Kayıp mum tekniği üretim yöntemi ile Cr-Co alaşımı kullanılarak elde edilen sabit protezler en düşük ortalama iç aralık değerleri ( $50.6\pm 25.1$   $\mu\text{m}$ ) göstermiştir. Bu üretim yöntemini sırasıyla; kayıp mum tekniği üretim yöntemi kullanılarak Ni-Cr alaşımından elde edilen sabit protezler ( $58.2\pm 19.9$   $\mu\text{m}$ ) ve SLS üretim yöntemi kullanılarak Cr-Co alaşımından elde edilen sabit protezler ( $62.6\pm 21.6$   $\mu\text{m}$ ) takip etmiştir (Uçar ve ark. 2009). Yürütölen çalışmada da; SLS yöntemi ile elde edilen sabit protezlerin en yüksek ortalama oklüzal ve aksiyal

aralık değerlerini göstermesi, her iki çalışmanın ortak noktası olarak değerlendirilmektedir.

Sabit protezlerin uyumu; seramik ve metal alt yapıların termal genleşme katsayısı uyumsuzluğundan, alaşım tipinden, marjinal tasarımdan, lehim uygulamalarından ve tekrarlanan fırınlama işlemlerinden etkilenmektedir (Arnold ve Aquilino 1988, Buchanan ve ark. 1981, Dederich ve ark. 1984, Felton ve ark. 1988, Gemalmaz ve Alkumru 1995, Richter-Snapp ve ark. 1988, Sorensen 1990). Fırınlama işlemlerinde ise uyum; degassing aşamasından (Campbell ve ark. 1995, Gemalmaz ve Alkumru 1995), tabakalama seramiği uygulaması aşamasından (Fonseca ve ark. 2003, Shokry ve ark. 2010) ya da her iki aşamadan da (Gemalmaz ve ark. 1998) etkilenebilir.

Yürütölen çalışmada, tabakalama seramiği uygulaması işlemi, TSBF üretim yöntemi hariç tüm üretim yöntemlerinde ölçölen ortalama marjinal aralık değerlerinde yükselmeye yol açmıştır. Fırınlama işlemi sonucunda meydana gelen bu değişiklik daha önce marjinal uyum üzerine yapılmış çalışmalar tarafından desteklenmektedir (Buchanan ve ark. 1981, Fonseca ve ark. 2003, Gemalmaz ve Alkumru 1995, Gemalmaz ve ark. 1998, Shokry ve ark. 2010).

Sabit protez metal alt yapılarının; SLS üretim yöntemi kullanılarak kıymetli ve temel metal alaşımlarından elde edildiği ve tabakalama seramiği uygulamasının yapıldığı bir çalışmada, oklüzal aralık ölçömleri silikon replika yöntemi kullanılarak yapılmıştır. Bu alışmada SLS üretim yöntemi kullanılarak elde edilen sabit protez metal alt yapılarının ortalama oklüzal aralık değerleri tabakalama seramiği uygulaması sonrasında artış göstermiştir (268-275.5  $\mu\text{m}$ ) (Quante ve ark. 2008). Yürütölen çalışmada tüm üretim yöntemleri ile elde edilen sabit protez metal alt yapılarının oklüzal aralık değerleri tabakalama seramiği uygulaması sonrasında azalmıştır. Her iki çalışma arasında gözlenen bu farklılığın; farklı bilgisayar destekli üretim ekipmanlarının ve malzemelerin kullanımının yanı sıra, kullanılan ölçüm yöntemleri arasındaki farklılığa ve tabakalama seramiği uygulaması sonrasında oluşan oksit tabakasına bağlı olarak oluşmuş olabileceği değerlendirilmektedir.

Anterior konumlu implant dayanakları üzerine, iki tabakalama seramiği kalınlığı kullanılarak tam seramik ve metal destekli seramik restorasyonların

uygulandığı bir çalışmada; restorasyonların implant dayanaklarına rezin siman kullanılarak simante edilmelerini takiben termal siklus ( 5°C-55°C arasında ve 10 sn daldırma süresi ile 5000 adet) ve dinamik yükleme işlemleri (1.2 x 10<sup>6</sup> defa 50 N'luk kuvvet) uygulanmıştır. Tam seramik ve metal destekli seramik restorasyonların mekanik dayanıklılıkları 3 nokta bükülme testi ile değerlendirilmiştir. Kayıp mum tekniği üretim yöntemi ile elde edilmiş metal destekli seramik restorasyonlar 3116.42±628.65 N ile 2429.62±572.90 N arasında değişen mekanik dayanıklılık değerleri göstermiştir (Shirakura ve ark. 2009). Yürütülen çalışmada ise sabit protezlere 5000 adet termal siklus işlemi uygulanmış, bu işlemi takiben bir çiğneme simülatorü yardımıyla 5 x 10<sup>4</sup> adet 50 N kuvvet uygulanmıştır. Bu işlemlerin ardından, sabit protezlere 3 nokta bükülme testi uygulanmıştır. TSBF üretim yöntemi ile elde edilen sabit protezler ortalama 2019.63±108.74 N, FEMAD üretim yöntemi ile elde edilen sabit protezler ortalama 1792.75±130.10 N, YSBF üretim yöntemi ile elde edilen sabit protezler ortalama 1626.13±108.31 N ve SLS üretim yöntemi ile elde edilen sabit protezler ise ortalama 1129.26±125.46 N mekanik dayanıklılık değerleri göstermiştir. Shirakura ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada elde edilen ortalama mekanik dayanıklılık değerlerinin yürütülen çalışmadaki ortalama mekanik dayanıklılık değerlerinden daha fazla çıkmasının; sabit protezlerin uygulandıkları bölgeler arasındaki farklılıkların yanı sıra kullanılan farklı üretim yöntemlerinden ve alaşım çeşitlerinden kaynaklanmış olabileceği düşünülmektedir.

Anterior sabit protezlerin kıymetli metal alaşımından kayıp mum tekniği üretim yöntemi kullanılarak elde edildiği bir çalışmada; metal marjin ile sonlanan 12 sabit protez ve seramik marjin ile sonlanan 12 sabit protezin mekanik dayanıklılıkları değerlendirilmiştir. Restorasyonlar daylara rezin modifiye cam ionomer siman kullanılarak simante edilmiştir. Simantasyon sonrasında sabit protezlere, çiğneme simülatorü yardımıyla 6 x 10<sup>5</sup> defa 250 N'luk kuvvet uygulanmıştır. Metal marjinal sonlanmaya sahip sabit protezler 996.7±46.8 N, seramik marjinal sonlanmaya sahip sabit protezler ise 867.4±39.3 N'luk ortalama mekanik dayanıklılık değerleri göstermiştir (Michalakis ve ark. 2009). Yürütülen çalışmada elde edilen ortalama mekanik dayanıklılık değerlerinin daha yüksek çıkmasının; sabit protezlerin uygulandıkları bölgeler arasındaki farklılıkların yanı sıra kullanılan alaşımların farklı olmasından da kaynaklanmış olabileceği değerlendirilmektedir.

Yürütülen çalışmada kullanılan SLS ve YSBF üretim yöntemleri, üretim prensipleri gereği ısıl işlemlili süreçler içermektedir. Bu üretim yöntemleriyle elde edilen sabit protezlerin ortalama iç/marjinal uyumu ve ortalama mekanik dayanıklılık değerleri incelendiğinde; diğer üretim yöntemlerine göre daha yüksek ortalama iç/marjinal aralık değerleri ve daha düşük mekanik direnç değerleri gösterdikleri tespit edilmiştir. Bu sonuçlardan yola çıkılarak, ısıl işlemlili süreçler içeren üretim yöntemleriyle elde edilen sabit protezlerin başarılarının belirlenmesinde uzun dönemli takip çalışmalarına ihtiyaç olduğu düşünülmektedir.

Uzun yıllardır metal destekli seramik restorasyonların uyumlarının ölçümünde temel olarak 3 yöntem kullanılmıştır. Bu yöntemler direkt yöntem, silikon replika yöntemi ve kesit alma yöntemidir. Direkt yöntem; kron restorasyonu ile day/diş arasındaki mesafenin marjin bölgesinde ölçülmesi prensibine dayanır. Bu yöntem birçok avantaja sahiptir. Ağız içerisinde uygulandığında direkt göz ile ölçüm yapılır. Uygulaması basit ve ucuzdur ve diğer yöntemlere göre daha kısa zamanda tamamlanır. Diğer yöntemlerde mevcut olan karmaşık uygulama prosedürlerini içermediği için yapılacak ölçüm sonuçlarının etkilenme olasılığı daha düşüktür. Direkt yöntem aynı zamanda birçok dezavantaja sahiptir. İç uyumun bu yöntem ile ölçülememesi yöntemin kullanımını önemli ölçüde sınırlar. İn-vitro çalışmalarda mikroskop kullanımı gereklidir. Marjinal bölge ölçülürken ölçümün tam olarak hangi noktadan yapılacağı tartışmalıdır. Ağızda bu yöntemin uygulanması sırasında sayısal ölçüm yapılamaz. Diş renginde bir siman kullanıldığında simanın ayırt edilememesi riski diğer bir dezavantajdır (Nawafleh ve ark. 2013).

Silikon replika yöntemi ise kron restorasyonu ile day/diş arasındaki mesafenin bir aracı malzeme ile kaydedilmesi ve bu malzemenin kalınlığının ölçülmesi prensibine dayanır. Yöntem birçok avantaja sahiptir. Bu yöntem ile hem iç hem de marjinal uyum ölçülebilir. Elde edilmiş silikon replikadan ya da silikon replikanın ilave bir malzeme ile çevrelenmiş halinden; istenilen bölgeden kesit alınabilir. Yıkıcı bir metot değildir ve çok aşamalı çalışmalara izin verir. Bu avantajların yanında birçok dezavantajı vardır. Silikon replika yönteminde kullanılan akıcı kıvamdaki elastomerik ölçü malzemesi kromdan ayrılırken yırtılabilir. Bunun yanında kron daya/dişe oturtulurken akıcı kıvamdaki elastomerik ölçü malzemesinin hidrostatik basıncından



dolayı oturma düzgün biçimde gerçekleşmeyebilir. Ölçüm yapabilmek için mikroskop ve ekipmana ihtiyaç vardır. Silikon replika yönteminde var olan uygulama aşamaları ölçüm sonuçlarının hassasiyetini etkileyebilir (Nawafleh ve ark. 2013).

Kesit alma yönteminde ise; kron simante edilir ve ölçülmesi istenilen bölgeden kesit alınır. Ölçümler, bu kesitler üzerinde mikroskop yardımıyla yapılır. Siman kalınlığı ölçüldüğü için kesintisiz bir görüş sağlar. Bu yöntem uzun dönemli ve çok aşamalı çalışmalara izin vermez çünkü yıkıcı bir yöntemdir ve alınabilecek kesit sayısı da sınırlıdır (Nawafleh ve ark. 2013).

Günümüze kadar yapılan çalışmalar incelendiğinde daha az sıklıkla olmak üzere; profil projeksiyon yönteminin, dijital mikrometre yönteminin ve mikro bilgisayarlı tomografi yöntemlerinin tek başına ya da diğer yöntemlerle kombine bir şekilde kullanıldıkları gözlenmiştir (Nawafleh ve ark. 2013).

Yine günümüze kadar yapılan çalışmalar incelendiğinde; iç ve marjinal uyum ölçümlerinin yapılması sırasında; çeşitli sayıda ve yönde kesitler alınmış, alınan bu kesitlerde birçok noktadan ölçüm yapıldığı gözlenmiştir. Farklı üretim yöntemleriyle elde edilmiş sabit protez metal alt yapılarının iç ve marjinal uyumunun incelendiği bir çalışmada; kesit alma yöntemi kullanılarak mesiodistal yönde merkezi tek bir kesit alınmış ve her bir prepare diş üzerinde 11 adet olmak üzere toplam 22 noktadan ölçüm yapılmıştır. Bu noktaların 8 tanesi marjinal aralık ölçümü için, 8 tanesi aksiyal aralık ölçümü için ve kalan 6 nokta ise oklüzal aralık ölçümü için kullanılmıştır (Ortorp ve ark. 2011).

Sabit protezlerin iç ve marjinal uyumunun incelendiği bir in vivo çalışmada; iç ve marjinal uyumun ölçümünde silikon replika yöntemi kullanılmıştır. Bu çalışmada; her bir sabit proteze ait silikon replikadan mesiodistal ve bukkolingual yönlü 2 adet kesit alınmış ve her bir kesit üzerindeki 13 noktadan ölçüm yapılmıştır. Bu noktaların 4 tanesi marjinal aralık ölçümü için, 4 tanesi aksiyal aralık ölçümü için kalan 5 nokta ise oklüzal aralık ölçümü için kullanılmıştır (Tamac ve ark. 2014).

Sabit protezlerin; kıymetli ve temel metal alaşımları kullanılarak elde edildiği bir çalışmada iç ve marjinal uyum ölçümlerinin yapılabilmesi için silikon replika yöntemi kullanılmıştır. Bu çalışmada mesiodistal yönde merkezi olarak 1 kesit,

bukkolingual yönde ise 3 simetrik kesit alınmıştır. Alınan her bir kesitte 4 noktadan marjinal aralık ölçümleri, 6 noktadan da oklüzal aralık ölçümleri yapılmıştır. (Quante ve ark. 2008).

Sabit protezlerin; Ti, Ti-6Al-7Nb ve Cr-Ni temel metal alaşımları kullanılarak elde edildiği bir çalışmada; marjinal uyum ölçümleri mikroskop altında çevresel olarak 8 noktadan yapılmıştır (Shokry ve ark. 2010). Sabit protez metal alt yapılarının Ti alaşımı kullanılarak elde edildiği bir çalışmada; iç ve marjinal aralık ölçümleri bukkolingual ve mesiodistal yönlü kesitler üzerinde, toplam 5 noktadan yapılmıştır (Han ve ark. 2011).

Sabit protezlerin; Cr-Co ve Cr-Ni alaşımları kullanılarak elde edildiği çalışmada; iç uyum ölçümleri silikon replika yöntemi kullanılarak yapılmıştır. Elde edilen silikon replikalardan labiolingual yönlü tek bir kesit alınmış toplam 5 nokta üzerinde iç uyum ölçümleri yapılmıştır (Uçar ve ark. 2009).

Yürütülen çalışmada iç ve marjinal uyumun ölçümü için her bir prepare edilmiş diştten 3 bukkolingual 3 mezio-distal yönlü kesit alınmıştır. Bu kesitler; ya prepare edilen diştin merkezinden geçmiş; ya da oluk marjinal tasarımının kurvatürünün iç bitim noktasından geçirilerek standardizasyon sağlanmıştır. Alınan her bir kesitte; marjinal uyum ölçümü için her bir diştin preparasyon marjiniinden itibaren 0.1, 0.5 ve 0.9 mm yukarıda simetrik olarak 3 noktada toplam 72 adet ölçüm yapılmıştır. İç uyumun ölçümü için ise, her kesitte bir diştin aksiyal duvarının tam ortasında konumlu simetrik iki nokta ile, diştin oklüzal yüzünde simetrik 3 noktada toplam 156 adet ölçüm yapılmıştır. Dolayısıyla her bir sabit protez için toplamda 228 noktadan ölçüm yapılmıştır.

İç ve marjinal uyumun ölçülmesinde kullanılan tüm temel yöntemler ve dezavantajları değerlendirilmiş ve yürütülen çalışmada bu dezavantajları ortadan kaldıran yenilikçi 3 boyutlu bir yöntem kullanılmıştır. Bu yöntem; hem iç hem marjinal uyumun ölçülebilmesine imkan sağlamaktadır. Silikon replika/kesit alma yöntemlerinde olduğu gibi aracı malzeme kullanım ihtiyacı ortadan kaldırılmıştır. Yıkıcı bir yöntem değildir, çok aşamalı ölçümlere izin verir ve ölçümler tekrar edilebilir. İstenildiği noktadan istenilen sayıda kesit alınabilir. Bu yöntemde, iç ve

marjinal aralık ölçümleri; sanayide tersine mühendislik işlemlerinde kullanılan bir yazılım yardımıyla 3 boyutlu olarak doğrudan yapılmaktadır. Bu yöntemin en büyük dezavantajı, uygulanabilmesi için gerekli olan ekipman ve programın getirdiği yüksek maliyettir. Ancak; günümüz diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaya başlanmış olan bilgisayar destekli üretim yöntemleriyle elde edilen sabit restorasyonların kalite kontrollerinin yapılmasının gerekliliği; yürütülen çalışmada kullanılan yöntemin veya türevlerinin gelecek dönemlerde yaygın olarak kullanılmasını gerekli kılacağı düşünülmektedir.

Yürütülen bu in-vitro çalışmada aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir.

1- En düşük ortalama marjinal aralık değerleri; tabakalama seramiği uygulaması öncesi ve sonrasında TSBF üretim yöntemiyle elde edilen sabit protezlerde görülmüştür. En yüksek ortalama marjinal aralık değerleri ise tabakalama seramiği uygulaması öncesi SLS üretim yöntemiyle elde edilen sabit protez metal alt yapılarında, tabakalama seramiği uygulaması sonrasında ise YSBF üretim yöntemiyle elde edilen sabit protezlerde görülmüştür.

2- En düşük ortalama aksiyal aralık değerleri; tabakalama seramiği uygulaması öncesi ve sonrasında TSBF üretim yöntemiyle elde edilen sabit protezlerde görülmüştür. En yüksek ortalama aksiyal aralık değerleri ise tabakalama seramiği uygulaması öncesi YSBF üretim yöntemiyle elde edilen sabit protez metal alt yapılarında, tabakalama seramiği uygulaması sonrasında ise SLS üretim yöntemiyle elde edilen sabit protezlerde görülmüştür.

3- En düşük ortalama oklüzal aralık değerleri; tabakalama seramiği uygulaması öncesi ve sonrasında TSBF üretim yöntemiyle elde edilen sabit protezlerde görülmüştür. En yüksek ortalama oklüzal aralık değerleri ise tabakalama seramiği uygulaması öncesi ve sonrasında SLS üretim yöntemiyle elde edilen sabit protezlerde görülmüştür.

4- Fırınlama işlemi genel olarak ortalama marjinal, oklüzal ve aksiyal aralık değerlerinde artışa sebep olmuştur.

5- İç uyum ölçümlerinde, tüm üretim yöntemleri için; oklüzal kesitlerdeki ortalama aralık değerleri, aksiyal kesitlerdeki ortalama aralık değerlerinden daha büyük olmuştur.

6- En yüksek ortalama mekanik dayanıklılık değerleri; hem termal siklus ve dinamik yükleme işlemi yapılan hem de yapılmayan sabit protezler arasında TSBF üretim yöntemiyle elde edilen sabit protezlerde görülmüştür.

7- En düşük ortalama mekanik dayanıklılık değerleri; hem termal siklus ve dinamik yükleme işlemi yapılan hem de yapılmayan sabit protezler arasında SLS üretim yöntemiyle elde edilen sabit protezlerde görülmüştür.

8- Termal siklus ve dinamik yükleme işlemleri; sabit protezlerin ortalama mekanik dayanıklılık değerlerinde azalmaya sebep olmuştur.

## 5 KAYNAKLAR

- ABOUSHELIB MN. (2012) Fatigue and fracture resistance of zirconia crowns prepared with different finish line designs. *J Prosthodont*,21,22-27.
- ADA. (1970-1971) ANSI/ADA Specification no:8 for zinc phosphate cement. In: Guide to dental materials and devices, American Dental Association, Chicago.
- AMMANGIRRBACH. (2014) Materials for CAD-CAM. Material Catalog.
- ANDERSSON M, CARLSSON L, PERSSON M, BERGMAN B. (1996) Accuracy of machine milling and spark erosion with a CAD/CAM system. *J Prosthet Dent*,76,187-193.
- ANUSAVICE KJ. (2012) Standardizing failure, success, and survival decisions in clinical studies of ceramic and metal-ceramic fixed dental prostheses. *Dent Mater*,28,102-111.
- ANUSAVICE KJ, SHEN C, RAWLS HR. (2012a) Emerging Technologies, PHILLIPS' Science of Dental Materials, Elseiver, Philedelphia. p. 519-537.
- ANUSAVICE KJ, SHEN C, RAWLS HR. (2012b) Dental Casting Alloys and Metal Joining, PHILLIPS' Science of Dental Materials, Elseiver, Philedelphia. p. 367-395.
- ARNOLD HN, AQUILINO SA. (1988) Marginal adaptation of porcelain margins in ceramometal restorations. *J Prosthet Dent*,59,409-417.
- ATT W, KOMINE F, GERDS T, STRUB JR. (2009) Marginal adaptation of three different zirconium dioxide three-unit fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent*,101,239-247.
- BEHREND DA. (1984) Crown margins and gingival health. *Ann R Australas Coll Dent Surg*,8,138-145.

- BERGENHOLTZ G, COX CF, LOESCHE WJ, SYED SA. (1982) Bacterial leakage around dental restorations: its effect on the dental pulp. *J Oral Pathol*,11,439-450.
- BERTOLOTTI R. (1984) Selection of alloys for today's crown and fixed partial denture restorations. *J Am Dent Assoc*,108,954-966.
- BERZINS M, CHILDS T, RYDER G. (1996) The Selective Laser Sintering of Polycarbonates. *Annals of the CIRP*,45,187-190.
- BESCHNIDT SM, STRUB JR. (1999) Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth. *J Oral Rehabil*,26,582-593.
- BESIMO C, JEGER C, GUGGENHEIM R. (1997) Marginal adaptation of titanium frameworks produced by CAD/CAM techniques. *Int J Prosthodont*,10,541-546.
- BEUER F, SCHWEIGER J, EDELHOFF D. (2008) Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J*,204,505-511.
- BINDL A, MORMANN WH. (2004) Survival rate of mono-ceramic and ceramic-core CAD/CAM-generated anterior crowns over 2-5 years. *Eur J Oral Sci*,112,197-204.
- BIRNBAUM N, AARONSON H, STEVENS C. (2009) 3D digital scanners: a high-tech approach to more accurate dental impressions. *Inside Dentistry*,5.4,12-15
- BJORN AL, BJORN H, GRKOVIC B. (1970) Marginal fit of restorations and its relation to periodontal bone level. II. Crowns. *Odontol Revy*,21,337-346.
- BLATZ MB, SADAN A, BLATZ U. (2003) The effect of silica coating on the resin bond to the intaglio surface of Procera AllCeram restorations. *Quintessence Int*,34,542-547.

- BLATZ MB, SADAN A, MARTIN J, LANG B. (2004) In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-sintered high-purity zirconium-oxide ceramic after long-term storage and thermal cycling. *J Prosthet Dent*,91,356-362.
- BUCHANAN WT, SVARE CW, TURNER KA. (1981) The effect of repeated firings and strength on marginal distortion in two ceramometal systems. *J Prosthet Dent*,45,502-506.
- BUGEDA G, CERVERA M, LOMBERA G. (1999) Numerical Prediction of Temperature and Density Distributions in Selective Laser Sintering Process. *Rapid Prototyping Journal*,5,21-26.
- CAMPBELL SD, SIRAKIAN A, PELLETIER LB, GIORDANO RA. (1995) Effects of firing cycle and surface finishing on distortion of metal ceramic castings. *J Prosthet Dent*,74,476-481.
- CARPENTIERI JR. (2004) Clinical protocol for an overdenture bar prosthesis fabricated with CAD/CAM technology. *Pract Proced Aesthet Dent*,16,755-757.
- CASALINO G. (2002) An Investigation of Rapid Prototyping of Sand Casting Molds by Selective Laser Sintering. *Journal of Laser Applications*,14,100-106.
- CHEAH CM, CHUA CK, TAN KH, TEO CK. (2003) Integration of laser surface digitizing with CAD/CAM techniques for developing facial prostheses. Part 1: Design and fabrication of prosthesis replicas. *Int J Prosthodont*,16,435-441.
- CHEN C. (1998) The feasibility study of ct and rapid prototyping on dental crown fabrication, dissertation, National Taiwan University of Science and Technology. Taiwan.
- CHRISTENSEN GJ. (2005) The state of fixed prosthodontic impressions: room for improvement. *J Am Dent Assoc*,136,343-346.

- CIOCCA L, SCOTTI R. (2004) CAD-CAM generated ear cast by means of a laser scanner and rapid prototyping machine. *J Prosthet Dent*,92,591-595.
- CLAUSEN JO, ABOU TARA M, KERN M. (2010) Dynamic fatigue and fracture resistance of non-retentive all-ceramic full-coverage molar restorations. Influence of ceramic material and preparation design. *Dent Mater*,26,533-538.
- CROCKETT R, ZICK R. (2000) Forensic applications of solid freeform fabrication, Proceedings of the 11th Annual Solid Freeform Fabrication Symposium, Austin, TX. pp. 549-554.
- CURCIO R, PERIN GL, CHILVARQUER I, BORRI ML, AJZEN S. (2007) Use of models in surgical predictability of oral rehabilitations. *Acta Cir Bras*,22,387-395.
- DEDERICH DN, SVARE CW, PETERSON LC, TURNER KA. (1984) The effect of repeated firings on the margins of nonprecious ceramometals. *J Prosthet Dent*,51,628-630.
- DEGRANGE M, SADOON M, HEIM N. (1987) [Dental ceramics. Part 2: The new ceramics]. *J Biomater Dent*,3,61-69.
- DELIKANLI K, SOFU M, BEKÇI U. (2005) Üretim Sektöründe Hızlı Direkt İmalat Sistemlerinin Yeri Ve Önemi. *Makine Teknolojileri Elektronik Dergisi* 4,33-39.
- DI FRANCESCANTONIO M, DE OLIVEIRA MT, GARCIA RN, ROMANINI JC, DA SILVA NR, GIANNINI M. (2010) Bond strength of resin cements to Co-Cr and Ni-Cr metal alloys using adhesive primers. *J Prosthodont*,19,125-129.
- DURET F, PRESTON JD. (1991) CAD/CAM imaging in dentistry. *Curr Opin Dent*,1,150-154.
- EOS. (2014) Technical Data Catalog.



- FELTON DA, SULIK WD, HOLLAND GA, TAYLOR DF, BAYNE SC. (1988) Marginal discrepancy changes at various stages of construction of three-unit porcelain-fused-to-metal fixed partial dentures. *Dent Mater*,4,296-301.
- FENG Z, DONG Y, ZHAO Y, BAI S, ZHOU B, BI Y, WU G. (2010) Computer-assisted technique for the design and manufacture of realistic facial prostheses. *Br J Oral Maxillofac Surg*,48,105-109.
- FONSECA JC, HENRIQUES GE, SOBRINHO LC, DE GOES MF. (2003) Stress-relieving and porcelain firing cycle influence on marginal fit of commercially pure titanium and titanium-aluminum-vanadium copings. *Dent Mater*,19,686-691.
- GEMALMAZ D, ALKUMRU HN. (1995) Marginal fit changes during porcelain firing cycles. *J Prosthet Dent*,73,49-54.
- GEMALMAZ D, BERKSUN S, ALKUMRU HN, KASAPOGLU C. (1998) Thermal cycling distortion of porcelain fused to metal fixed partial dentures. *J Prosthet Dent*,80,654-660.
- GOOD ML, MITCHELL CA, PINTADO MR, DOUGLAS WH. (2009) Quantification of all-ceramic crown margin surface profile from try-in to 1-week post-cementation. *J Dent*,37,65-75.
- HAN HS, YANG HS, LIM HP, PARK YJ. (2011) Marginal accuracy and internal fit of machine-milled and cast titanium crowns. *J Prosthet Dent*,106,191-197.
- HENKEL GL. (2007) A comparison of fixed prostheses generated from conventional vs digitally scanned dental impressions. *Compend Contin Educ Dent*,28,422-424, 426-428, 430-421.
- HO H, GIBSON I, CHEUNG W. (1999) Effects of Energy Density on Morphology and Properties of Selective Laser Sintered Polycarbonate. *Journal of Materials Processing Technology*,89-90,204-210.

- HOLMES JR, BAYNE SC, HOLLAND GA, SULIK WD. (1989) Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent*,62,405-408.
- JAMIESON R, HOLMER B, ASHBY A. (1995) How rapid prototyping can assist in the development of new orthopaedic products-a case study. *Rapid Prototyp J*,1,38-41.
- JENG J, CHEN C, CHEN S, CHEN R. (2000a) Application of a micro-CT scan to tooth crown dimensions measurement and CAD model construction for rapid prototyping. *J Chin Soc Mech Eng*,21,321-324.
- JENG J, CHANG K, DONG D, SHIH H. (2000b) Tooth crown fabrication using reverse engineering technology and model maker rapid prototyping system. *Rapid Prototyp J*,6,136-145.
- JIAO T, ZHANG F, HUANG X, WANG C. (2004) Design and fabrication of auricular prostheses by CAD/CAM system. *Int J Prosthodont*,17,460-463.
- KAI C, MENG C, CHING L. (1998) Rapid prototyping assisted surgery planning. *Int J Adv Manuf Technol*,14,624-630.
- KANDIS M, BERGMAN T. (2000) A Simulation-based Correlation of the Density and Thermal Conductivity of Objects Produced by Laser Sintering of Polymer Powders. *Journal of Manu Science and Eng*,1222,439-444.
- KARLSSON S. (1986) A clinical evaluation of fixed bridges, 10 years following insertion. *J Oral Rehabil*,13,423-432.
- KELLY JR, DAVIS SH, CAMPBELL SD. (1989) Nondestructive, three-dimensional internal fit mapping of fixed prostheses. *J Prosthet Dent*,61,368-373.
- KELLY JR, NISHIMURA I, CAMPBELL SD. (1996) Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent*,75,18-32.

- KERN M, SCHALLER HG, STRUB JR. (1993) Marginal fit of restorations before and after cementation in vivo. *Int J Prosthodont*,6,585-591.
- KIM KB, KIM WC, KIM HY, KIM JH. (2013) An evaluation of marginal fit of three-unit fixed dental prostheses fabricated by direct metal laser sintering system. *Dent Mater*,29,91-96.
- KOCHAN D, KAI C, ZHAOHUI D. (1999) Rapid Prototyping Issues in the 21st Century. *Computers in Industry*,3-10.
- KRUTH J. (2001), Lasers and Materials in Selective Laser Sintering Proceeding of 3rd Laser Assisted Nearshape Engineering Conference, Erlangen, Germany. p. 3-24.
- KUMAR S. (2003) Selective laser sintering: A qualitative and objective approach. *JOM*,55,43-47.
- LAL K, WHITE GS, MOREA DN, WRIGHT RF. (2006) Use of stereolithographic templates for surgical and prosthodontic implant planning and placement. Part I. The concept. *J Prosthodont*,15,51-58.
- LAMPE K, LUTHY H, MÖRMANN W. (1996) Fracture load of allceramic computer crowns. In: Mörmann WH, CAD/CAM in Aesthetic Dentistry, Cerec 10 Year Anniversary Symposium, Quintessence. pp. 463-482.
- LIEW CL, LEONG KF, CHUA CK, DU Z. (2001) Dual Material Rapid Prototyping Techniques for the Development of Biomedical Devices. Part 1: Space Creation. *International Journal of Advanced Manufacturing Technology*,18,717-723.
- LIEW CL, LEONG KF, CHUA CK, DU Z. (2002) Dual Material Rapid Prototyping Techniques for the Development of Biomedical Devices, Part 2: Secondary Powder Deposition. *International Journal of Advanced Manufacturing Technology*,19,679-687.
- LIU PR, ISENBERG BP, LEINFELDER KF. (1993) Evaluating CAD-CAM generated ceramic veneers. *J Am Dent Assoc*,124,59-63.

- LUTHARDT RG, SANDKUHL O, HEROLD V, WALTER MH. (2001) Accuracy of mechanical digitizing with a CAD/CAM system for fixed restorations. *Int J Prosthodont*,14,146-151.
- LUTHARDT RG, BORNEMANN G, LEMELSON S, WALTER MH, HULS A. (2004) An innovative method for evaluation of the 3-D internal fit of CAD/CAM crowns fabricated after direct optical versus indirect laser scan digitizing. *Int J Prosthodont*,17,680-685.
- MacALOON K. (1997) Rapid prototyping technology: a unique approach to the diagnosis and planning of medical procedures., Society of Manufacturing Engineers, Dearborn, MI.
- MACHINIST A. (1998) The CAD/CAM hall of fame, American Machinist. Website.
- MCLEAN JW. (1984) Perspectives of dental ceramics. In: McLean JW, ed. *Dental Ceramics. Proceedings of the First International Symposium on Ceramics.* , Quintessence Publishing Co, Chicago
- MCLEAN JW, VON FRAUNHOFER JA. (1971) The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J*,131,107-111.
- MEHL A, GLOGER W, KUNZELMANN KH, HICKEL R. (1997) A new optical 3-D device for the detection of wear. *J Dent Res*,76,1799-1807.
- MICHALAKIS KX, STRATOS A, HIRAYAMA H, KANG K, TOULOUMI F, OISHI Y. (2009) Fracture resistance of metal ceramic restorations with two different margin designs after exposure to masticatory simulation. *J Prosthet Dent*,102,172-178.
- MORMANN WH. (2006) The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc*,137 Suppl,7S-13S.
- MORMANN WH, BINDL A. (2002) All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. *Dent Clin North Am*,46,405-426.

- MORMANN WH, BRANDESTINI M, LUTZ F, BARBAKOW F. (1989) Chairside computer-aided direct ceramic inlays. *Quintessence Int*,20,329-339.
- NAWAFLEH NA, MACK F, EVANS J, MACKAY J, HATAMLEH MM. (2013) Accuracy and reliability of methods to measure marginal adaptation of crowns and FDPs: a literature review. *J Prosthodont*,22,419-428.
- NAYLOR WP. (2009a) Essentials of Metal Ceramic Substructure Design, Introduction to Metal Ceramic Technology, Quintessence Publishing Co,Inc, Chicago. pp. 43-64.
- NAYLOR WP. (2009b) Casting Alloys for Bonding to Dental Porcelain, Introduction to Metal Ceramic Technology, Quintessence Publishing Co,Inc, Chicago. pp. 27-41.
- NAYLOR WP. (2009c) The Chemistry of Dental Porcelain, Introduction to Metal Ceramic Technology, Quintessence Publishing Co,Inc, Chicago. pp. 17-26.
- NELSON JC, XUE S, BARLOW JW, BEAMAN JJ, MARCUS HL, BOURELL DL. (1993) Model of the Selective Laser Sintering of Bishphenol-A-polycarbonate. *Industrial and Eng Chemistry Research*,32,2305-2317.
- NICOLE RH, DAVID LB, JOSEPH JB, REUBEN R. (2001) Titanium castings using laser-scanned data and selective laser-sintered zirconia molds. *Journal of Materials Engineering and Performance*,10,410-413.
- NIU H, CHANG I. (2000) Selective Laser Sintering of Gas Atomized M2 High Speed Steel Powder. *Journal of Materials Science*,35,31-38.
- ÓDONNCHADHA B, ANTHONY T. (2004) A note on rapid metal composite tooling by selective laser sintering Original Research Article. *Journal of Materials Processing Technology*,153-154,28-34.

- OKUTAN M, HEYDECKE G, BUTZ F, STRUB JR. (2006) Fracture load and marginal fit of shrinkage-free ZrSiO<sub>4</sub> all-ceramic crowns after chewing simulation. *J Oral Rehabil*,33,827-832.
- ORTORP A, JONSSON D, MOUHSEN A, VULT VON STEYERN P. (2011) The fit of cobalt-chromium three-unit fixed dental prostheses fabricated with four different techniques: a comparative in vitro study. *Dent Mater*,27,356-363.
- POSSELT A, KERSCHBAUM T. (2003) Longevity of 2328 chairside Cerec inlays and onlays. *Int J Comput Dent*,6,231-248.
- PRESTON JD, DURET F. (1997) CAD/CAM in dentistry. *Oral Health*, 87,17-20, 23-14, 26-17.
- PRIEST G. (2005) Virtual-designed and computer-milled implant abutments. *J Oral Maxillofac Surg*,63,22-32.
- PROBSTER L. (1996) Four year clinical study of glass-infiltrated, sintered alumina crowns. *J Oral Rehabil*,23,147-151.
- QUALTROUGH AJ, PIDDOCK V, KYPREOU V. (1993) A comparison of two in vitro methods for assessing the fitting accuracy of composite inlays. *Br Dent J*,174,450-454.
- QUANTE K, LUDWIG K, KERN M. (2008) Marginal and internal fit of metal-ceramic crowns fabricated with a new laser melting technology. *Dent Mater*,24,1311-1315.
- REISS B. (2007) Cerec standard 3-d occlusal contouring in comparison with the new biogeneric occlusal morphing: a case report. *Int J Comput Dent*,10,69-75.
- REPORT A. (1984) Classification system for cast alloys, Council on Dental Materials, Instruments, and Equipment. p. 766.

- RICHTER-SNAPP K, AQUILINO SA, SVARE CW, TURNER KA. (1988) Change in marginal fit as related to margin design, alloy type, and porcelain proximity in porcelain-fused-to-metal restorations. *J Prosthet Dent*,60,435-439.
- ROBERTS M. (2013) Strategies for integrating new restorative materials with digital technology and sound restorative principles. *Compend Contin Educ Dent*,34,52-57, 59.
- ROSENSTIEL SF, LAND MF, FUJIMOTO J. (2006a) Metal- Ceramic Restorations, Contemporary Fixed Prosthodontics, Mosby-Elsevier Inc., Philadelphia. pp. 740-773.
- ROSENSTIEL SF, LAND MF, FUJIMOTO J. (2006b) Investing and Casting, Contemporary Fixed Prosthodontics, Mosby-Elsevier Inc., Philadelphia. pp. 681-708.
- SAKAGUCHI RL, POWERS JM. (2012) Restorative Materials—Ceramics, Craig's Restorative Dental Material, Elsevier Mosby. pp. 253-275.
- SALTZBERG DS, CERAVOLO FJ, HOLSTEIN F, GROOM G, GOTTSEGEN R. (1976) Scanning electron microscope study of the junction between restorations and gingival cavosurface margins. *J Prosthet Dent*,36,517-522.
- SANTOS E, SHIOMI M, OSAKADA K, LAOUI T. (2006) Rapid manufacturing of metal components by laser forming. *International Journal of Machine Tools & Manufacture*,46,1459-1968.
- SCHMALZ G, FEDERLIN M, REICH E. (1995) Effect of dimension of luting space and luting composite on marginal adaptation of a class II ceramic inlay. *J Prosthet Dent*,73,392-399.
- SCHWARTZ NL, WHITSETT LD, BERRY TG, STEWART JL. (1970) Unserviceable crowns and fixed partial dentures: life-span and causes for loss of serviceability. *J Am Dent Assoc*,81,1395-1401.

- SCOTTI R, CATAPANO S, D'ELIA A. (1995) A clinical evaluation of In-Ceram crowns. *Int J Prosthodont*,8,320-323.
- SHEARER B, GOUGH MB, SETCHELL DJ. (1996) Influence of marginal configuration and porcelain addition on the fit of In-Ceram crowns. *Biomaterials*,17,1891-1895.
- SHELLABEAR M, NYRHILLÄ O. (2004) DMLS-Development History and State of the Art, Conference, Erlangen, Germany.
- SHILLINGBURG HT, HOBO S, WHITSETT LD, JACOBI R, BRACKETT SE. (1997a) Metal Ceramic Restorations, *Fundamentals of fixed prosthodontics*. p. 455-483.
- SHILLINGBURG HT, HOBO S, WHITSETT LD, JACOBI R, BRACKETT SE. (1997b) Investing and Casting, *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*, Quintessence Publishing Co, Inc, Illionis. p. 365-383.
- SHILLINGBURG HT, HOBO S, WHITSETT LD, JACOBI R, BRACKETT SE. (1997c) An Introduction to Fixed Prosthodontics, *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*, Quintessence Publishing Co, Inc, Illionis. p. 1-9.
- SHIRAKURA A, LEE H, GEMINIANI A, ERCOLI C, FENG C. (2009) The influence of veneering porcelain thickness of all-ceramic and metal ceramic crowns on failure resistance after cyclic loading. *J Prosthet Dent*,101,119-127.
- SHOKRY TE, ATTIA M, MOSLEH I, ELHOSARY M, HAMZA T, SHEN C. (2010) Effect of metal selection and porcelain firing on the marginal accuracy of titanium-based metal ceramic restorations. *J Prosthet Dent*,103,45-52.
- SJOGREN G, MOLIN M, VAN DIJKEN JW. (2004) A 10-year prospective evaluation of CAD/CAM-manufactured (Cerec) ceramic inlays cemented with a chemically cured or dual-cured resin composite. *Int J Prosthodont*,17,241-246.



- SOFU M. (2006) Hızlı Direkt İmalat Yöntem ve Uygulamaları, TİMAK-Tasarım İmalat Analiz Kongresi., Balıkesir.
- SORENSEN JA. (1990) A standardized method for determination of crown margin fidelity. *J Prosthet Dent*,64,18-24.
- STAPPERT CF, DAI M, CHITMONGKOLSUK S, GERDS T, STRUB JR. (2004) Marginal adaptation of three-unit fixed partial dentures constructed from pressed ceramic systems. *Br Dent J*,196,766-770.
- TAMAC E, TOKSAVUL S, TOMAN M. (2014) Clinical marginal and internal adaptation of CAD/CAM milling, laser sintering, and cast metal ceramic crowns. *J Prosthet Dent*. In-press.
- TERMS (2005) The glossary of prosthodontic terms, *J Prosthet Dent*. p. 10-92.
- TINSCHERT J, NATT G, MAUTSCH W, SPIEKERMANN H, ANUSAVICE KJ. (2001) Marginal fit of alumina-and zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system. *Oper Dent*,26,367-374.
- TSUJI M, NOGUCHI N, IHARA K, YAMASHITA Y, SHIKIMORI M, GOTO M. (2004) Fabrication of a maxillofacial prosthesis using a computer-aided design and manufacturing system. *J Prosthodont*,13,179-183.
- TUCILLO J, CASCONI P. (1983) The Evolution of porcelain fused to metal alloy systems. In:McLean JW. ed. *Dental Ceramics. , Proceedings of the First International Symposium on Ceramics*, Quintessence Publ. Co, Chicago. pp. 347-370.
- UÇAR Y, AKOVA T, AKYIL MS, BRANTLEY WA. (2009) Internal fit evaluation of crowns prepared using a new dental crown fabrication technique: laser-sintered Co-Cr crowns. *J Prosthet Dent*,102,253-259.

- VAIL N, BARLOW J, MARCUS H. (1993) Silicon Carbide Preforms for Metal Infiltration by Selective Laser Sintering of Polymer Encapsulated Powders, Proceedings of the Solid Freeform Fabrication Symposium., Austin, TX: University of Texas;. p. 204-214.
- WANG RR, ANDRES CJ. (1999) Hemifacial microsomia and treatment options for auricular replacement: A review of the literature. *J Prosthet Dent*,82,197-204.
- WHITE SN, YU Z, TOM JF, SANGSURASAK S. (1995) In vivo marginal adaptation of cast crowns luted with different cements. *J Prosthet Dent*,74,25-32.
- WILLIAMS J, DECKARD C. (1998) Advances in Modeling the Effects of Selected Parameters on the SLS Process. *Rapid Prototyping Journal*,4,90-100.
- WILLIAMS RJ, BIBB R, EGGBEER D, COLLIS J. (2006) Use of CAD/CAM technology to fabricate a removable partial denture framework. *J Prosthet Dent*,96,96-99.
- WITKOWSKI S. (2005) (CAD-)/CAM in Dental Technology. *Quintessence Dental Technology*,28,169-183.
- WOLFART S, WEGNER SM, AL-HALABI A, KERN M. (2003) Clinical evaluation of marginal fit of a new experimental all-ceramic system before and after cementation. *Int J Prosthodont*,16,587-592.

## 6 ÖZGEÇMİŞ

Recep Uzgur, 1984 yılında Kars'ta doğdu. İlk, orta ve lise öğrenimini Kars'ta tamamladı. 2003 yılında girdiği Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nden 2008 yılında mezun oldu.

2009 yılında Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesinde Arş.Gör. olarak çalışmaya başladı. 2011 yılında Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda doktora öğrenimine başladı. Evli ve bir çocuk sahibidir. Halen Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde görevine devam etmektedir.